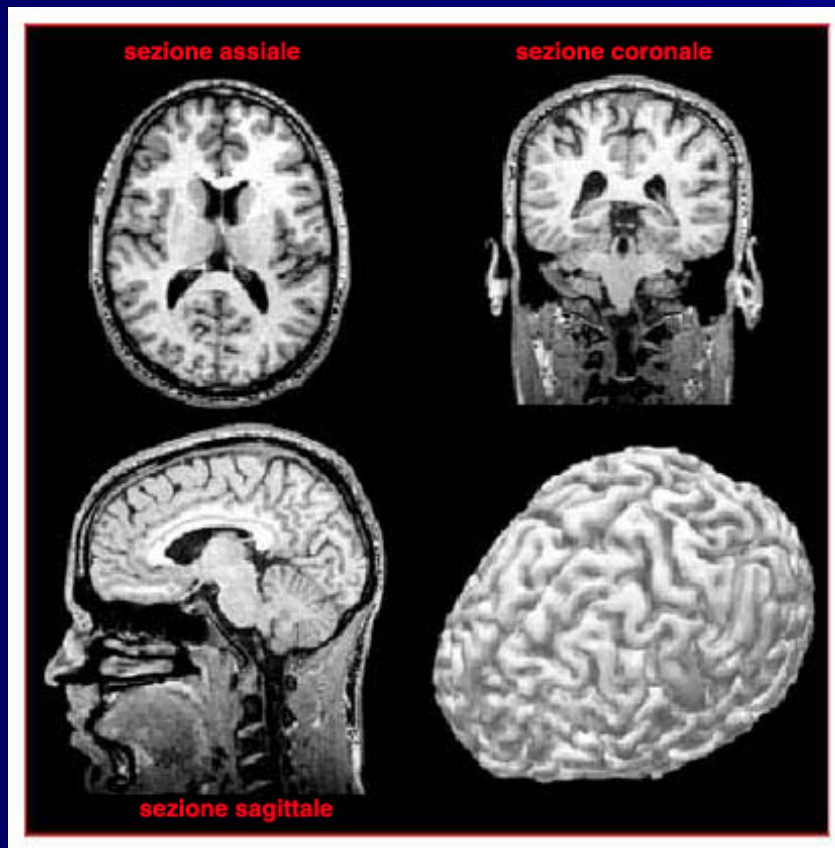


La Risonanza Magnetica Nucleare



- Storia della risonanza magnetica
- Principi fisici
- MRI
- Apparecchiature RMN
- Aspetti di sicurezza per impianti RMN

La 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.

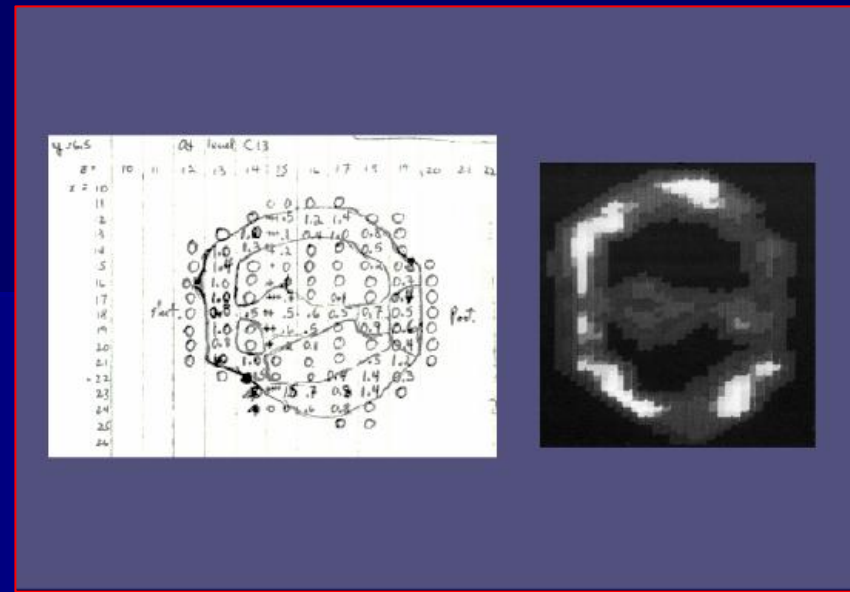
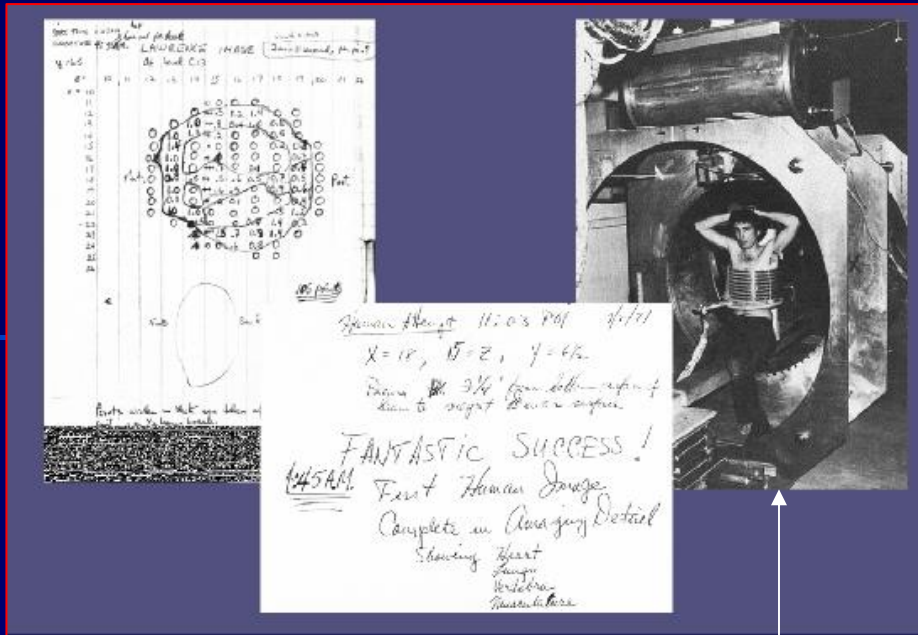
2003: Nobel per la Medicina a P.Lauterbur e P. Mansfield

L'eccellente escluso dal premio Nobel 2003

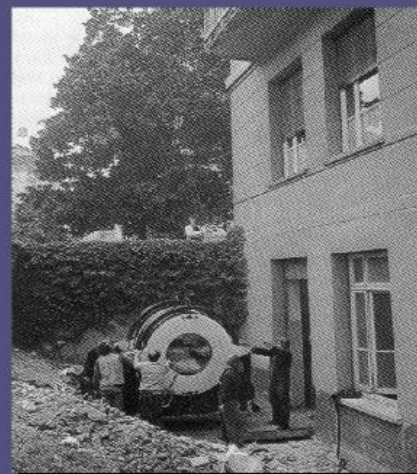


Raymond Damadian

- 1971: le cellule cancerogene sono differenti in NMR
- 1972: primo scanning umano nella FONAR
- Costruisce il primo magnete chiamato "Indomitable"
- Non vinse mai il premio Nobel per il suo lavoro!



0.05T omogeneo solo al centro
106 voxel = 4 ore!!

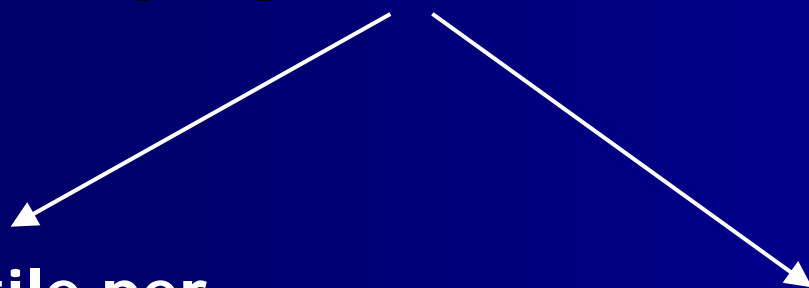


Presso l'Ospedale S. Martino
 di Genova viene installata la
 prima apparecchiatura RM in
 una struttura pubblica.
 Tomografo RM con magnete
 resistivo da 0,15 T (Esatom
 MR1500/Esate).

Aprile 1984

Risonanza magnetica: principi fisici

Per spiegare il fenomeno della risonanza magnetica nucleare si può utilizzare sia la meccanica classica che la meccanica quantistica perché entrambe le trattazioni giungono a relazioni finali identiche.



MQ: più utile per spiegare le relazioni fra le frequenze di assorbimento ed i livelli energetici del nucleo

MC: più utile per descrivere il fenomeno di assorbimento e il modo in cui misurarlo

Per cominciare: qualche concetto 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** la cui componente risulta essere quantizzata e deve essere un multiplo intero o semi intero di $\hbar/2\pi$.

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

- In MQ si introduce il numero quantico di spin I (numero massimo delle componenti di spin) a cui possono essere associati $2I+1$ livelli energetici.
- Per i nuclei aventi un numero pari sia di protoni che di neutroni si ha $I=0$.
- Risultano interessanti per la risonanza magnetica i nuclei con $I=1/2$ che sono caratterizzati da due soli livelli energetici.
- L'idrogeno H per la sua abbondanza nei tessuti e per le proprietà fisiche che facilitano la rivelazione dei relativi segnali RM è il nuclide normalmente utilizzato per la spettroscopia MR e per l'imaging e sarà preso a riferimento nel seguito.

Per cominciare: qualche concetto di base...

Il nucleo è anche dotato di carica.
Una carica in moto rotatorio produce un **momento magnetico** $\underline{\mu}$.
Esso è legato al momento angolare dalla relazione:

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

→ **fattore giromagnetico**
caratteristico di ogni specie
nucleare $\left(\frac{\gamma_{\text{H}}}{2\pi} = 42.5774 \text{ MHz /T}\right)$

$$|\bar{\mu}| = \gamma \frac{h}{2\pi} \sqrt{I(I+1)}$$

modulo del momento magnetico

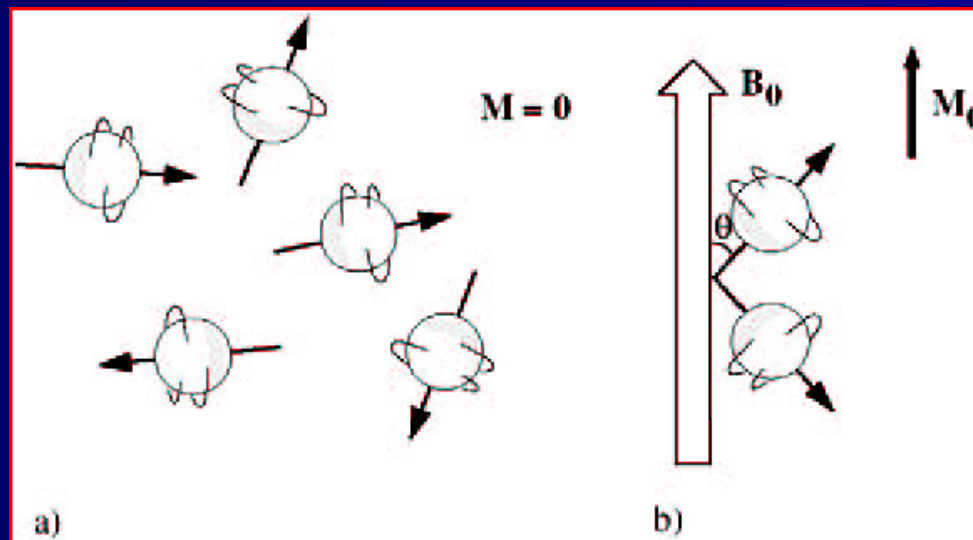
h costante di Planck

I numero quantico di spin nucleare che può assumere valore intero semi intero o nullo

Per cominciare: qualche concetto di base...

NUCLEO	COMPOSIZIONE NUCLEARE			RAPPORTO GIROMAGNETICO (MHz/T)	QUANTITA' MEDIA NEL CORPO UMANO (g)
	protoni	neutroni	I		
1H Prozio	1	0	1/2	42.5774	6930.02
2H Deuterio	1	1	1	6.53896	
12C	6	6	0	0	
13C	6	7	1/2	10.7084	160.0
14N	7	7	1	3.07770	1793.3
16O	8	8	0	0	
17O	8	9	5/2	5.7743	15.9

Applicazione di un campo magnetico esterno e generazione della magnetizzazione macroscopica longitudinale



In assenza di campo magnetico esterno, la **direzione di μ è completamente casuale**

(a)

Se però applichiamo un campo magnetico costante $B_0 = B_0 \hat{z}$ i dipoli magnetici si orientano secondo le possibili $2I+1$ orientazioni di μ rispetto al campo esterno

(b)

Applicazione di un campo magnetico esterno e generazione della magnetizzazione macroscopica longitudinale

Agli orientamenti corrispondono differenti livelli energetici

Regola di quantizzazione per

μ_z :

$$\mu_z = \gamma \hbar m_I$$

Con $m_I = -I \dots +I$

$2I + 1$ possibili orientazioni di μ rispetto al campo esterno
(stati quantici)

L'energia
potenziale E del
nucleo in questi
stati quantici è
data da:

$$E = -\bar{\mu} \cdot \bar{B}_0 = -\mu_z B_0 = -\gamma \hbar m_I B_0$$

Applicazione di un campo magnetico esterno e generazione della magnetizzazione macroscopica longitudinale

Caso di nuclei con un solo protone (1H) $I=1/2$

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

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

$$\Delta E = E_d - E_u = \gamma\hbar B_0$$

Differenza di popolazione tra i due stati
(statistica di Boltzmann)

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

Questa equazione mette in evidenza l'esistenza di un piccolo eccesso di protoni nello stato di energia più bassa; ciò determina la creazione di una **magnetizzazione macroscopica** del sistema in esame.

Mancando questo eccesso, non si osserverebbe nessun assorbimento, in quanto il numero di particelle eccitate dalla radiazione sarebbe esattamente uguale a quello delle particelle che emettono la stessa radiazione.

Generazione della magnetizzazione macroscopica longitudinale: misurazione di M_0

M_0 è un campo magnetico statico, di intensità inferiore a B_0



Non possiamo misurare direttamente M_0
(sono solo i campi magnetici variabili (variazione di flusso Φ) ad indurre in una bobina correnti elettriche (Legge di Faraday Newmann))



Occorre quindi introdurre un sistema per generare un campo magnetico variabile nel tempo

Frequenza di Larmor

Le transizioni tra livelli energetici possono essere promosse in seguito ad assorbimento o ad emissione di una radiazione e.m. con una frequenza particolare con energia corrispondente a ΔE .

Frequenza di Larmor:

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

Essa risulta essere proporzionale sia all'intensità del campo magnetico esterno sia al valore del rapporto giromagnetico.

Ricordiamo che $\gamma/2\pi = 42 \text{ MHz/T}$

Se $B_0 = 1 \text{ T}$, allora $\nu_0 = 42 \text{ MHz}$ (campo delle radiofrequenze: 10-100 MHz)

Le macchine di uso diagnostico producono campi compresi tra 0.5 e 1.5 T quindi ci aspettiamo valori di frequenza compresi tra 21 e 63 MHz.

L'impulso RF ha due effetti sui protoni

promuove qualche protone al livello energetico superiore

sincronizza la precessione

Stabilisce una nuova magnetizzazione:
la magnetizzazione Macroscopica Trasversale

**diminuzione della Magnetizzazione
Macroscopica Longitudinale**

Generazione della magnetizzazione trasversale

I protoni quando sono immersi in un campo magnetico uniforme si comportano come dipoli magnetici e tendono ad allinearsi in modo parallelo o antiparallelo all'asse del campo.

Applicando un campo magnetico esterno diretto lungo z in un sistema di riferimento fisso, all'equilibrio si osserverà un momento M_0 , detto *magnetizzazione macroscopica longitudinale*

I protoni non sono fissi ma oscillano attorno alle linee di forza del campo →
PRECESSIONE → l'asse di rotazione del protone ruota descrivendo un cono

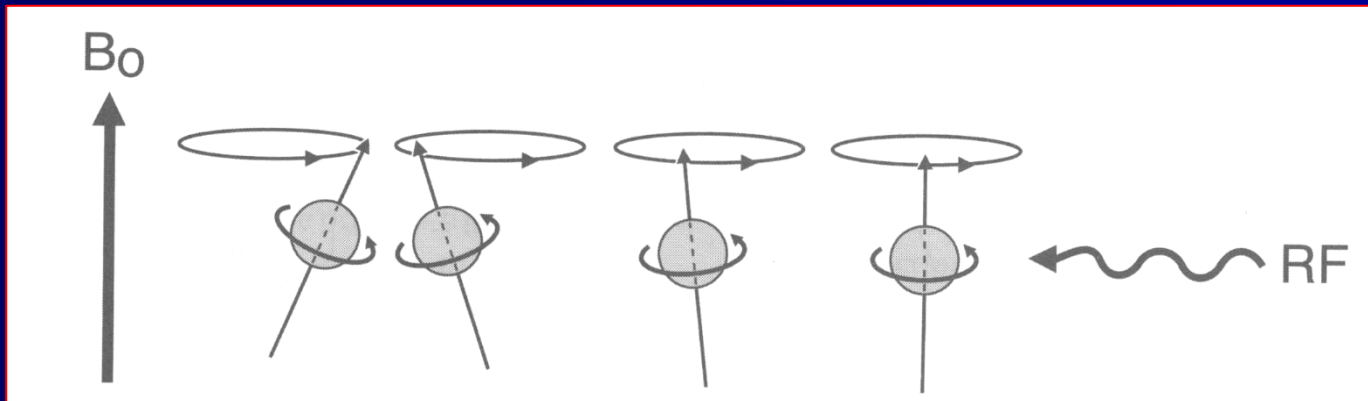
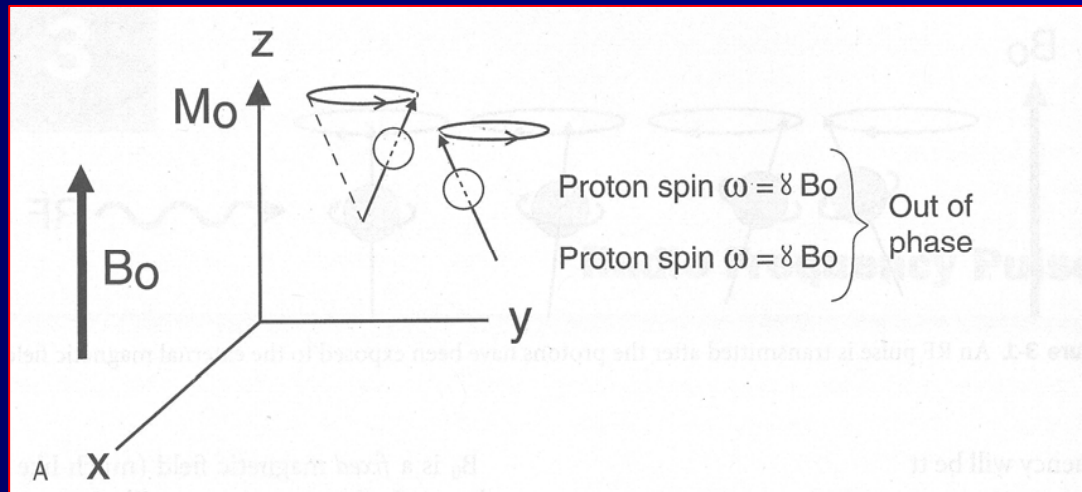
Qual è la sua frequenza?

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Dipende:

dal tipo di atomo e dall'intensità del c.m. applicato

Generazione della magnetizzazione trasversale



Generazione della magnetizzazione trasversale

La transizione quantistica corrisponde classicamente ad una variazione della direzione della magnetizzazione M_0

Come si può quindi far variare θ ?

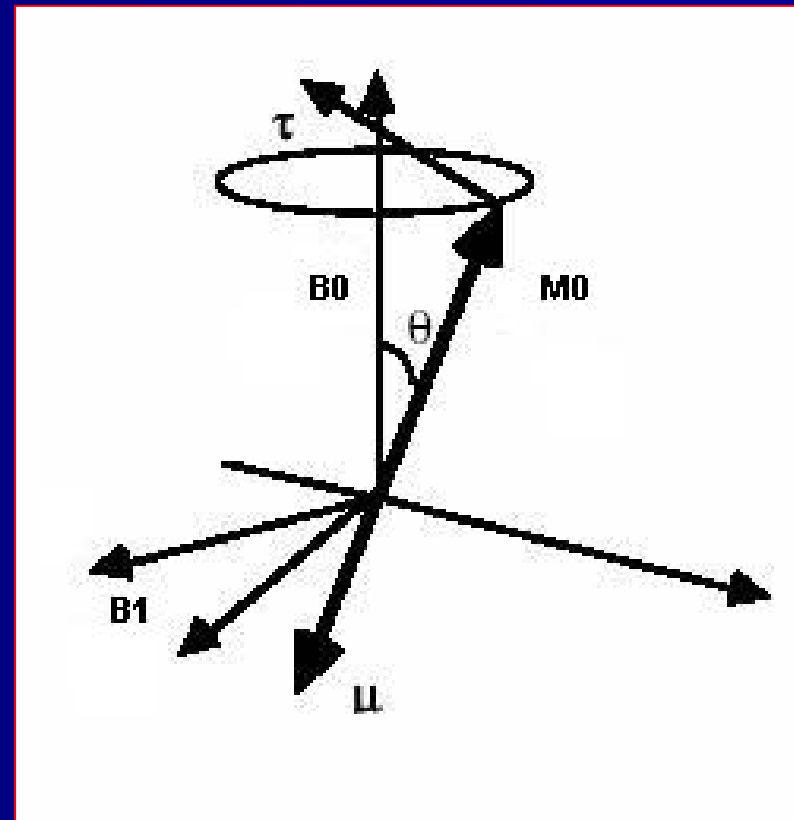
Se si applica un campo B_1 aggiuntivo, esso darà luogo ad un momento di forze perpendicolari a M_0 .

Come deve essere B_1 ?

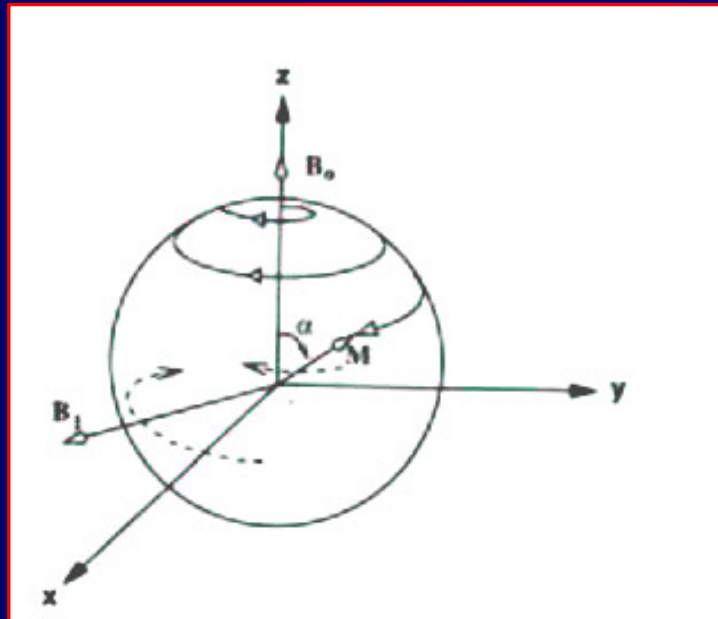
Occorre un campo B_1 ruotante con la solita frequenza, giacente nel piano xy e perpendicolare a M_0 .

Conclusione:

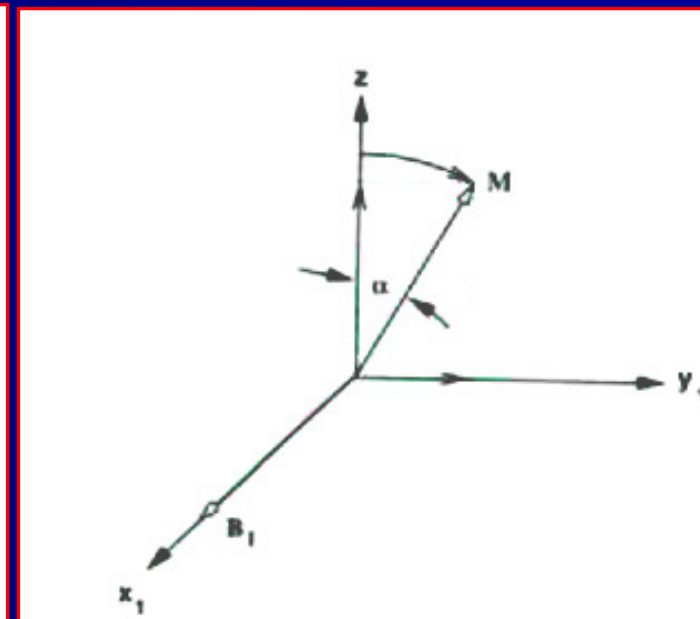
Se B_1 è diretto come in figura, θ diminuirà, se è diretto nella direzione opposta allora aumenterà.



Generazione della magnetizzazione trasversale



Effetto sulla magnetizzazione M di un campo B_1 rotante alla pulsazione di Larmor in un sistema di riferimento fisso ...



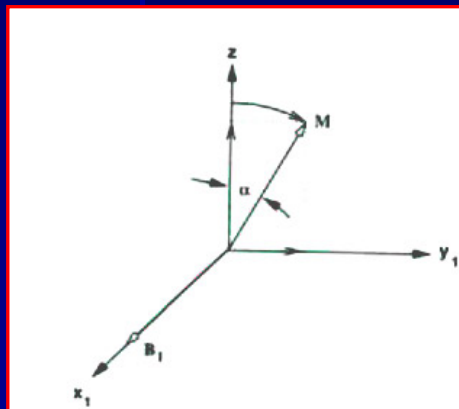
... e in un sistema di riferimento solidale con B_1

Generazione della magnetizzazione trasversale

L'applicazione di B_1 ha l'effetto di generare un momento torcente su M



MAGNETIZZAZIONE TRASVERSALE



$$\alpha = \omega_1 \delta t = \gamma |\overline{B}_1| \delta t$$

impulso a 90°
impulso a 180°

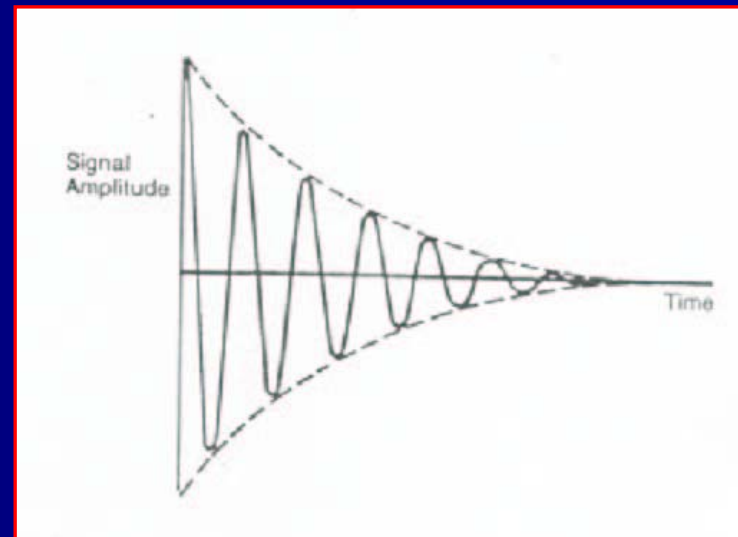
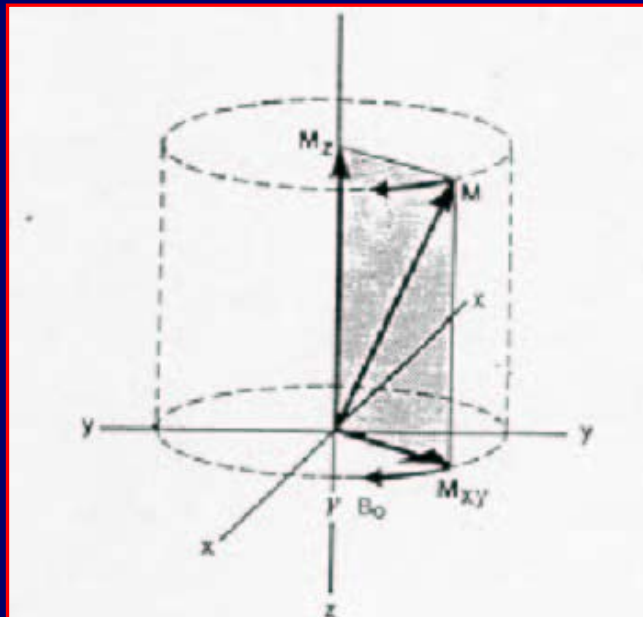
Equazione di Bloch:

$$\frac{d\overline{M}}{dt} = \gamma \overline{M} \times \overline{B}_1$$

Ed è proprio la componente trasversale della magnetizzazione netta che induce un segnale rilevabile da un'antenna opportuna → generazione dell'immagine NMR.

Essa ne descrive l'evoluzione temporale nel sistema di riferimento in rotazione

Free Induction Decay (FID)



Legge esponenziale con la quale il segnale rilevato dalla bobina tende a zero, una volta terminata l'eccitazione a radiofrequenza.

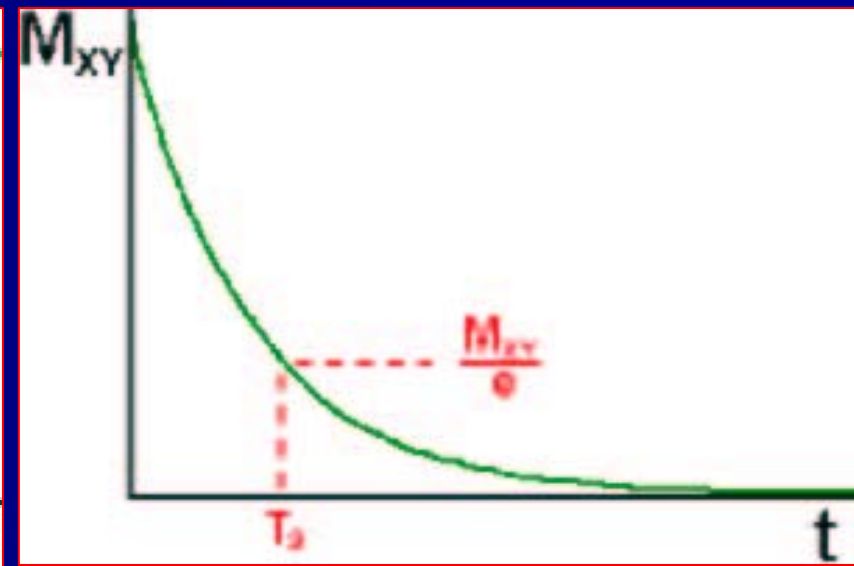
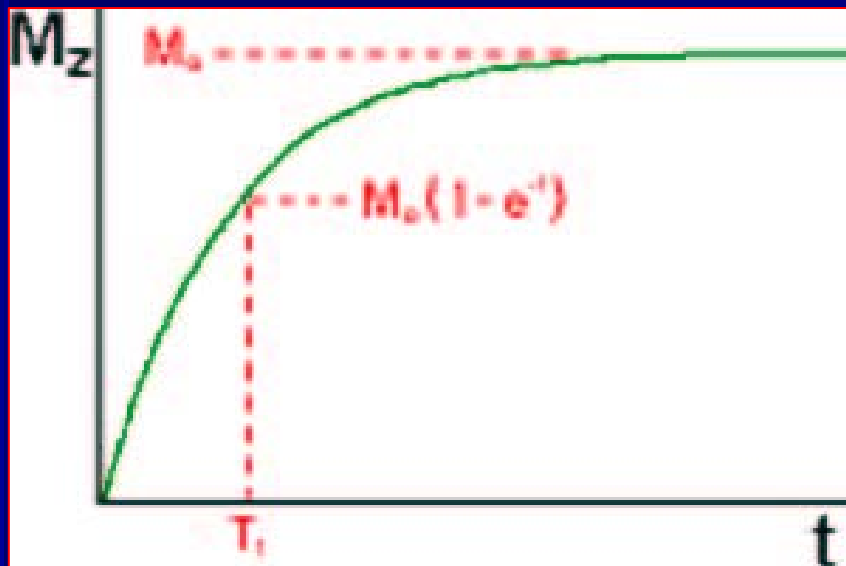
$$M_{x,y} \rightarrow 0$$

$$M_z \rightarrow M_0$$

Le costanti di tempo del rilassamento FID

Costante di tempo T1 o rilassamento spin-reticolo: le interazioni fra spin e mezzo circostante tendono a far tornare la componente longitudinale allo stato di equilibrio.

Costante di tempo T2 o rilassamento spin-spin: le interazioni tra gli spin agendo sulla velocità dei protoni tendono a sfasarne il moto di precessione con conseguente decrescita della componente trasversale.



nei tessuti biologici: 300-2000 msecondi nei tessuti biologici: 30-150 msecondi

Le costanti di tempo del rilassamento FID

- **T2 < T1**
- T1 e T2 dipendono dallo stato di aggregazione della materia (dipendono dalla mobilità delle molecole, dal peso molecolare e dalla 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.
- Essi hanno un valore maggiore nell'acqua piuttosto che nel grasso (importante perché i tessuti patologici spesso hanno un contenuto di acqua più elevato dei circostanti tessuti normali)

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

Equazione di Bloch

$$\frac{d\bar{M}}{dt} = \gamma \bar{M} \times \bar{B}_{eff} - R [\bar{M} - \bar{M}_0]$$

con

$$\bar{B}_{eff} = B_0 - \omega/\gamma + B_1$$

$$R = \begin{matrix} 1/T_2 & 0 & 0 \\ 0 & 1/T_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/T_1 \end{matrix}$$

Sequenze di eccitazione

FID: sinusoide a frequenza di Larmor

di ampiezza proporzionale a ρ e a $\sin \alpha$

Il segnale ottenuto con un singolo FID è estremamente basso

--> basso rapporto segnale-rumore

Il rapporto può essere incrementato effettuando una media su una raccolta di misure effettuate sullo stesso segnale.

Tempo di ripetizione T_R : intervallo di tempo tra l'inizio di una sequenza di eccitazione e l'inizio della successiva

Sequenze d'impulsi

Gradient echo

Saturation recovery

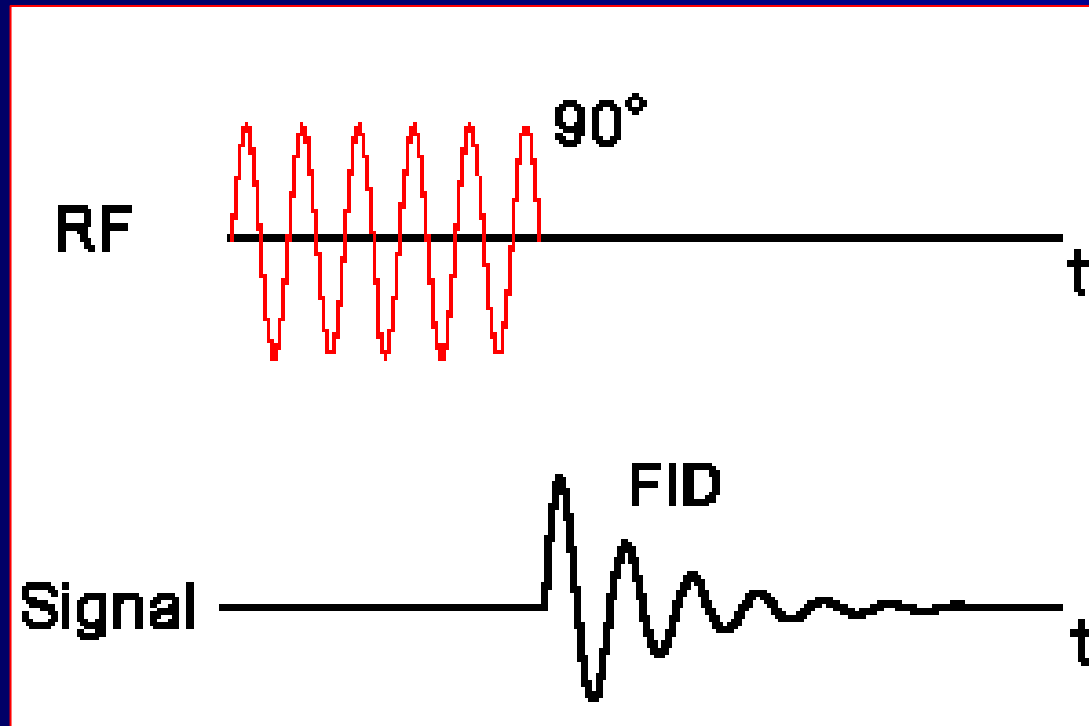
Spin echo

Inversion recovery

La scelta della sequenza dipende fortemente dal tipo di applicazione!!

Risonanza magnetica: saturation recovery

Applicazione ripetuta di impulsi a 90° distanziati da un tempo TR

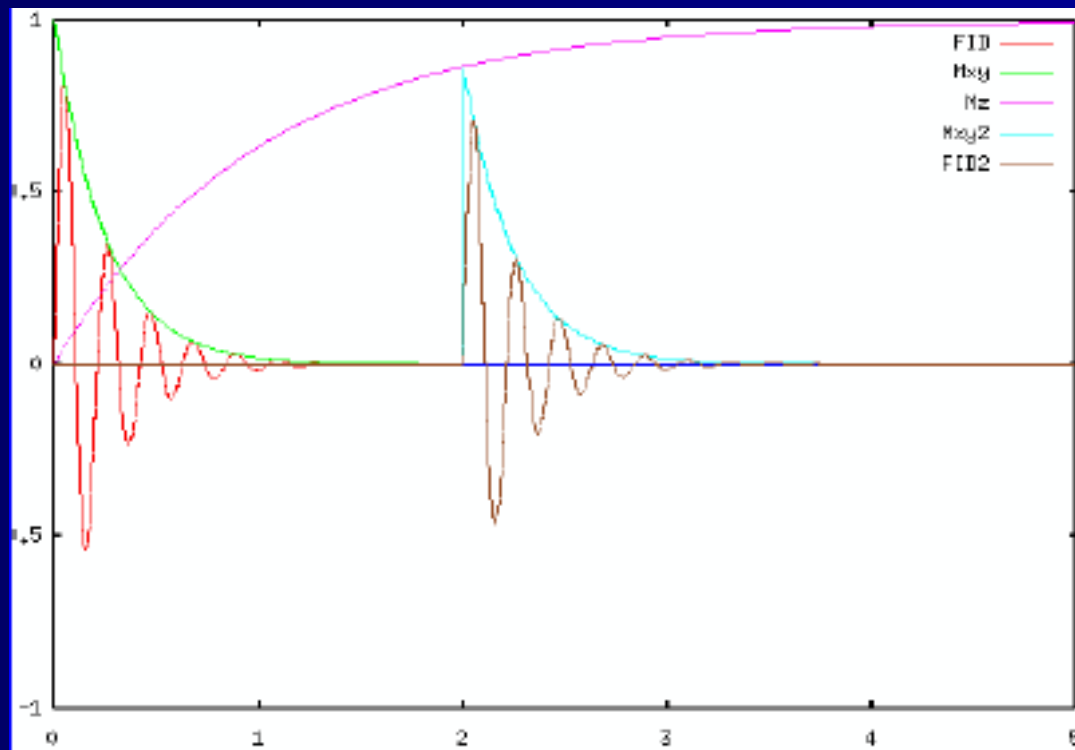


Ampiezza S dei FID successivi al primo

$$S = k\rho\left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right)$$

S dipende da T_1 e dal tempo di ripetizione, quindi è possibile ottenere una immagine T_1 pesata

Risonanza magnetica: saturation recovery

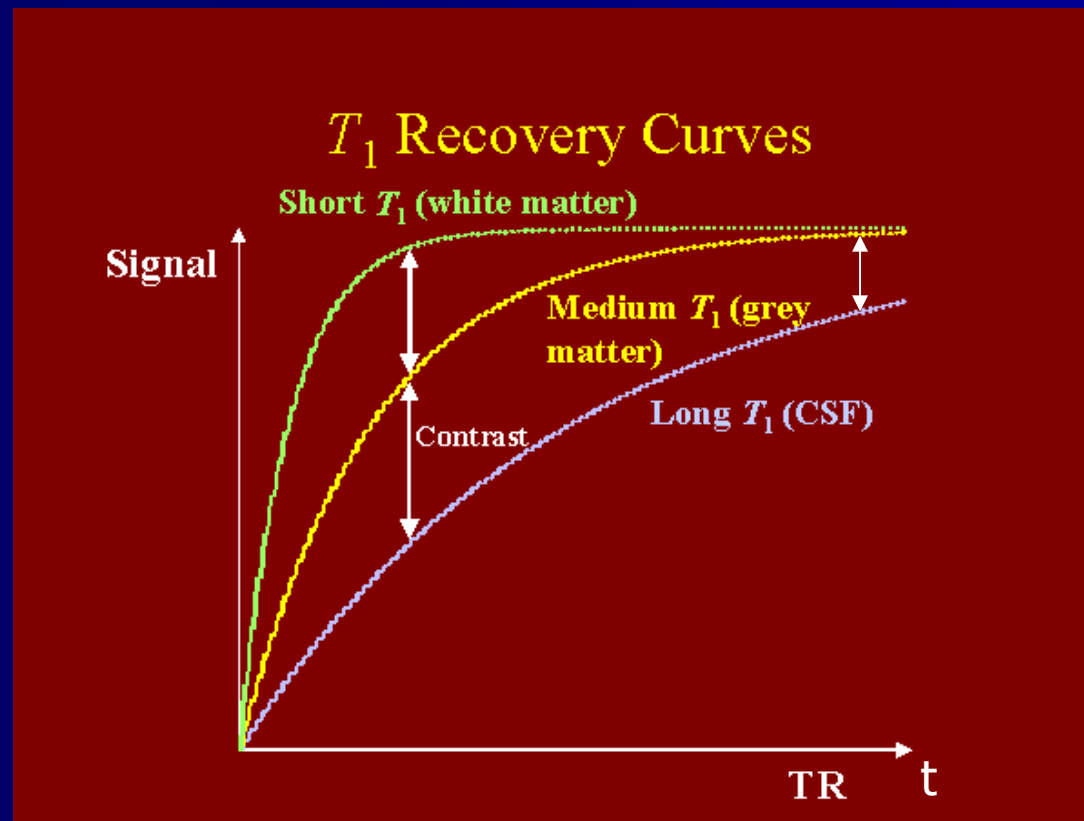


I FID successivi
hanno un'ampiezza
proporzionale a:

$$\rho(1 - e^{-\frac{TR}{T1}})$$

Risonanza magnetica: saturation recovery

Curve T1 di tre tessuti con tempo di rilassamento longitudinale differente



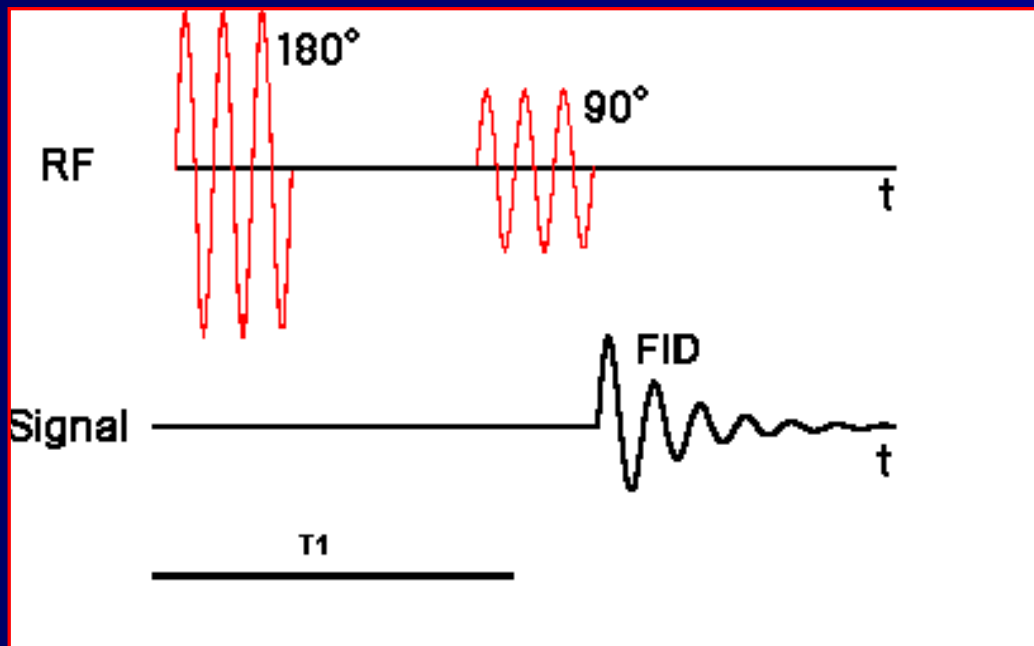
T₁ materia
bianca < T₁
materia
grigia < T₁
CSF

Segnale WM
> Segnale
GM >
Segnale CSF

Con un TR breve le intensità del segnale del cervello e del CSF differiscono molto più che con un TR lungo

Risonanza magnetica: inversion recovery

Sequenza in cui ad un impulso iniziale a 180° segue dopo un tempo T_i un impulso a 90° e quindi la lettura del segnale

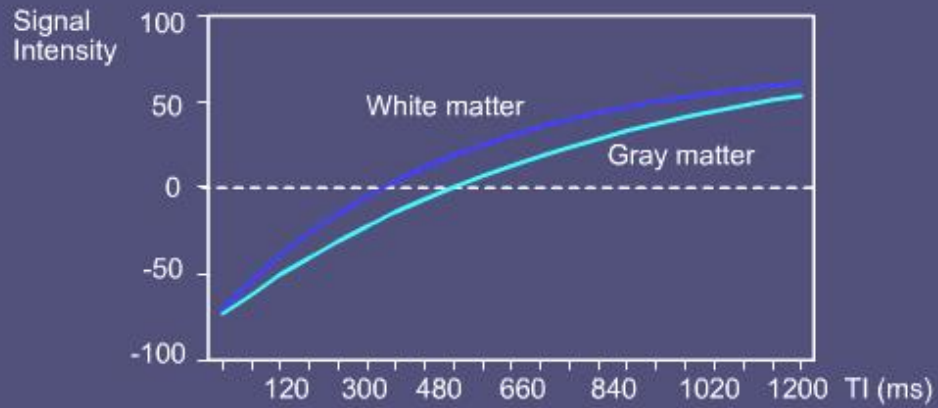


L'ampiezza del segnale S è:

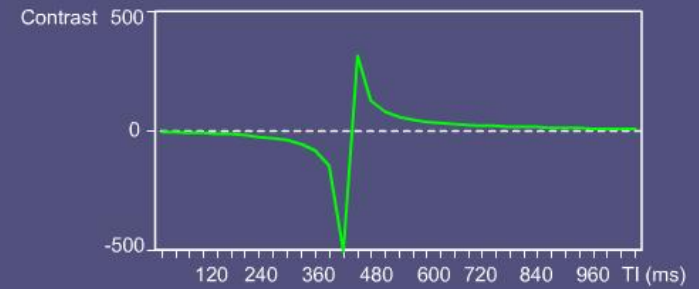
$$S = \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_i}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right)$$

IMMAGINI T1-PESATE
Contrasto migliore rispetto alla sequenza spin-echo con TR e TE brevi

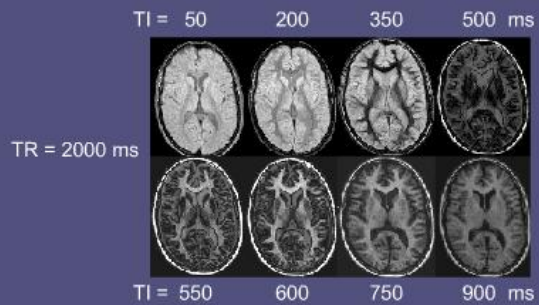
$$T_i(\text{null}) = T_1 \ln 2$$



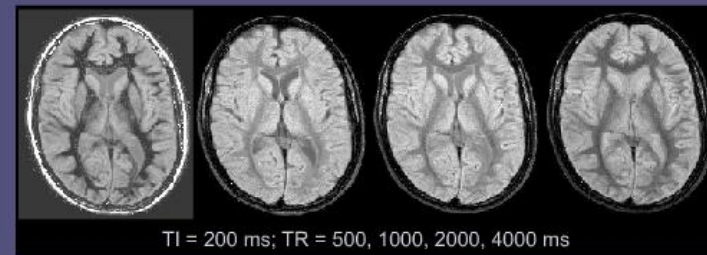
Contrast behavior: inversion recovery



Contrast behavior: inversion recovery

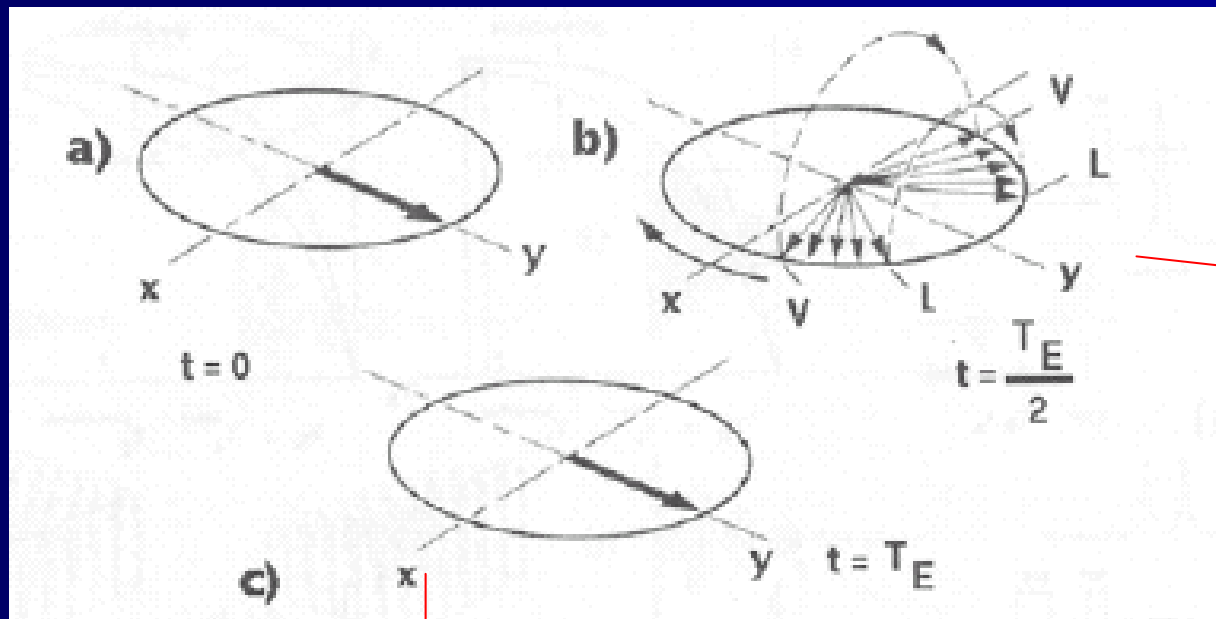


Contrast in inversion recovery imaging



Risonanza magnetica: spin echo

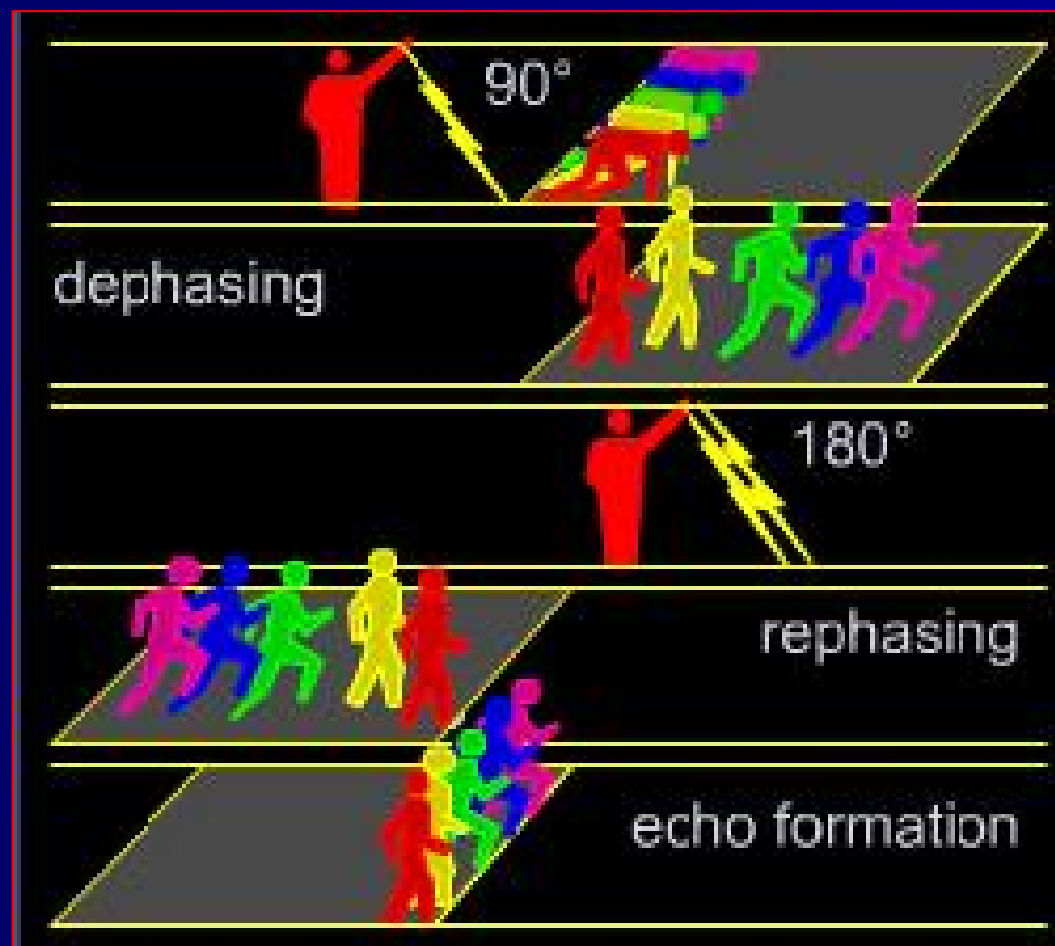
Sequenza in cui l'impulso a 90° ($t=0$) è seguito dopo un tempo $TE/2$ da un impulso a 180° .



La magnetizzazione che ha subito uno sfasamento parziale viene ribaltata specularmente da un impulso a 180°

I vettori di spin più veloci (V) vengono portati dietro a quelli più lenti (L). Dopo un ulteriore tempo $TE/2$ si avrà il riallineamento degli spin e la generazione di un'eco. \longrightarrow **$TE =$ Tempo di Echo**

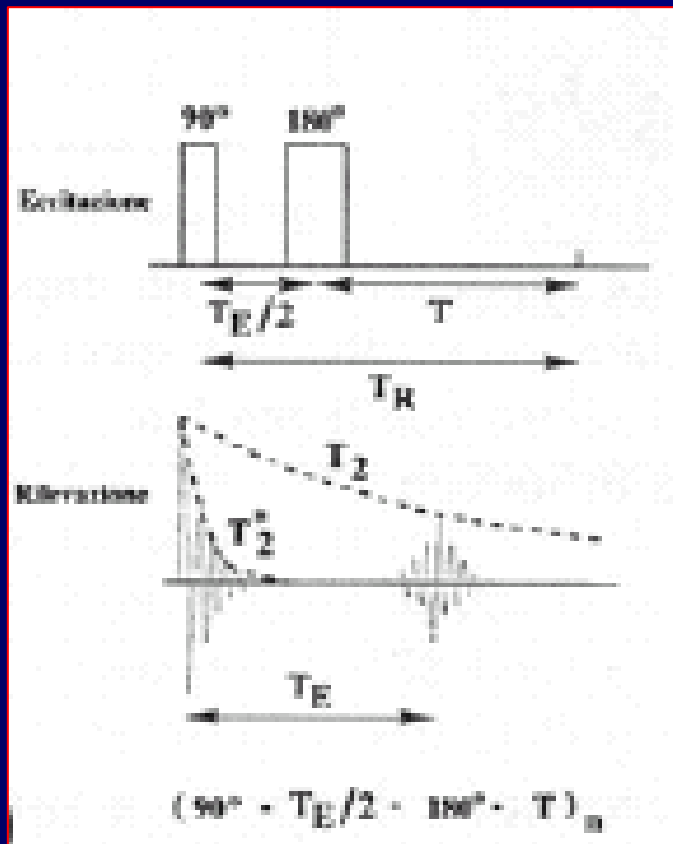
Risonanza magnetica: spin echo



Risonanza magnetica: spin echo

L'ampiezza S dell'eco acquisito è:

$$S = \rho \left(1 - e^{-\left(\frac{TR}{T_1}\right)} \right) e^{-\left(\frac{TE}{T_2}\right)}$$



TR breve e TE breve: **immagine T1-pesata**

$$\hookrightarrow S = \rho \left[1 - e^{-\left(\frac{TR}{T_1}\right)} \right]$$

TR lungo e TE lungo: **immagine T2-pesata**

$$\hookrightarrow S = \rho e^{-\left(\frac{TE}{T_2}\right)}$$

TR lungo e TE breve: **immagine densità protonica**

	breve	lungo
TE	<30msec	>80msec
TR	<600msec	>1800msec

Risonanza magnetica: spin echo

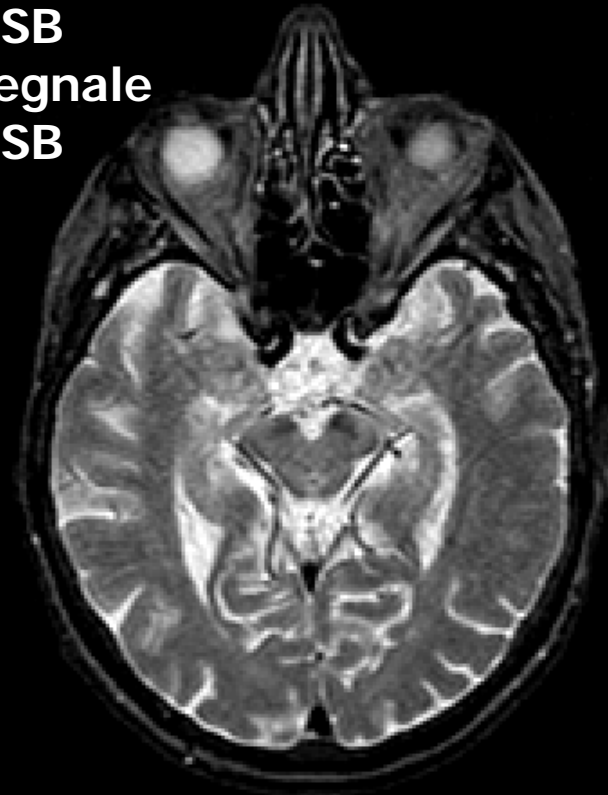
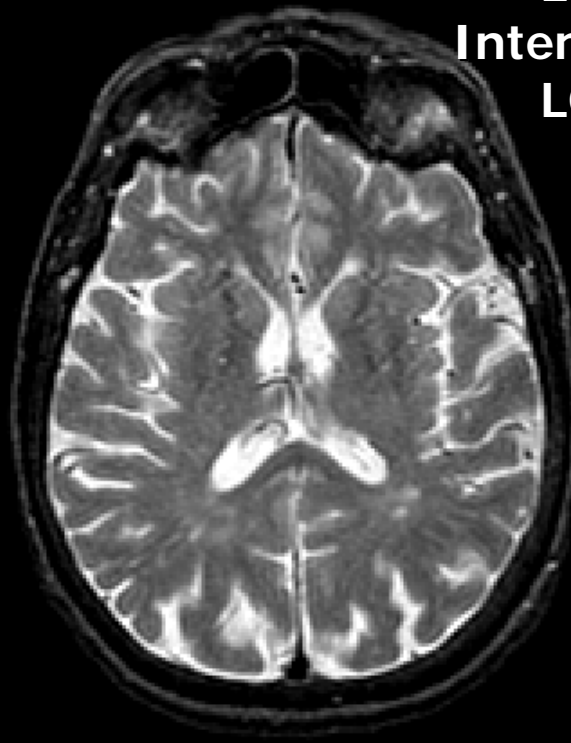
Immagine SE-T2p

T2

LCR > SG > SB

Intensità di segnale

LCR > SG > SB



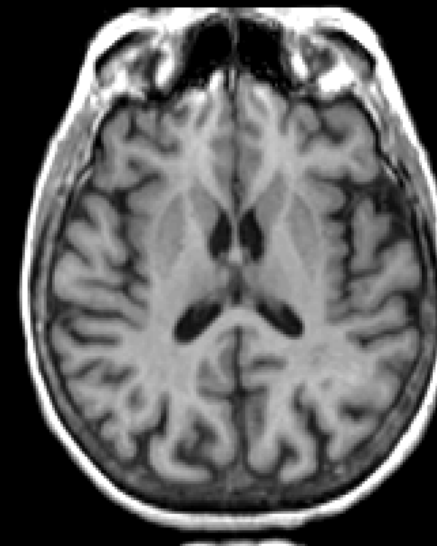
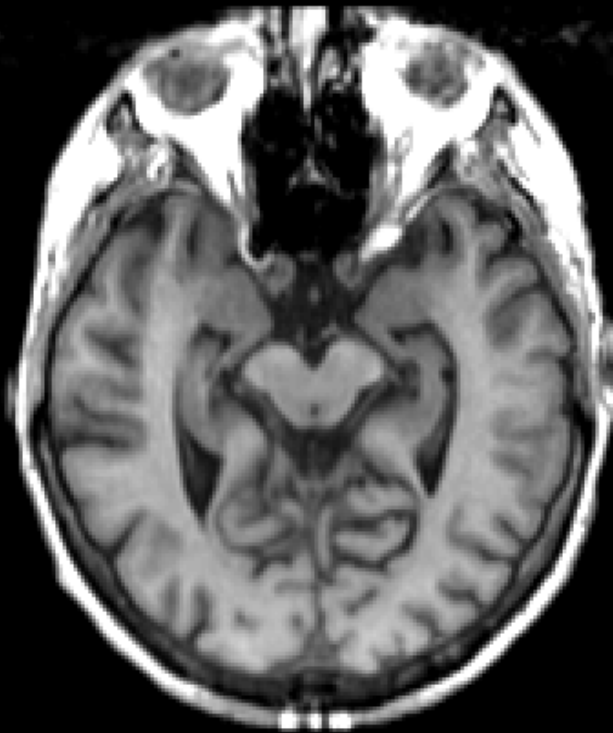
Risonanza magnetica: spin echo

Immagine SE-T₁
T₁

Tessuto adiposo < SB < SG < LCR

Intensità di segnale

Tessuto adiposo > SB > SG > LCR



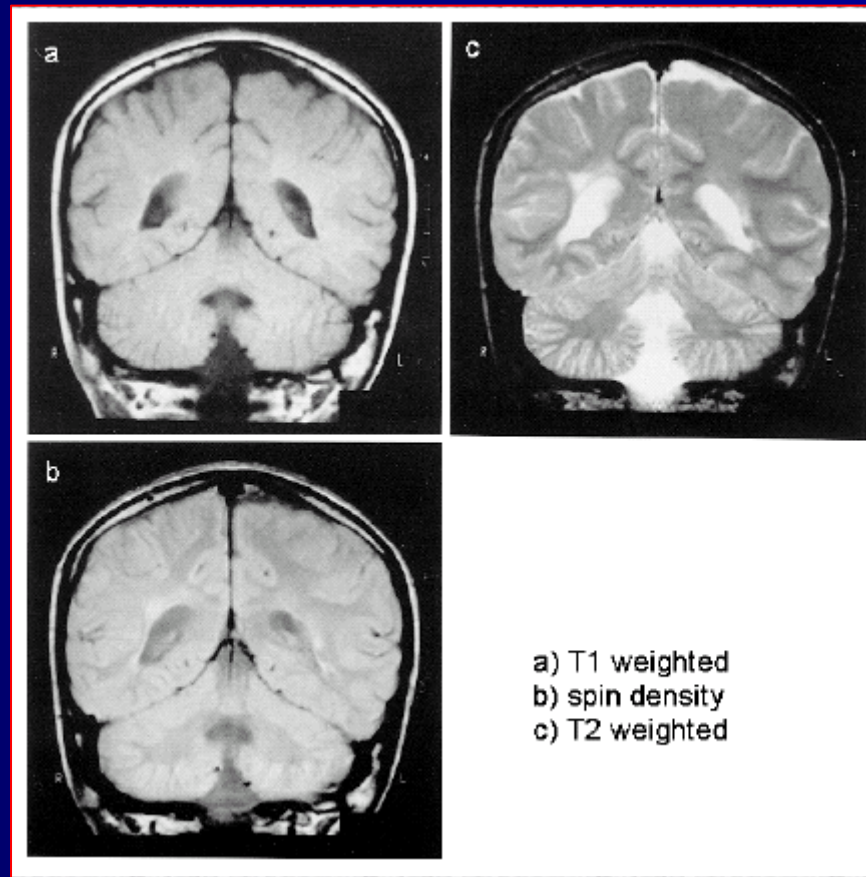
Risonanza magnetica: spin echo

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)

Risonanza magnetica: gradient echo

Sequenze d'imaging rapido (durano solo pochi secondi)

Gradiente di campo sovrapposto al c.m. esterno e mantenuto per breve tempo, poi interrotto e riattivato con la stessa intensità ma con verso opposto

Riallineamento degli spin come per l'impulso a 180° , ma tempi più veloci

Invio d'impulsi che generano piccoli angoli di deflessione (10° - 35°)

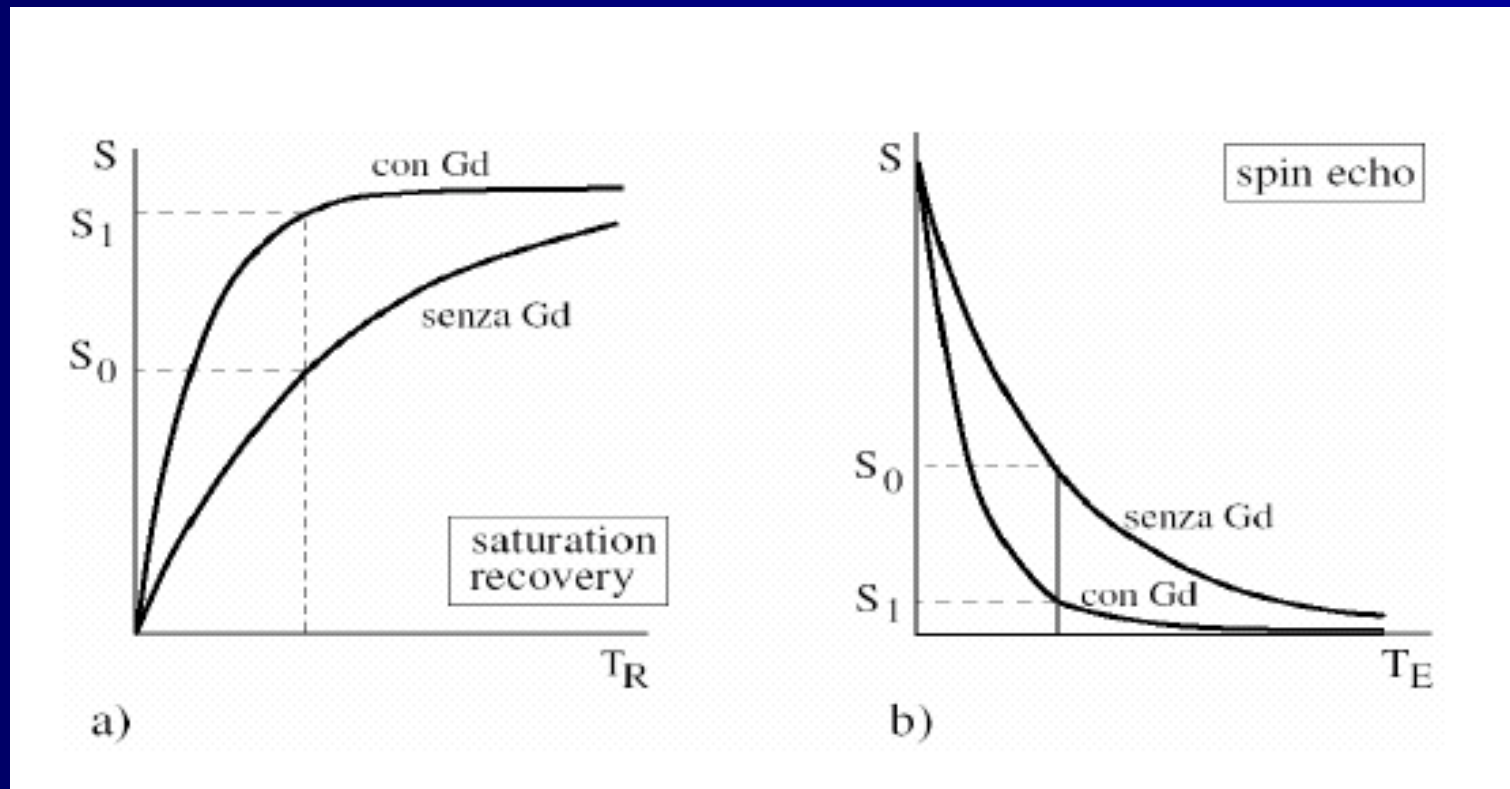
Impulsi RF di durata inferiore TR più brevi per conservare la magnetizzazione longitudinale residua dopo l'impulso iniziale

GRADIENT ECHO

Creazione d'immagini in pochi secondi

Risonanza magnetica: agenti di contrasto

I mezzi di contrasto in RM prendono il nome di magnetofarmaci ed agiscono sulle costanti di tempo T1 e T2 modificando temporaneamente le proprietà magnetiche delle zone del corpo in cui si trovano.



Risonanza magnetica: agenti di contrasto

gadolinio → più comune
manganese
disprosio
ferro

VANTAGGI NELL'UTILIZZO DI UN MEZZO DI CONTRASTO:

Aumento del contrasto dei tessuti

Riduzione di artefatti, del tempo dell'esame, dei costi, etc.

Miglioramento della diagnosi e della terapia

RICHIESTE PER UN BUON MEZZO DI CONTRASTO:

Adeguate variazioni di T_1 e di T_2 dei tessuti

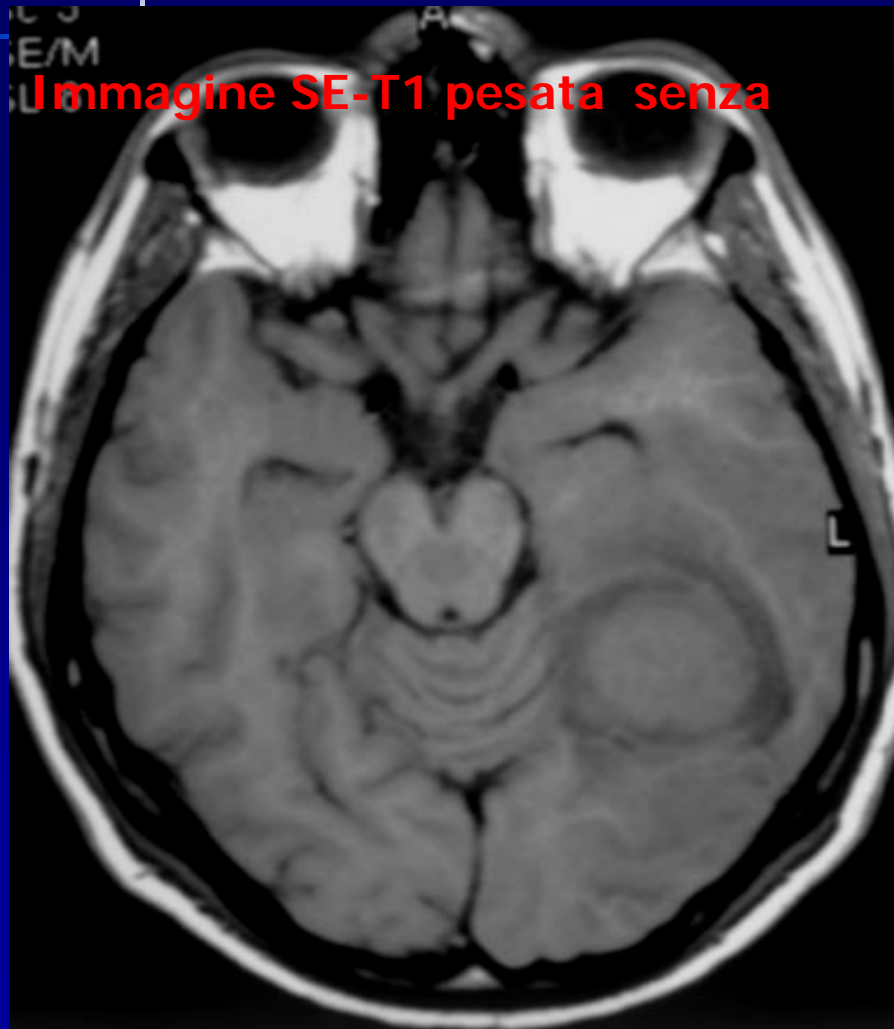
Buona biodistribuzione

Buon metabolismo

Buon smaltimento

Tossicità tolleranza

Risonanza magnetica: agenti di contrasto



Ricostruzione dell'immagine:



Ricostruzione dell'immagine:

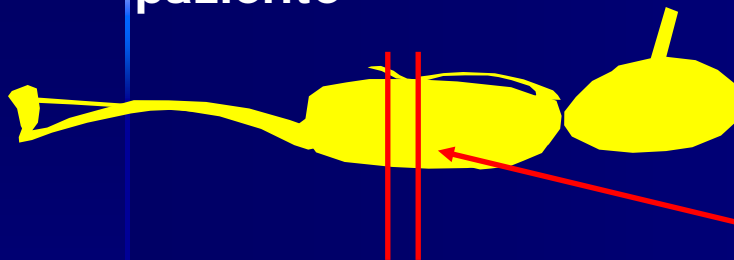


SEGNALI di RISPOSTA DIVERSI per i 2 fantocci

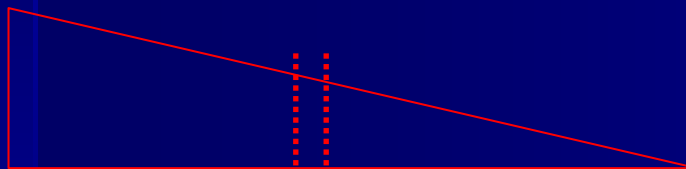
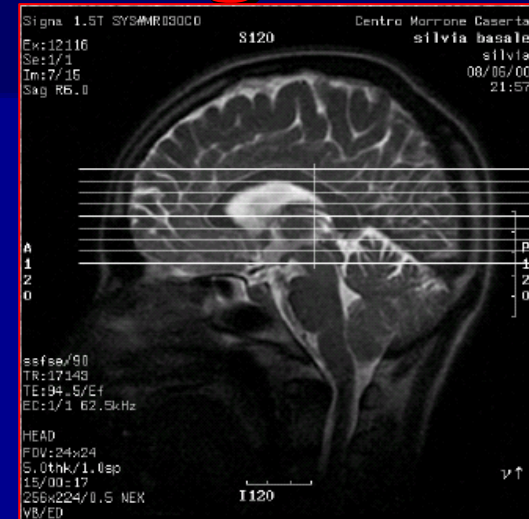
Analisi *frequenze* ω \longrightarrow *posizioni* protoni
che compongono il segnale
ampiezza segnale \longrightarrow *densità protonica*

Ricostruzione dell'immagine:

paziente

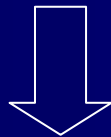


Sezione corporea da indagare



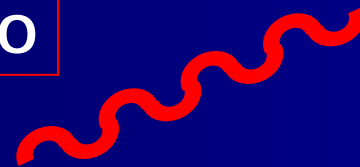
≠ posizione ↔ ≠ B

GRADIENTE DI CAMPO MAGNETICO



impulso RF con $\neq \omega$
per ogni sezione

≠ posizione ↔ ≠ ω

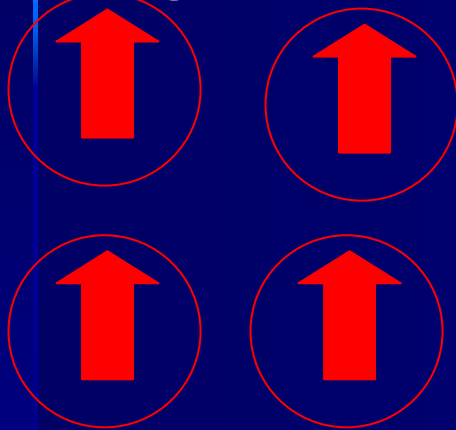


Spessore della sezione:

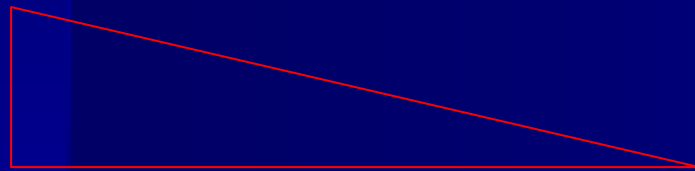
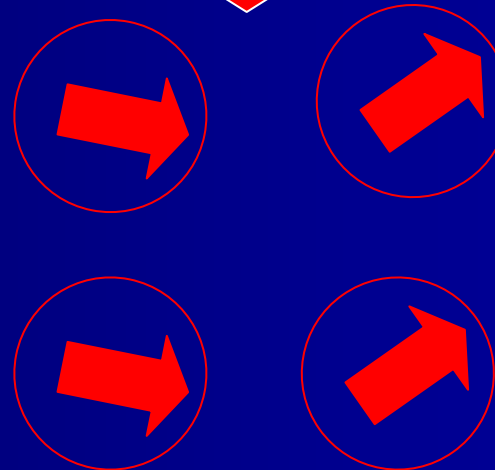
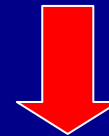
1. Fissato un gradiente di campo, si fa variare l'ampiezza di banda.
2. Fissato un'ampiezza di banda, si fa variare il gradiente di campo

Ricostruzione dell'immagine:

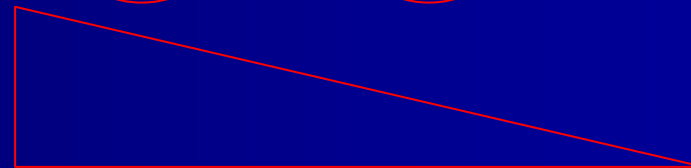
per ogni sezione i protoni hanno $= \omega$



GRADIENTE DI CAMPO MAGNETICO
“di CODIFICA IN FREQUENZA”



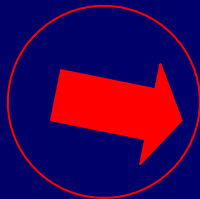
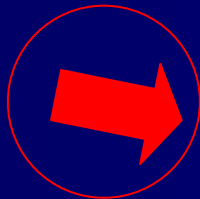
per colonne \neq
i protoni emettono $\neq \omega$



Ricostruzione dell'immagine:

1

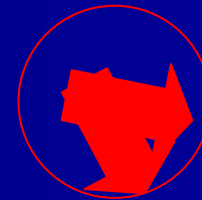
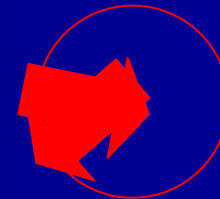
GRADIENTE DI CAMPO
MAGNETICO "di CODIFICA IN
FREQUENZA"



per colonne \neq
i protoni emettono $\neq \omega$

2

GRADIENTE DI
CAMPO
MAGNETICO "di
CODIFICA
IN FASE"



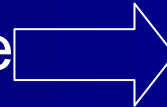
per righe \neq
i protoni precedono con \neq fasi

Studio della
SEZIONE CORPOREA scelta

Ricostruzione dell'immagine:

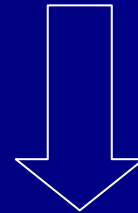
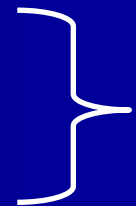
IN OGNI PUNTO della SEZIONE

Analisi frequenze ω
che compongono il segnale
ampiezza (fase) segnale



posizioni protoni

densità protonica



RICOSTRUZIONE IMMAGINE
di ciascuna sezione

Qualità in un'immagine NMR

Contrasto:

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

$$C = |g(A) - g(B)| / (g(A) + g(B))$$

con $g(A)$ e $g(B)$ intensità dei segnali in due punti A e B vicini

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 $\rightarrow a > \text{pixel}$

Rapporto segnale/rumore:

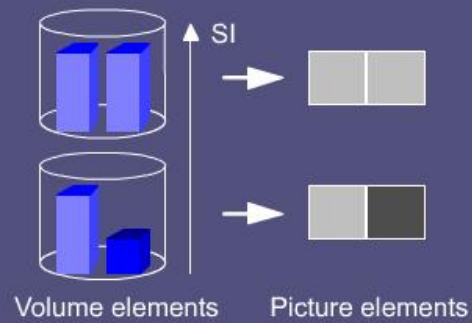
Dato un segnale, ad esso è sempre associata una fluttuazione aleatoria (rumore)

$$SNR_d = \frac{S_d}{\sigma_d} = \frac{|g(A) - g(B)|}{\sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}}$$

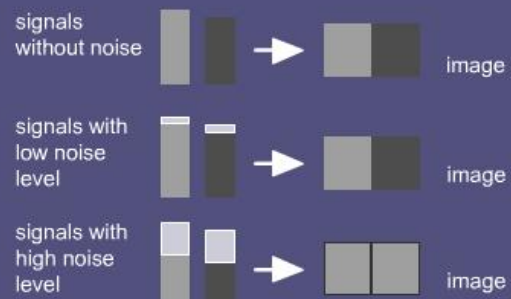
$$\text{con } \sigma_d = \sqrt{\sigma_A^2 + \sigma_B^2}$$

deviazione standard del processo nei punti A e B

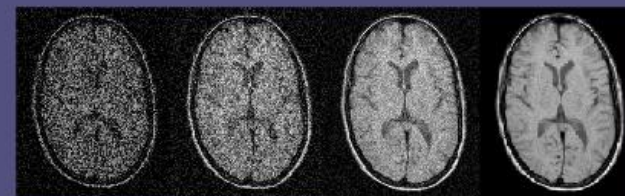
Signal intensity and contrast



Contrast-to-noise



Contrast-to-noise



high noise level > > > > low noise level
poor contrast > > > > good contrast

Fattori che determinano il contrasto in un'immagine NMR

INTRINSECI



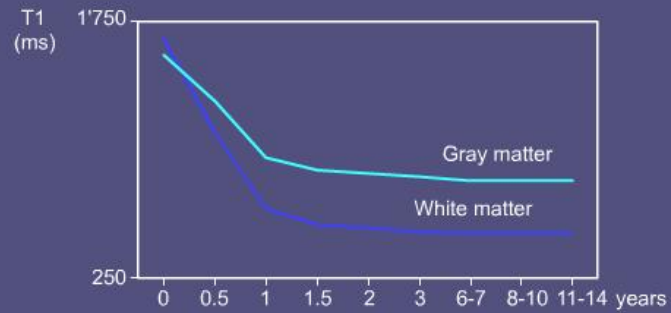
- densità protonica
- T_1
- T_2
- variazioni nella composizione dei tessuti (età)

ESTRINSECI

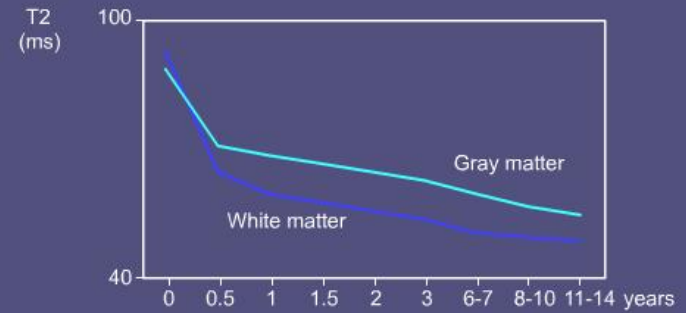


- intensità del campo magnetico
- omogeneità del campo magnetico
- parametri hardware e software (numero di slices, spessore della slice, dimensione della matrice, etc.)
- sequenza d'impulsi
- parametri della sequenza
- agenti di contrasto

Age dependence of T1

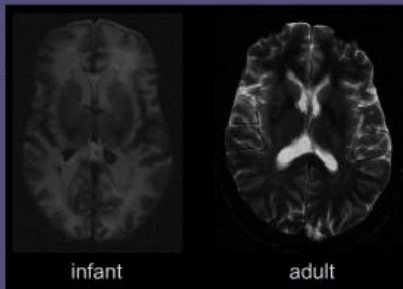


Age dependence of T2

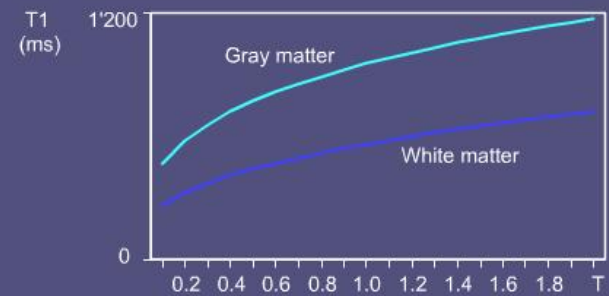


Age dependence of contrast

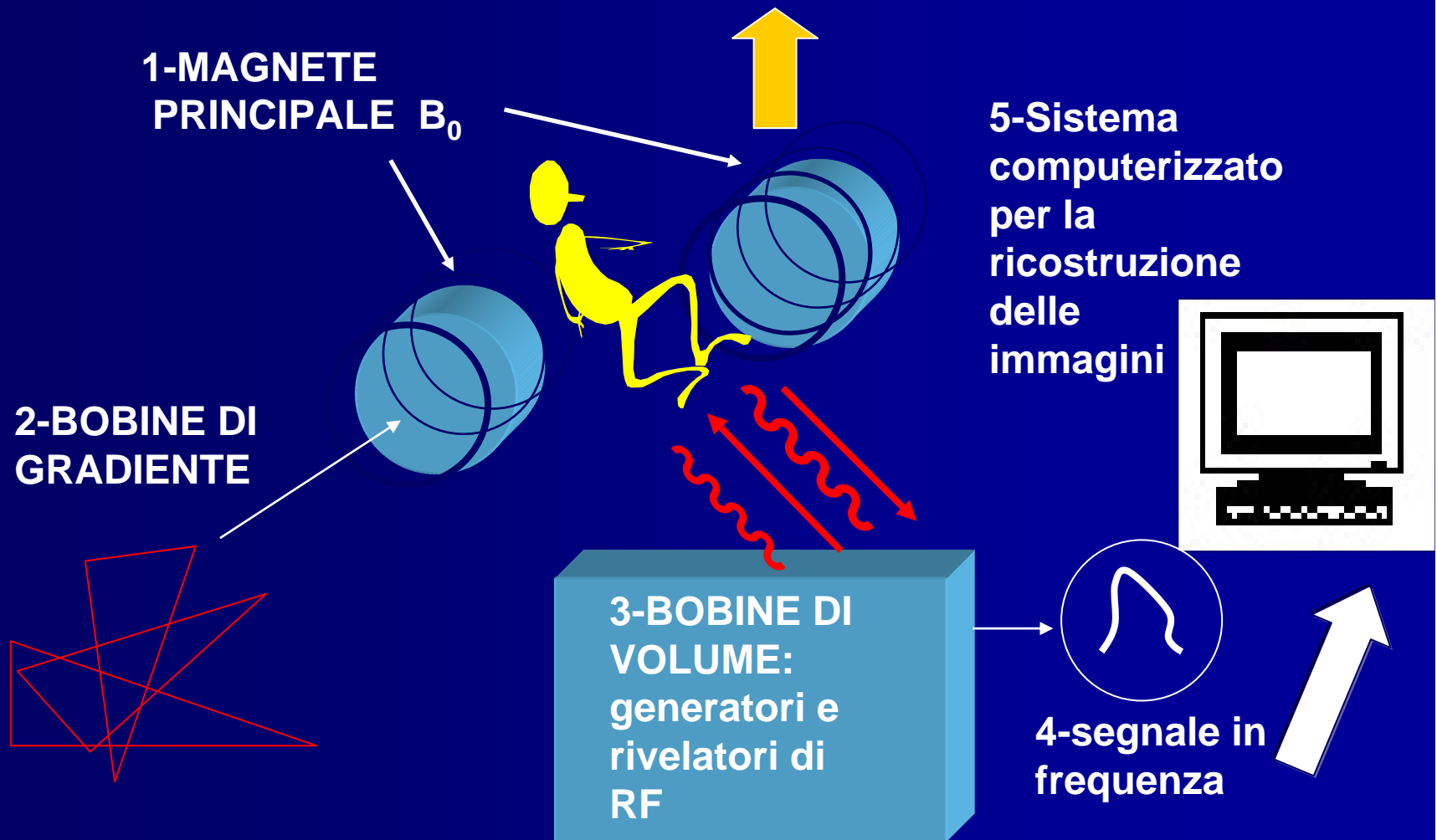
Spin Echo
TR = 2000 ms
TE = 90 ms
1.5 T



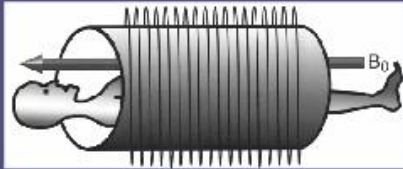
Field dependence of T1



APPARECCHIATURA RMN



Sistemi chiusi



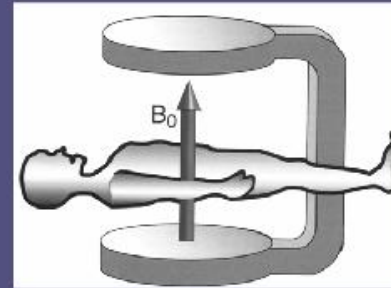
Vantaggi :

- 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 :

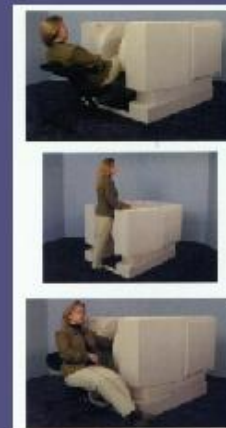
- esami su pazienti claustrofobici
- esami su pazienti obesi
- miglior gestione degli esami su :
pazienti traumatizzati
pazienti pediatrici
- radiologia interventistica
- rendimento del campo maggiore di almeno il 20% nella direzione Y

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



Aspetti di sicurezza per impianti RMN (D.M.02/08/1991 e D.M. 11/08/1993)

I rischi potenziali associati all'utilizzo di apparecchiature RMN sono classificati secondo i seguenti possibili effetti:

CAMPO MAGNETICO STATICO (fino a 2.5T per testa e tronco
e fino a 4T per il resto del corpo)

RADIOFREQUENZE (aumento temperatura corporea $<0.5^{\circ}\text{C}$)

**CAMPI MAGNETICI
VARIABILI NEL TEMPO** (gradienti di campo $\text{dB}/\text{dt} < 6\text{T}/\text{s}$)

**EFFETTI
NON
RILEVANTI**

**E' NECESSARIO TENERE LONTANI: DISPOSITIVI ELETTRONICI
COMPONENTI MAGNETICHE**



Pazienti con: pacemakers o oggetti metallici impiantati
non devono essere sottoposti a RMN

Bibliografia

- D.A.Skoog, J.J.Leary, *Chimica Analitica Strumentale*, EdiSES, 2000.
- Carla Mastria, *Indagini NMR su materiali lapidei*, Tesi di Laurea Università degli Studi di Lecce, A.A. 2001/2002.
- 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.
- <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>
- <http://www.akisrx.com/htm/indicerisonanza.htm>
- marina.donativi@unisalento.it