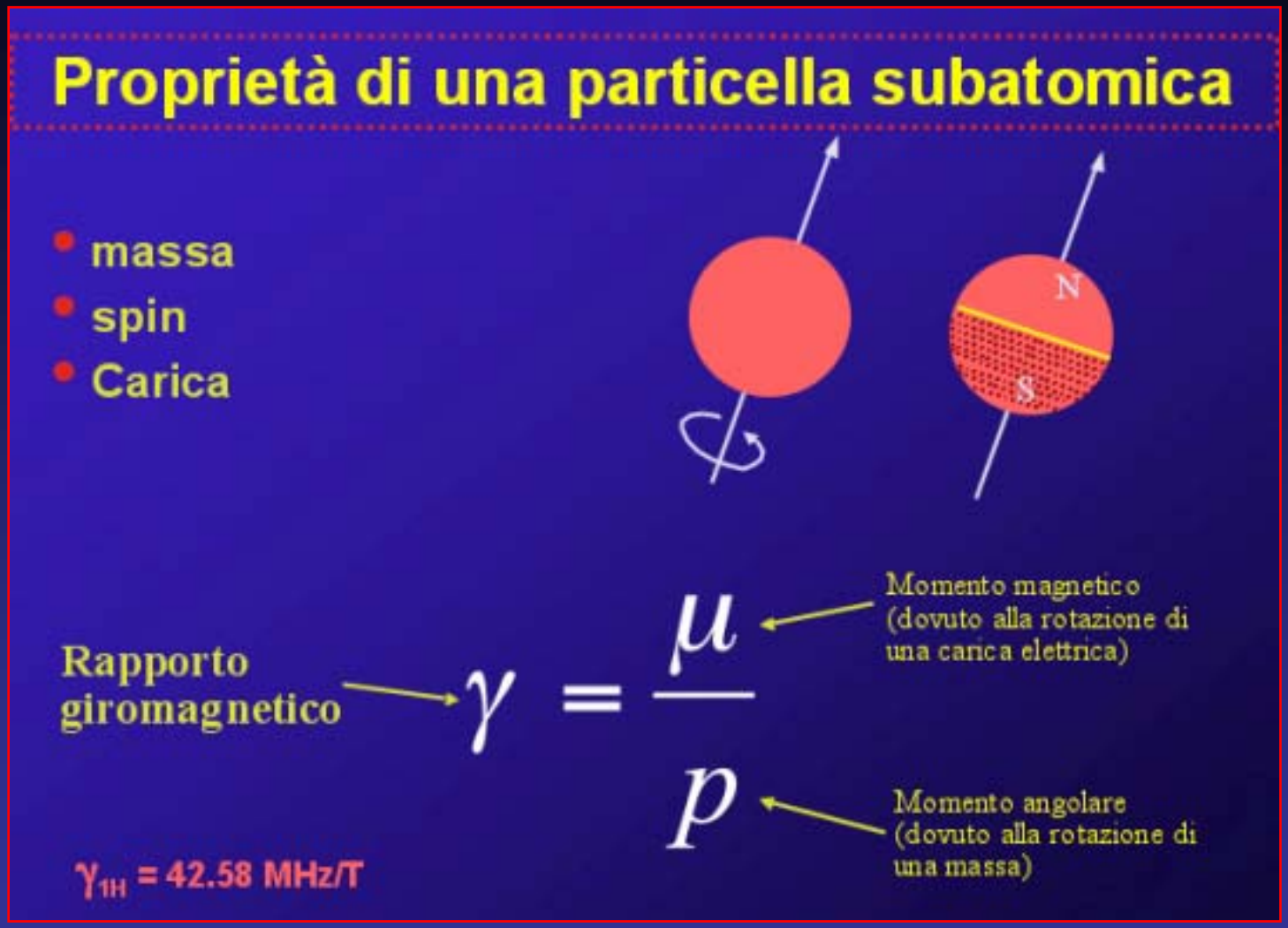
PRINCIPI FISICI DELLA RISONANZA MAGNETICA E SEMEIOTICA GENERALE

www.fisiokinesiterapia.biz

RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE

- Il corpo umano e' principalmente costituito da grasso e acqua. Grasso e acqua contengono molti atomi di idrogeno.
- I nuclei di idrogeno hanno un segnale di Risonanza Magnetica.



I protoni hanno uno SPIN, ovvero *ruotano attorno al loro asse*; la carica elettrica gira insieme ad essi, quindi genera corrente elettrica. Una corrente elettrica produce un campo magnetico.

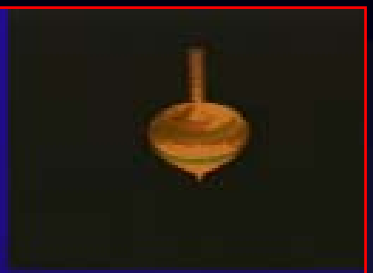
SPIN= momento angolare di un sistema macroscopico ruotante

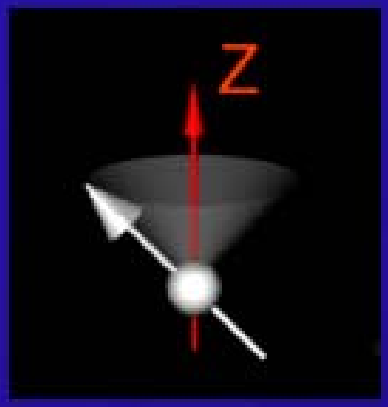
In presenza di B_0 (campo magnetico esterno), il singolo spin subisce due eventi:

-Orientamento: allineamento dei vettori magnetici dei protoni H in verso *parallelo* (up- a bassa energia) e *antiparallelo* (down- ad alta energia)

- Precessione Libera: l'asse del dipolo compie un movimento di rotazione rispetto al vettore B0 (come una trottola), descrivendo un cono, a velocità e frequenza definita, denominata *frequenza di precessione*

Frequenza di precessione





$\uparrow B_0$

$\uparrow B_0$

Equazione di Larmor:

Frequenza di precessione

$$\omega = \gamma B_o$$

Campo magnetico statico

Rapporto giromagnetico

ω = 42.58 x 1.5 = 63.87 MHz : siamo nella banda delle radiofrequenze (RF)

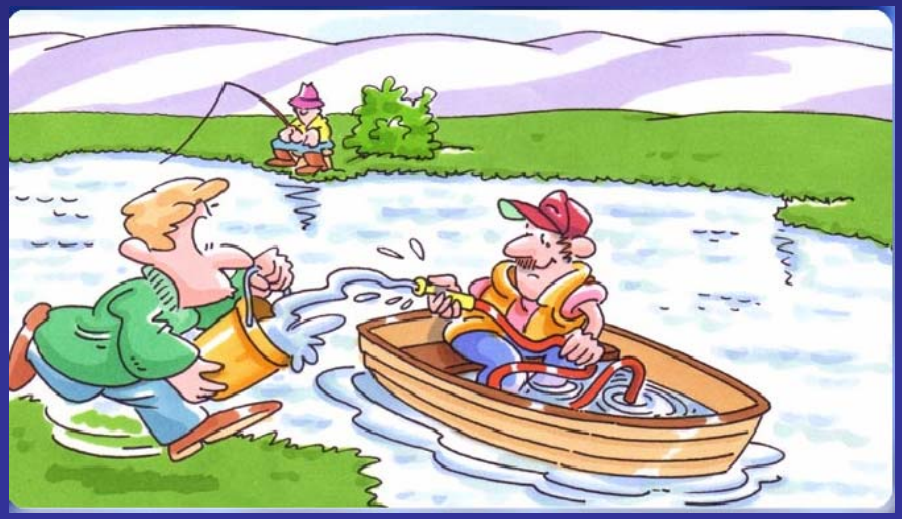
- Il rapporto giro magnetico è una costante, che varia per ogni sostanza.
- Il campo magnetico esterno è stabile, e varia a seconda del tipo di risonanza.

MML / MMT

- La differenza tra i protoni UP e quelli DOWN è minima, ma prevalgono gli UP (a bassa energia)

- La risultante della differenza numerica tra le due popolazioni è un vettore magnetico avente lo stesso verso del campo magnetico esterno (B_0) che viene definito MML (MAGNETIZZAZIONE MACROSCOPICA LONGITUDINALE, lungo l'asse Z), proporzionale all'intensità di B_0 e alla differenza tra le due popolazioni di protoni

- Non possiamo misurare MML, quindi devo modificare la direzione del vettore da longitudinale a trasversale, attraverso l'invio di impulsi di RF



- Come faccio a cambiare la direzione??
- Aggiungo dei campi magnetici, ovvero delle onde di radio frequenza, che disturbino l’allineamento dei protoni. Ma per farlo i nostri campi magnetici devono avere la stessa frequenza di precessione.

RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE

Impulso di radio-frequenza

- Non tutti gli impulsi RF sono adatti a disturbare l'allineamento dei protoni.
- E' necessario un impulso RF speciale che possa scambiare energia con i protoni
- Ciò può avvenire se i protoni e l'impulso RF hanno la stessa frequenza di precessione

Equazione di Larmor

[Hz/MHz] [T] (Tesla)

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

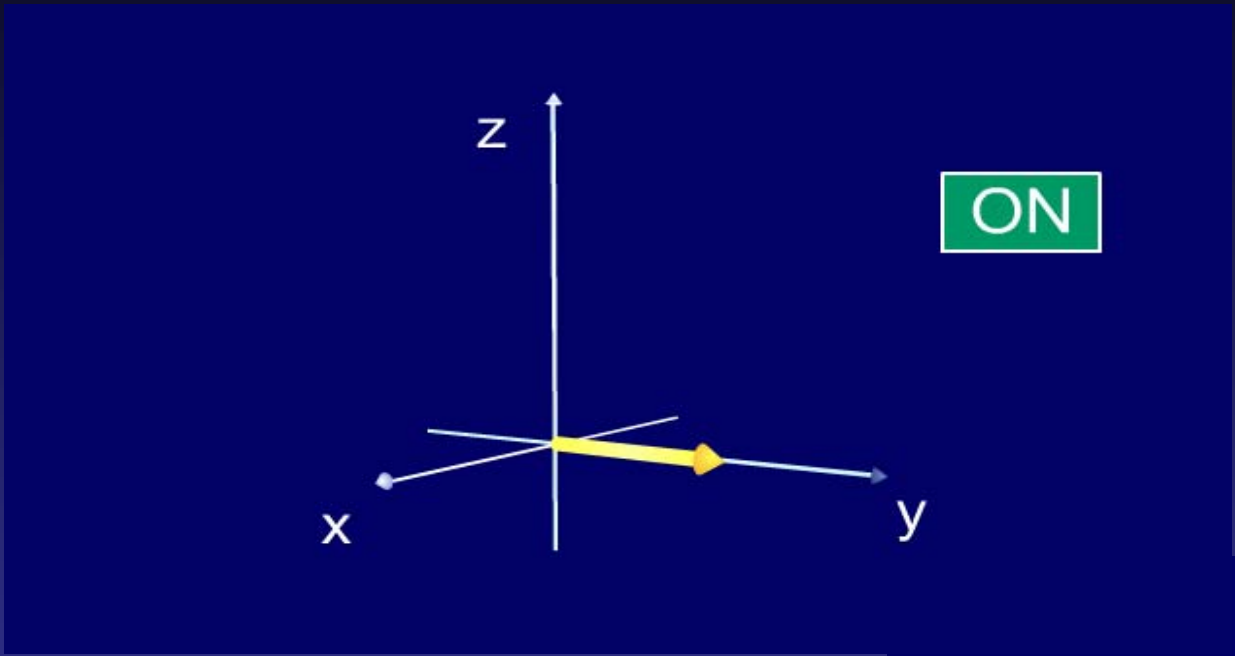
MML / MMT

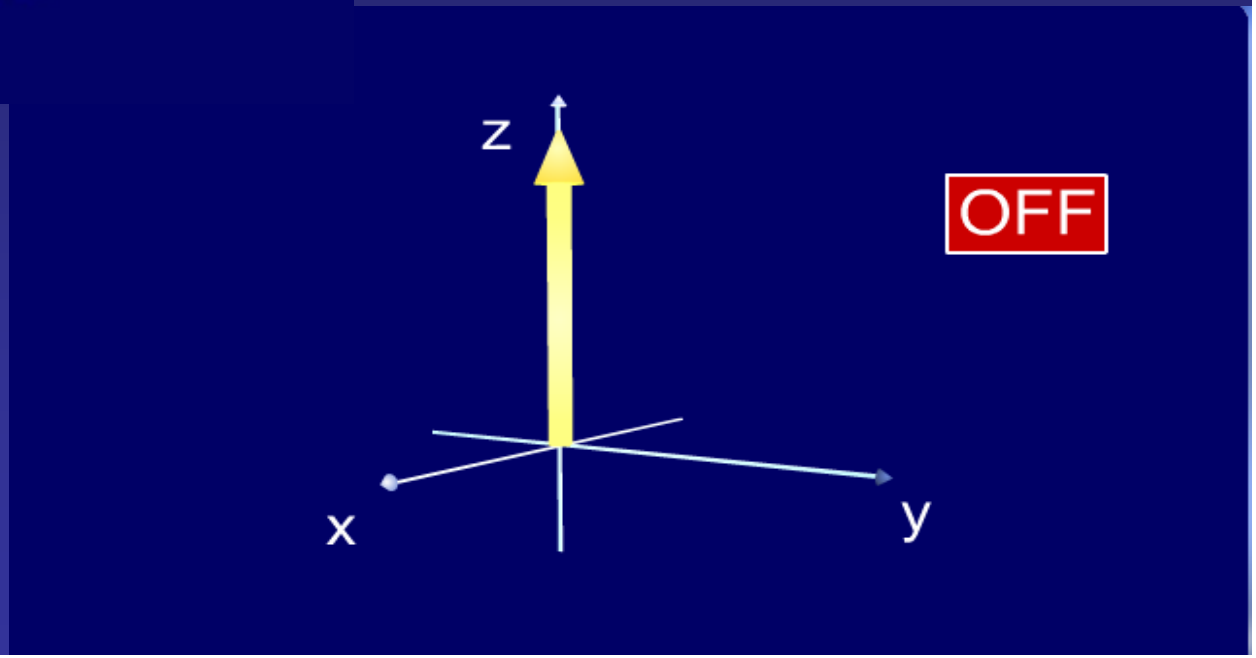
- Inviamo un impulso RF (con stessa frequenza dei protoni), che provoca:

1. L'*eccitazione*: transizione energetica da un livello minore di energia a uno maggiore (predominano le forme UP) e quindi parità numerica delle due popolazioni, che si annullano reciprocamente → riduzione MML
2. La *sincronizzazione* dei movimenti di precessione libera dei protoni che assumono una COERENZA DI FASE → creazione MMT (MAGNETIZZAZIONE MACROSCOPICA TRASVERSALE, lungo l'asse XY), con vettore ortogonale rispetto a B_0. Questa la possiamo misurare.

RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE

Effetto della interruzione dell'impulso di radio-frequenza





SEQUENZE

Le sequenze di impulsi impiegate in RM consistono nell'invio ordinato di onde di Radio Frequenza e di gradiente, che permettono la *codifica spaziale del segnale* e la caratterizzazione dei tessuti; le due famiglie più importanti di sequenze sono le *SPIN-ECHO* e le *GRADIENT-ECHO* *(soprattutto x gli organi in movimento, perché sono più veloci). Dipende da quali organi dobbiamo studiare.*

PARAMETRI INTRINSECI ED ESTRINSECI

Nella formazione delle immagini RM entrano in gioco i *parametri intrinseci* (tempo di rilassamento T1, T2, la densità protonica DP) e i *parametri estrinseci*, che sono modificabili dall'operatore (ovvero il tempo di ripetizione TR, il tempo di eco TE, l'angolo di abbattimento dello spin o flip angle, il tipo di sequenza, la matrice…)

PARAMETRI INTRINSECI DI INTERAZIONE RM-MATERIA

- T2 o Tempo di Rilassamento Trasversale
- T1 o Tempo di Rilassamento Longitudinale
- DP o Densità protonica

Cessato l'irraggiamento….

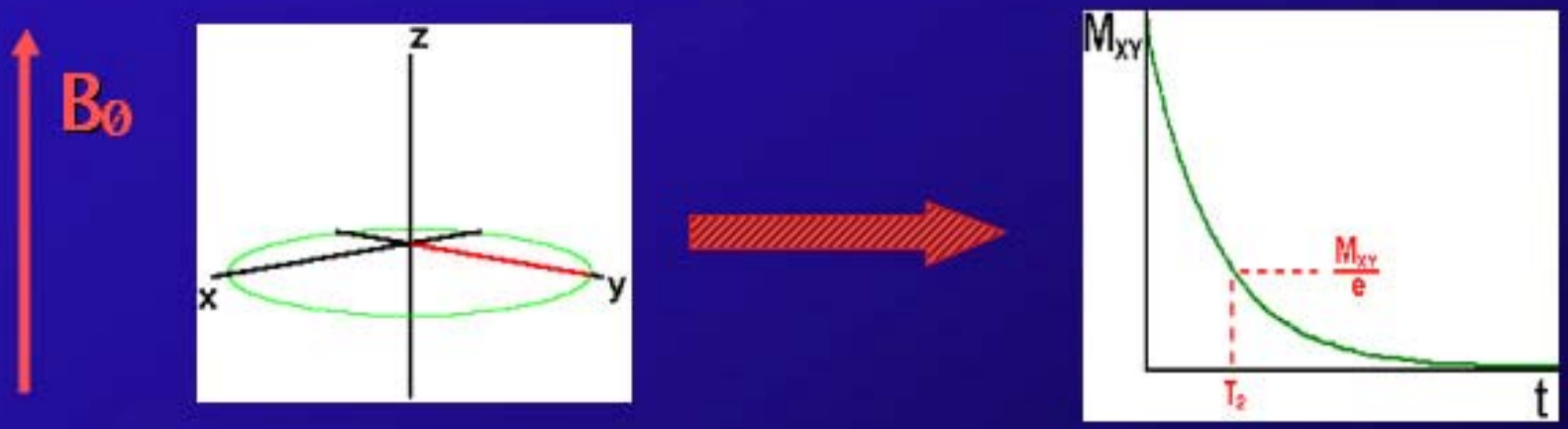
Rilassamento T2

Rilassamento T2, rilassamento trasversale,
effetto spin-spin : scambio di energia tra uno spin e l'altro

I momenti magnetici dei singoli spin precessano a velocità differenti e quindi si sfasano tra loro

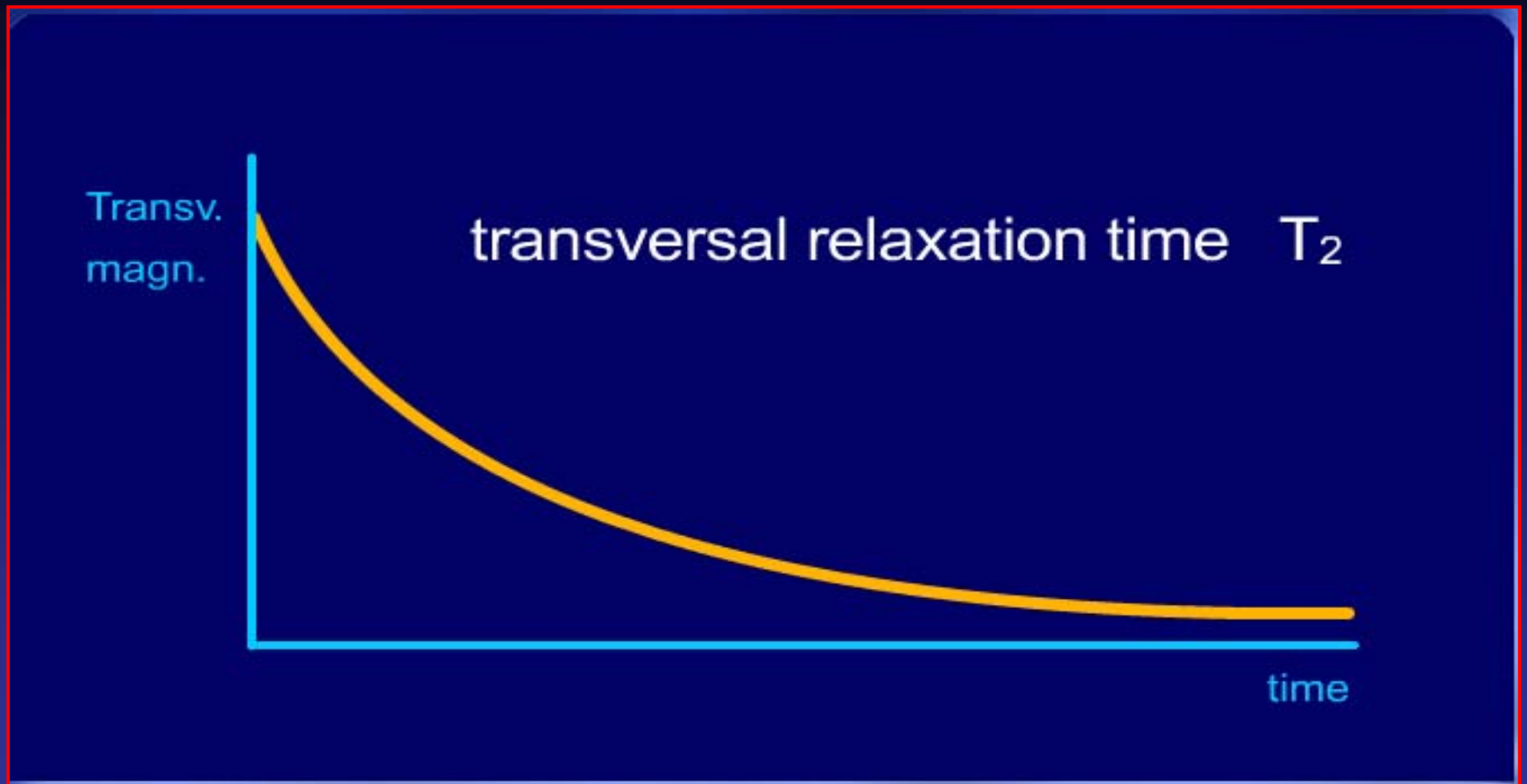
La componente trasversale M_{XY} perpendicolare al campo B_0 tende ad annullarsi

Tempo di rilassamento T2



T2

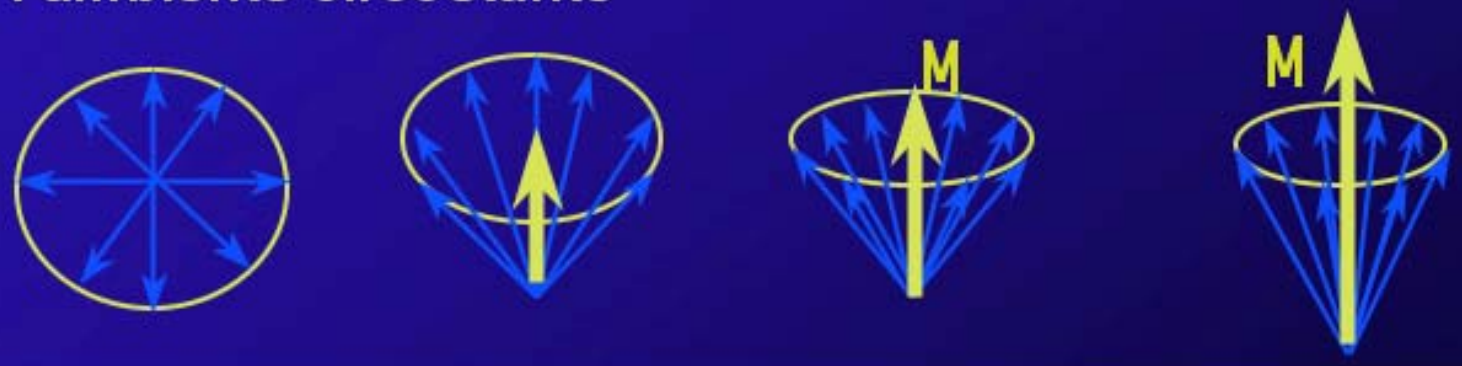
Tempo che impiegano i protoni a defasare tra loro (e quindi ad attenuare il segnale)



This time constant is the transversal relaxation time T_2.

Rilassamento T1

Rilassamento T1, rilassamento longitudinale, effetto spin-lattice: scambio di energia tra uno spin e l'ambiente circostante

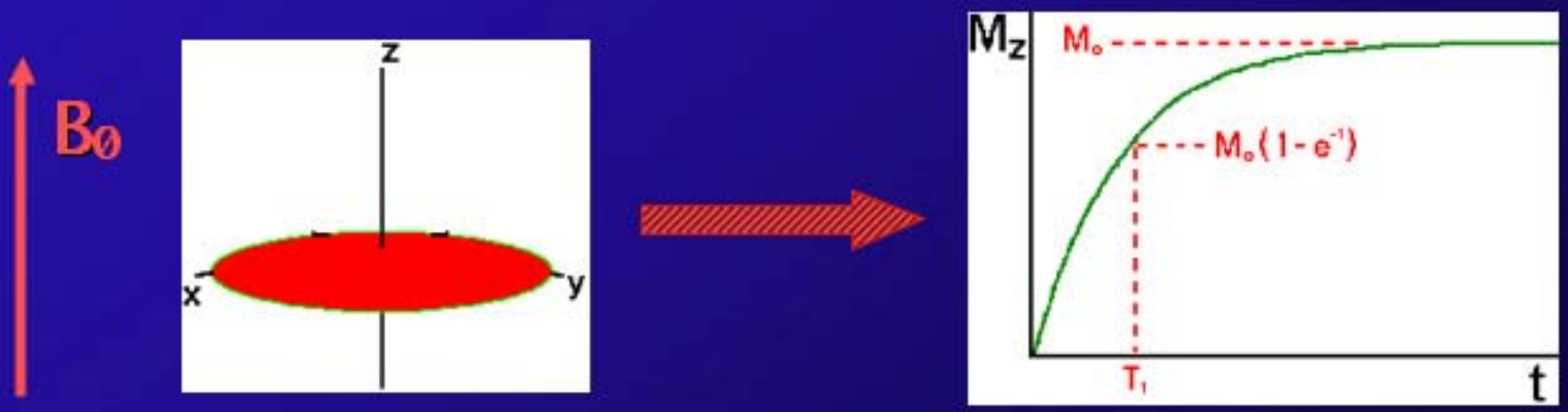


I momenti magnetici dei singoli spin tendono gradualmente a riallinearsi con B_0

La componente longitudinale M_Z lungo il campo B_0 torna verso il suo valore iniziale M_0

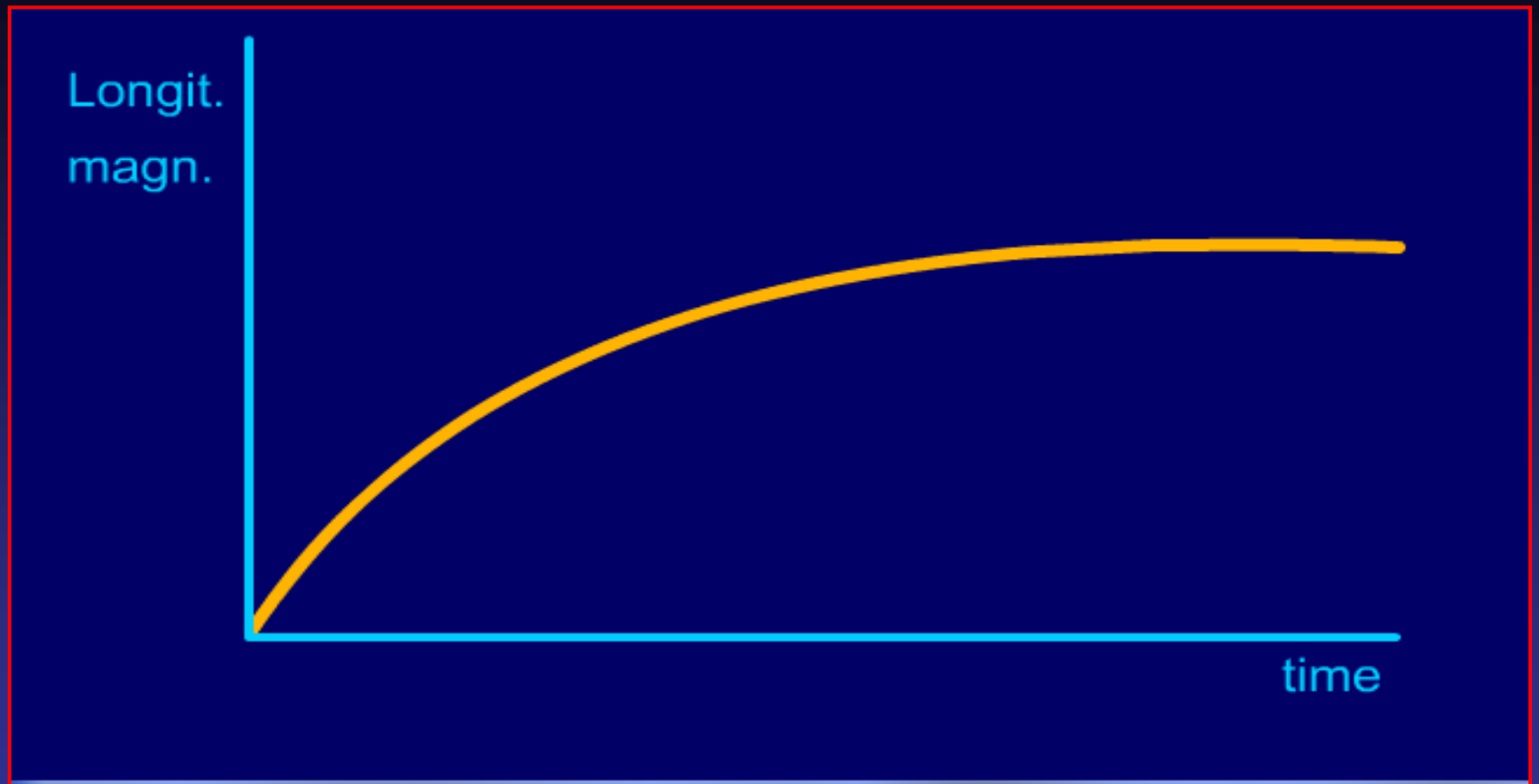
Cedono l'energia "attinta"dall'impulso di radiofrequenza all'ambiente circostante= RETICOLO (lattice)

Tempo di rilassamento T1



T1

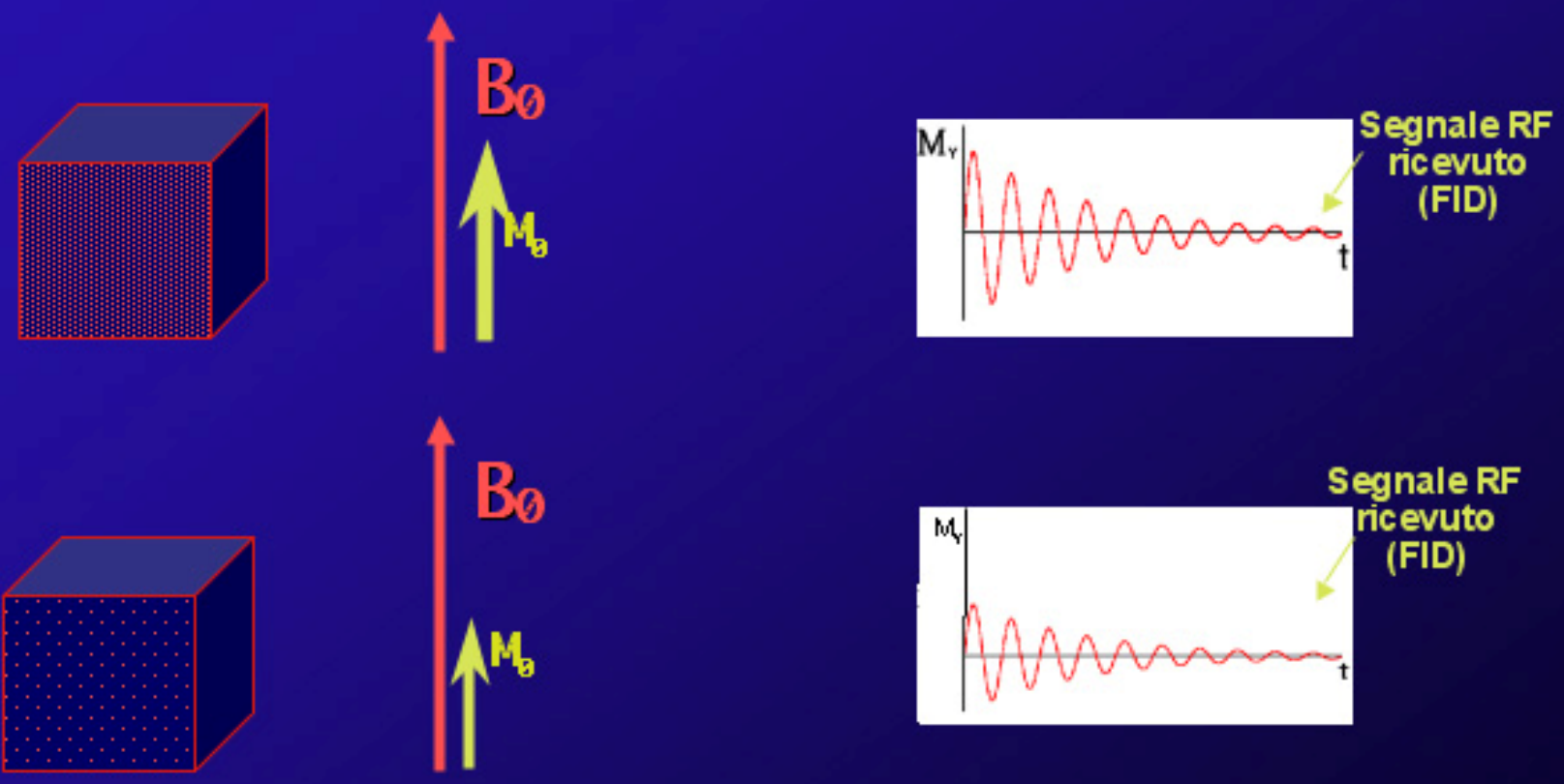
Tempo che impiega il vettore M a tornare lungo B_0 (si riduce l'ampiezza del segnale)



This curve is also called a T_1-curve.

Densità protonica PD

numero di protoni presenti nella zona di interesse



Maggiore densità protonica -> più grande M_0 -> più alto segnale (FID)

FA TR TE & T2 T1 PD

Gioco con questi parametri per ottenere immagini migliori

Gioco con questi parametri per ottenere immagini migliori

OVVERO:

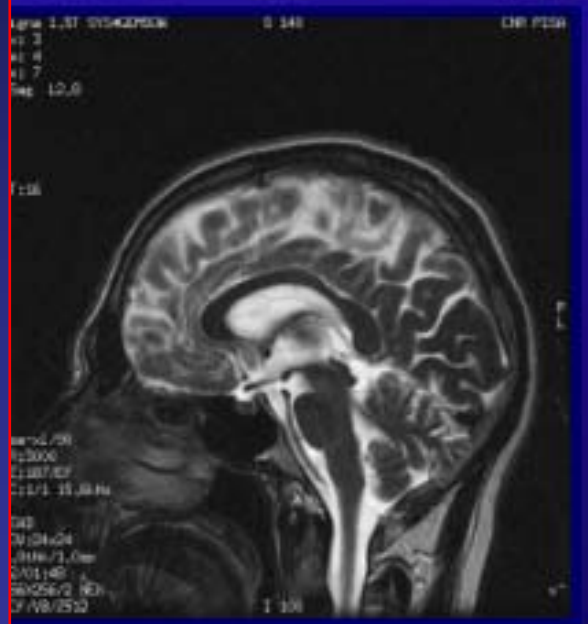
come ottenere immagini pesate T2, T1 o PD "giocando" con i valori dei parametri di acquisizione FA, TR e TE

- immagini PD pesate
  - FA = 90°
  - TR lungo
  - TE breve
- immagini T2 pesate
  - TE dell'ordine del T2 del materiale
  - TR lungo
- immagini T1 pesate
  - TE breve
  - TR dell'ordine del T1 del materiale

Perché T2, T1, PD?

Immagini "pesate"

T2W



Il liquor è iperintenso, bianco; così come il midollo spinale

T1W

Il liquor lo vedo grigio

PDW

Il tumore lo vedo ancora più grigio; cmq dipende dal numero di protoni

PARAMETRI ESTRINSECI

FA – Flip Angle: angolo di nutazione, ovvero indica di quanti gradi viene abbattuto il vettore dello spin dall'impulso RF all'inizio della sequenza

FA PICCOLO: acquisizione più veloce, ma segnale più basso

TR – Tempo di Ripetizione: tempo tra un impulso RF e il successivo. Più è lungo più è lunga la sequenza.

TR influenza il tempo di acquisizione

TE – Tempo di Eco: tempo tra l'emissione di un impulso RF e la ricezione del segnale. Dipende anche dal tessuto; noi li modifichiamo in base a questo. Dobbiamo rispettare le caratteristiche del tessuto.

TE breve: risente poco dell'effetto T2 perché gli spin sono poco defasati, ma il segnale è più alto

TR lungo: tutti i tessuti con T1 diversi avranno recuperato la MML e al nuovo impulso raggiungeranno la massima MMT. Non potrò differenziare l'immagine.

TE breve otterremo informazioni sulla DP

TE lungo otterremo informazioni sui diversi T2 tix

TR lungo + TE breve → pesatura DP
TR lungo + TE lungo → pesatura T2

TR breve: il nuovo impulso troverà tix che hanno recuperato poco della MML (a T1 lungo) e tessuti che hanno recuperato gran parte o tutta MML (a T1 corto) e che daranno massimale MMT.

H_20 (T2 lungo) e FIBROSI (T2 breve) hanno T1 lungo

Grasso ha T1 breve

CODIFICA SPAZIALE DEL SEGNALE

L'operatore invia il campo magnetico statico, l'impulso di radio frequenza e i gradienti di campo magnetico.
I gradienti di campo magnetico sono creati da bobine di gradiente, situate all'interno del magnete, secondo i 3 assi dello spazio che sovrappongono piccoli campi magnetici supplementari a B_0

- ASSE Z (gradiente di selezione di strato)

- ASSE Y (gradiente di codifica di fase)

- ASSE X (gradiente di codifica di lettura)

K SPAZIO

Rappresentazione dei dati grezzi acquisiti sotto forma di una matrice bidimensionale di punti

Le coordinate di ciascun punto sono costituite da un'unica combinazione dei valori di frequenza (Gx) e di fase (Gy), corrispondenti alle integrali dei gradienti di frequenza e di fase

Le linee centrali del K spazio sono riservate alla codifica dei *punti "grandi"* e al contrasto dell'immagine (RISOLUZIONE DI CONTRASTO) e sono acquisite con variazioni di gradiente più piccole (*basse frequenze*) ===> rapporto S/R, ma sensibili ad artefatti

Le aree periferiche del K spazio sono dedicate alla codifica di *"punti" piccoli* per il fine dettaglio e e quindi alla RISOLUZIONE SPAZIALE (*alte frequenze*), con minori artefatti

Campo magnetico

- Fulcro di tutte le strumentazioni per RM è il campo magnetico che deve essere omogeneo. La sua funzione è quella di stabilire una magnetizzazione longitudinale netta dei protoni in esso immersi.
- Tipi di magneti:

-permanenti

-resistivi

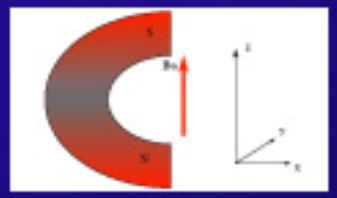
-superconduttori

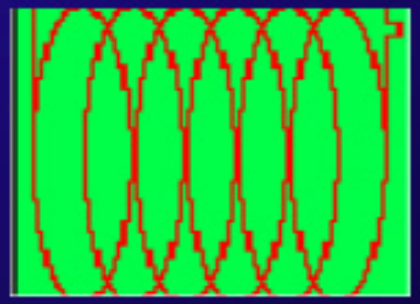
IL MAGNETE

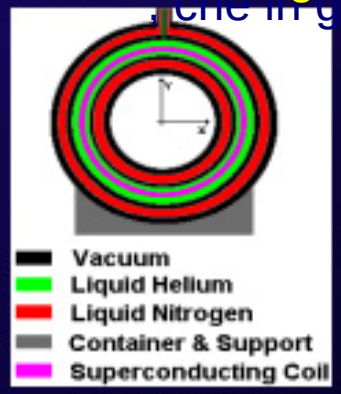
Genera il campo magnetico statico B_0

- Magnete **permanente**: sfrutta le proprietà ferromagnetiche di certi materiali.
- Magnete **resistivo**: il campo magnetico è generato dalla corrente che scorre attraverso un conduttore elettrico.
- **Magnete superconduttivo: il campo magnetico è generato dalla corrente che passa in un superconduttore.**, che in genere è l'elio.

È il più usato







- I magneti *permanenti* sono costituiti da materiale magnetico che crea direttamente un campo magnetico orientato lungo l'asse tra i due poli del magnete.
- I magneti *resistivi* sono elettromagneti che generano un campo magnetico perpendicolare ad una corrente elettrica che fluisce in una bobina cilindrica

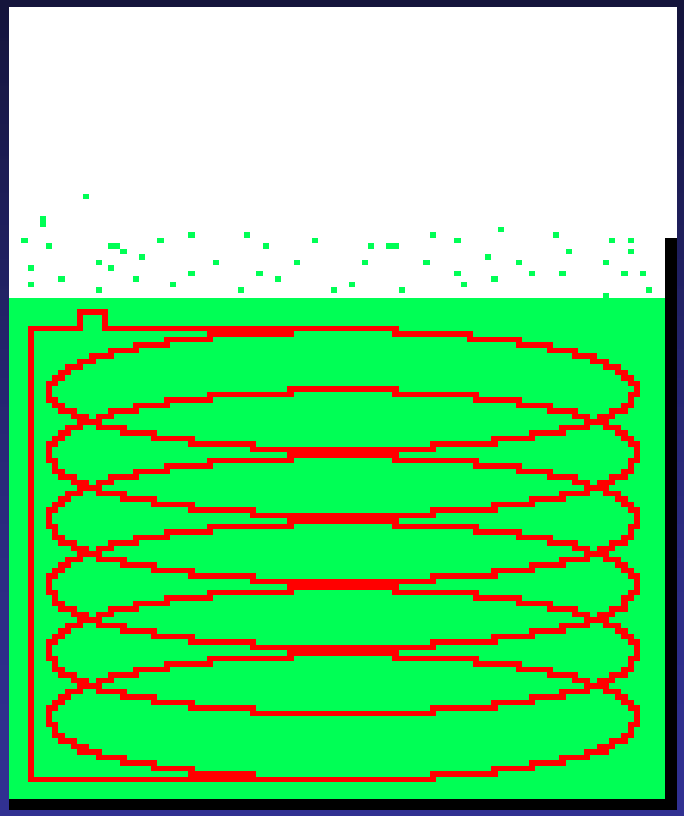
Entrambi sono molto ingombranti e possono generare un campo magnetico di intensità limitata fino 0,5 T.

- I magneti più comuni sono quelli a superconduttore orizzontale
- Il magnete produce il campo magnetico B_0 necessario per la procedura di formazione delle immagini; serve ad orientare tutti i protoni presenti nel volume esaminato che così ruotano attorno ad un asse allineato al campo magnetico principale (precessione), determinando la *magnetizzazione longitudinale netta (MML)*.

Il magnete

- Il magnete e' il componente piu' costoso del sistema di imaging a risonanza magnetica. Molti magneti sono di tipo superconduttore. Questo e' una fotografia di un magnete a superconduttore di 1.5 Tesla.
- Ci sarà una schermatura del magnete e delle pareti esterne.

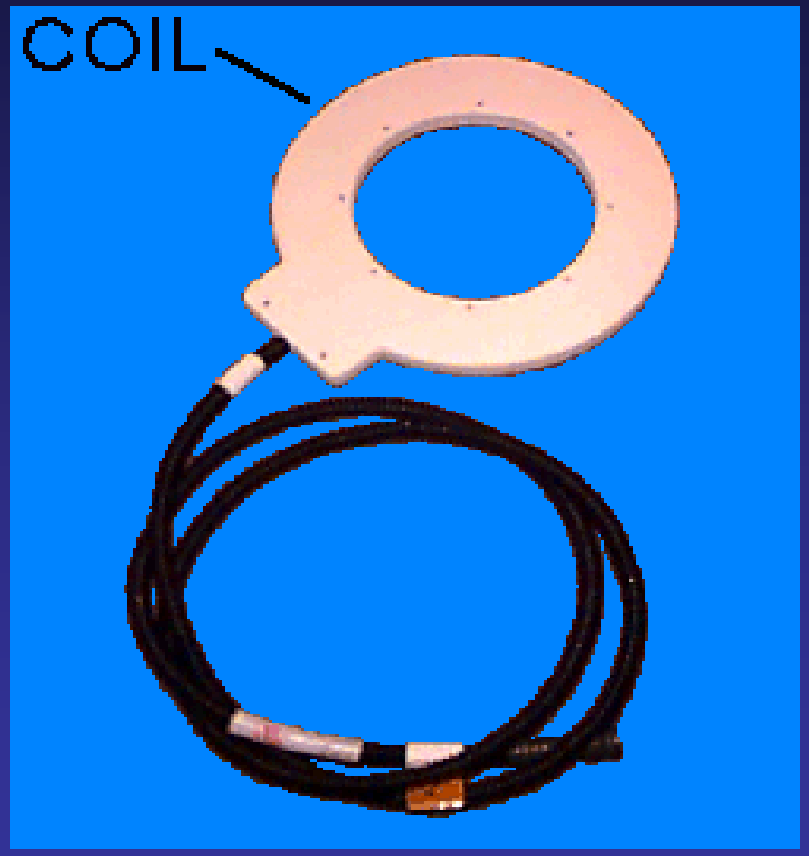
- Un magnete a superconduttore e' un'elettrocalamita fatta di un filo superconduttore. Il filo superconduttore ha una resistenza circa uguale a zero quando e' raffreddato a una temperatura vicina allo zero assoluto (-273.15° C o 0 K) mediante immersione in elio liquido. Una volta che la corrente fluisce nella bobina essa continuera' a fluire fintantoché la bobina viene tenuta alla temperatura dell'elio liquido .



BOBINE

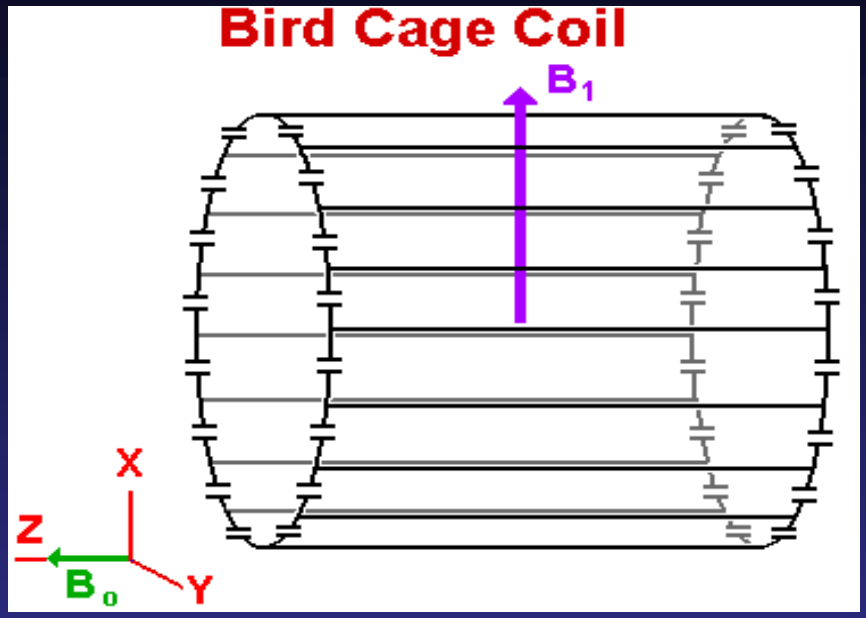
Le bobine costituiscono gli elementi per la ricezione del segnale dei protoni stimolati e, anche per la trasmissione della RF: si distinguono in bobine-body (trasmittenti-riceventi, studiano volumi corporei ampi come il fegato o il pancreas; è la prima nata), di superficie (solo riceventi, con elevata risoluzione spaziale perché sono a stretto contatto con l'organo; si usano di solito per le piccole articolazioni) e phased-array (elevata risoluzione spaziale pur studiando simultaneamente volumi ampi; sono un compromesso fra le due. Oggi si usa per lo studio del cuore).

Bobina di superficie circolare e piatta col suo cavo di connessione. Il cavo consente la connessione all'apparecchio. Questa e' una bobina di superficie creata per adattarsi al retro di un ginocchio.



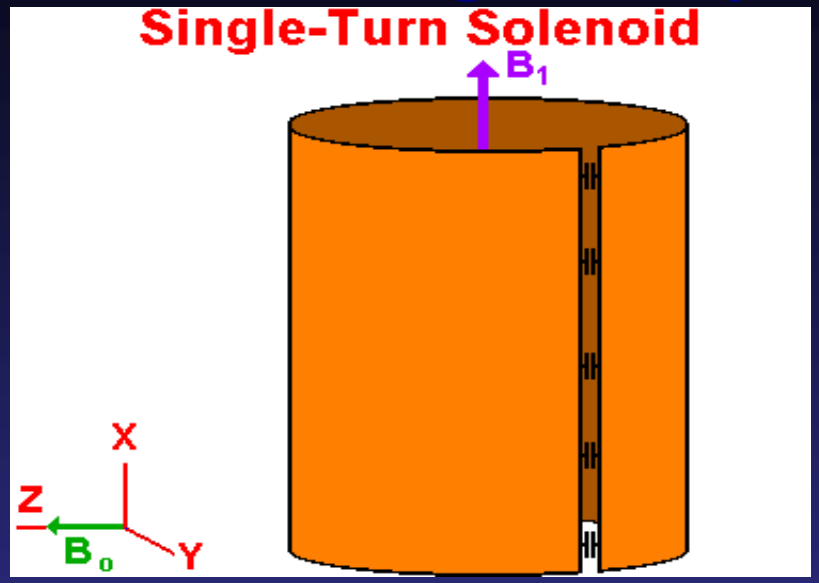
La bobina a gabbia di uccello

- La bobina a gabbia di uccello e' la bobina di scelta per immagini dell'encefalo.

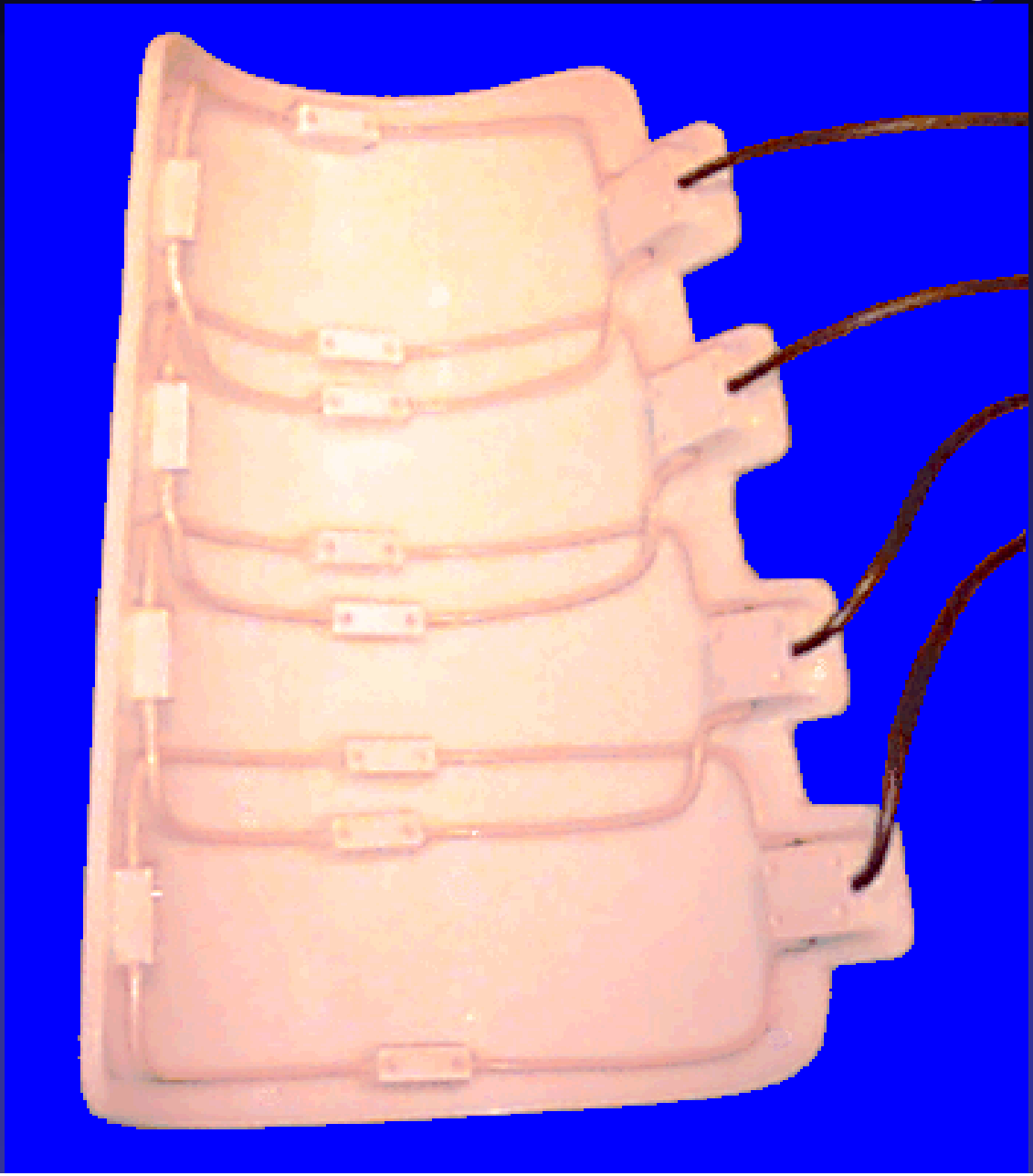


Il solenoide a singola spira

- Il solenoide a singola spira e' utile per creare immagini delle estremita', come il polso



Bobina Phased-Array



Altri tipi di bobine

Bobina in quadratura per encefalo

Bobina in quadratura per il corpo

Bobina per lo studio in sinergia encefalo e collo

Bobina per studio pediatrico

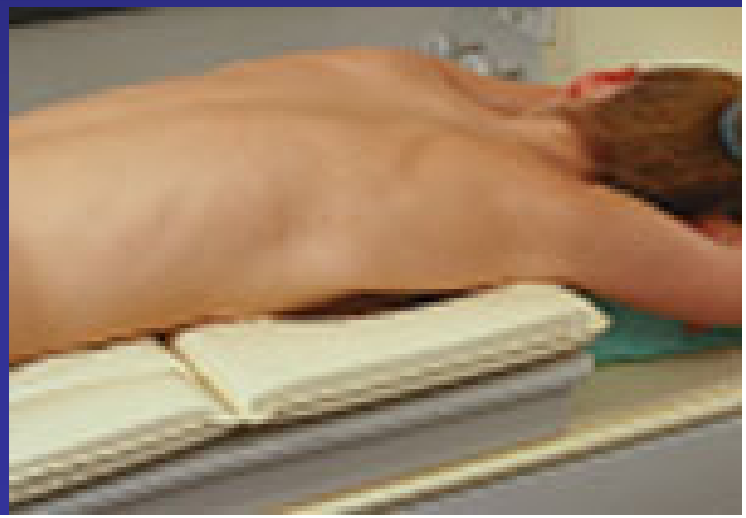
Altri tipi di bobine

Bobina circolare

Bobina rettangolare

Bobina per lo studio della colonna sinergico

Bobina per lo studio della mammella: il chirurgo non ti opera senza questi risultati, che si accompagnano a quelli della mammografia.



Altri tipi di bobine

Bobina a 12 canali per lo studio vascolare periferico

Bobina ad 8 canali per il ginocchio

Bobina sense per il corpo

Bobine endocavitarie: per la prostata o per il retto. (sono di superficie)

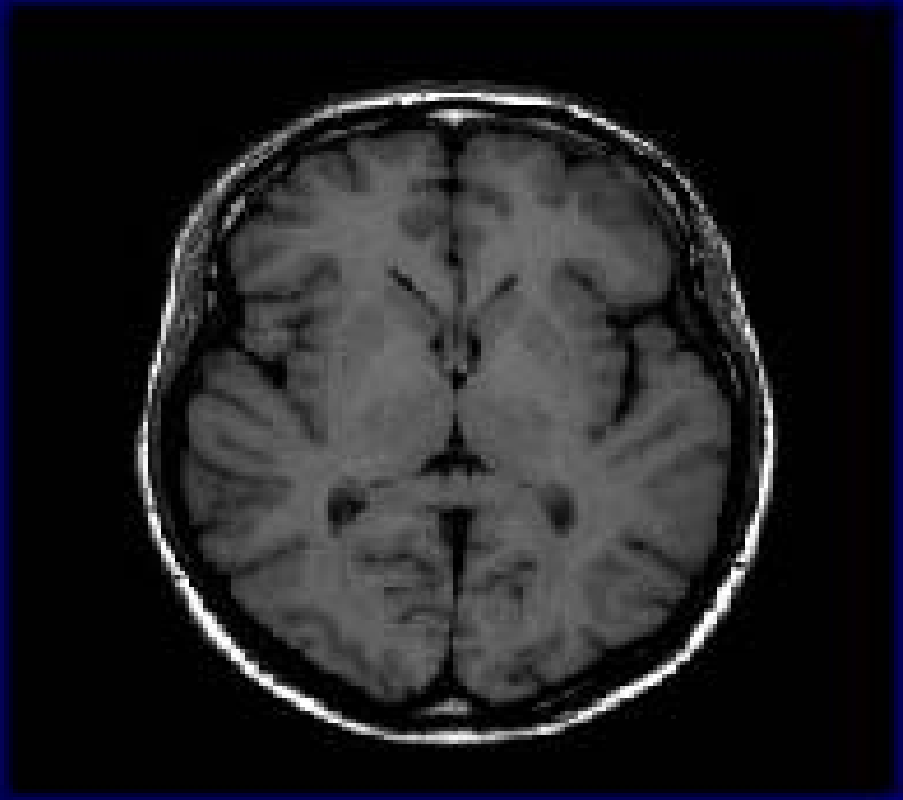
Sicurezza

- Campi magnetici di magneti ad ampio raggio possono letteralmente captare e attirare grossi oggetti ferromagnetici nel foro del magnete. Se si entra nella sala, il campo magnetico si disperde, ma è perennemente acceso.
- Cautela deve essere presa allontanando TUTTI gli oggetti ferromagnetici dal magnete per due ragioni principali. La prima ragione e' che possono ferire o addirittura uccidere un individuo posto nel magnete. La seconda e' che possono danneggiare seriamente il magnete e le bobine.

Controindicazioni all'esame RM

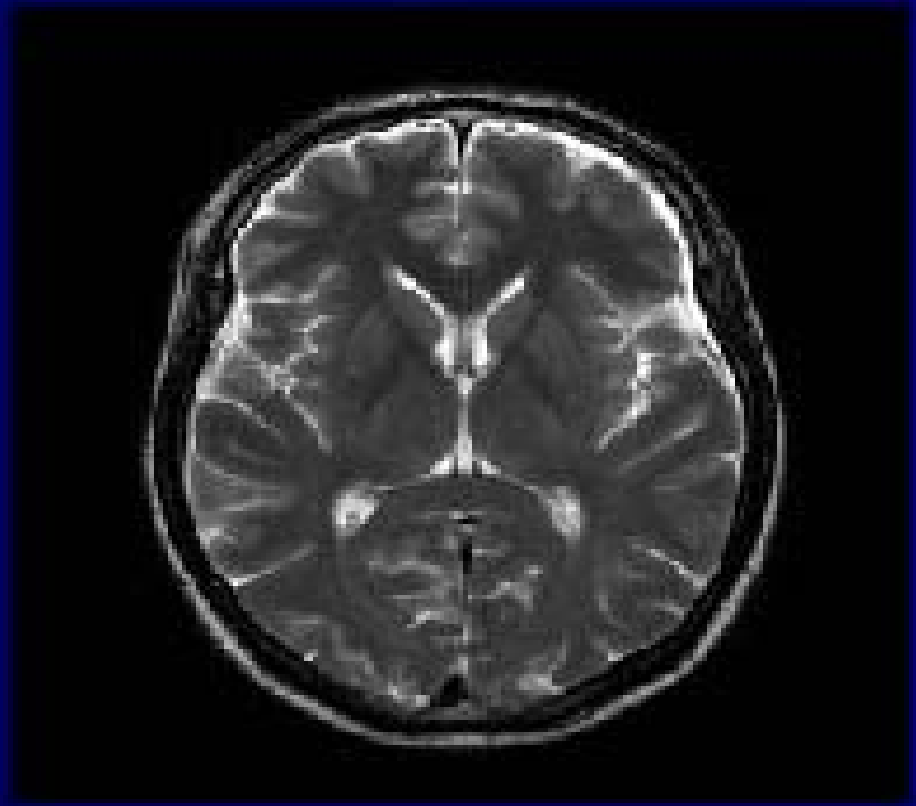
- Portatori di pace-maker, perché si smagnetizza il ritmo del PM.
- Presenza di protesi vascolari metalliche
- Presenza di schegge o frammenti metallici: se il pz sente calore (il tatuaggio contiene elementi ferromagnetici) deve uscire subito e non può fare RM
- Presenza di protesi ortopediche
- Interventi sul cristallino, effettuati prima del 1995 (ora sono fatte con materiali RM-compatibili; e lo stesso per gli interventi coronarici…)
- Presenza di IUD
- Le otturazioni dentarie se sono mobili si tolgono; se no si tengono. Daranno degli artefatti al cranio.

- Per le piccole articolazioni si usa l’ARTROSCAN, che bypassa molti di questi problemi. Non il pacemaker.



A

T_1-weighted

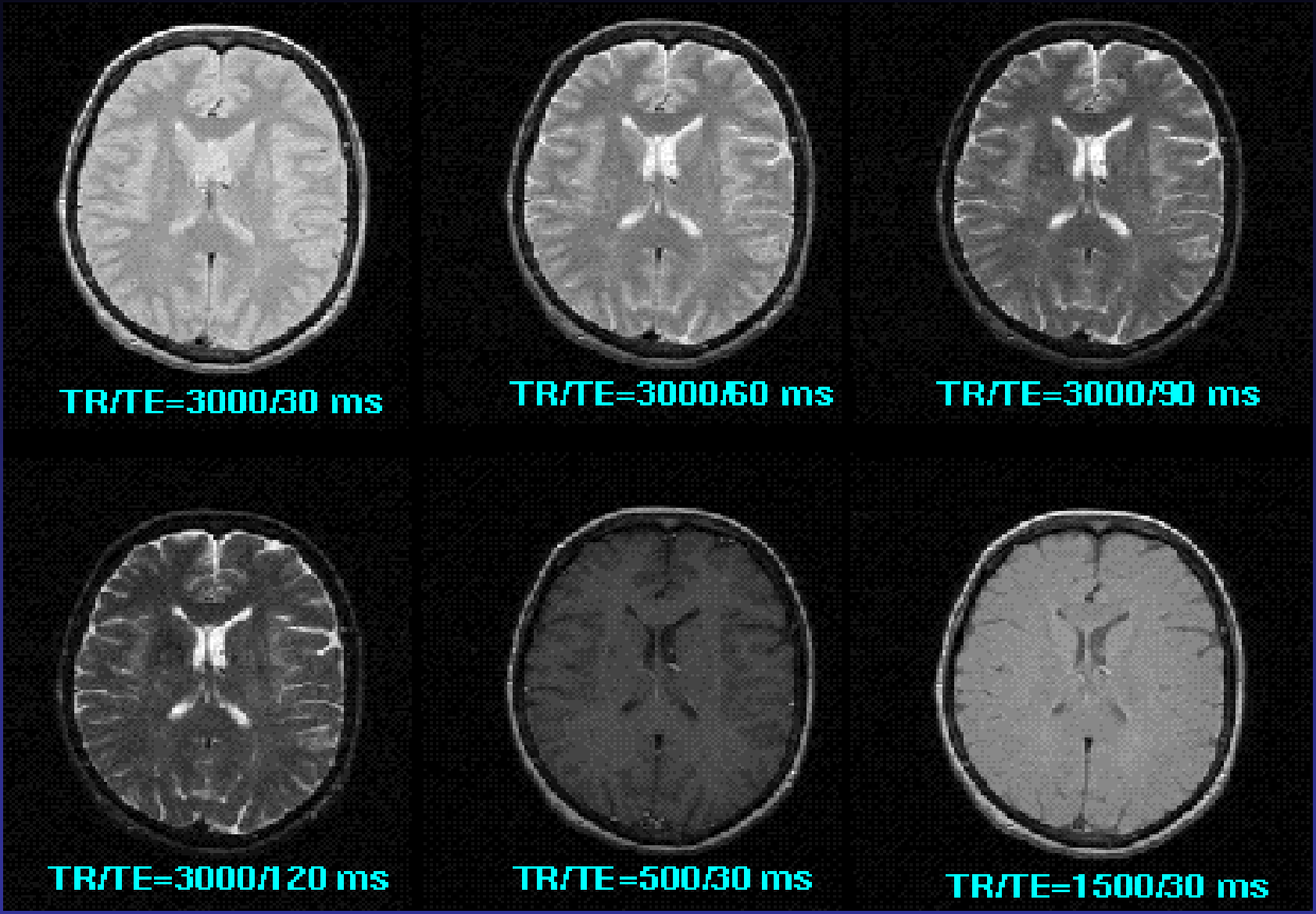


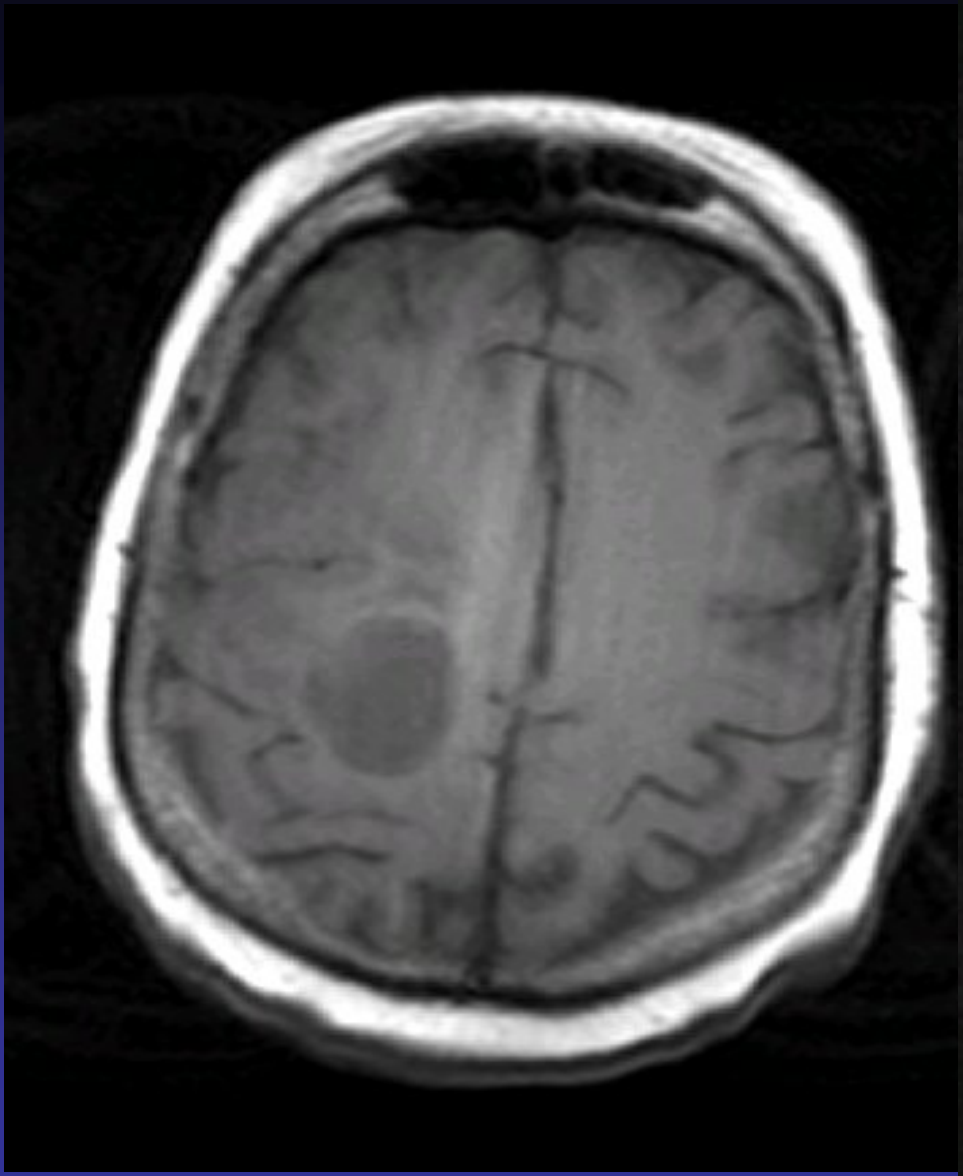
C

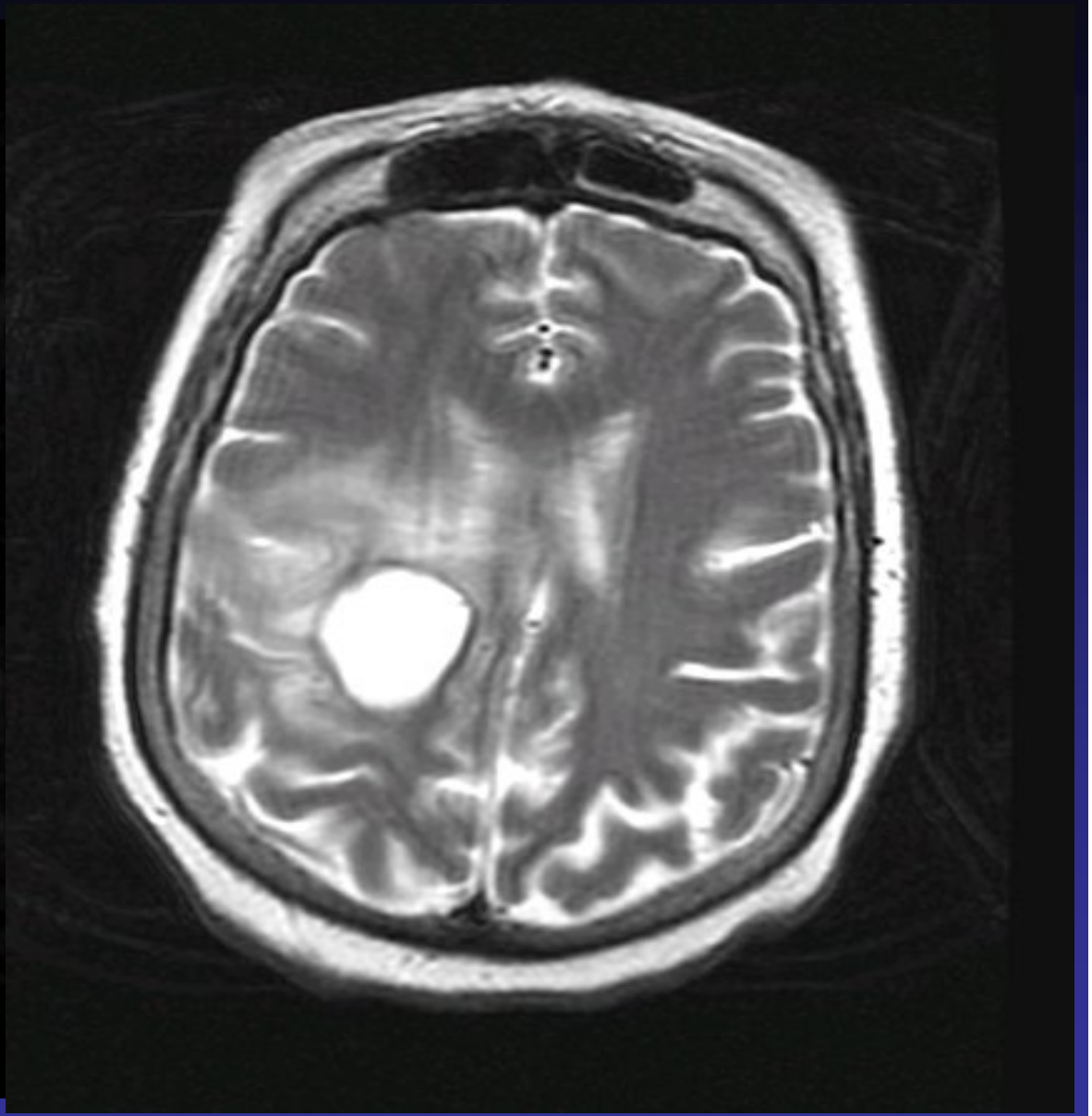
T_2-weighted

Se ho un tumore nel liquor lo vedo grigio.

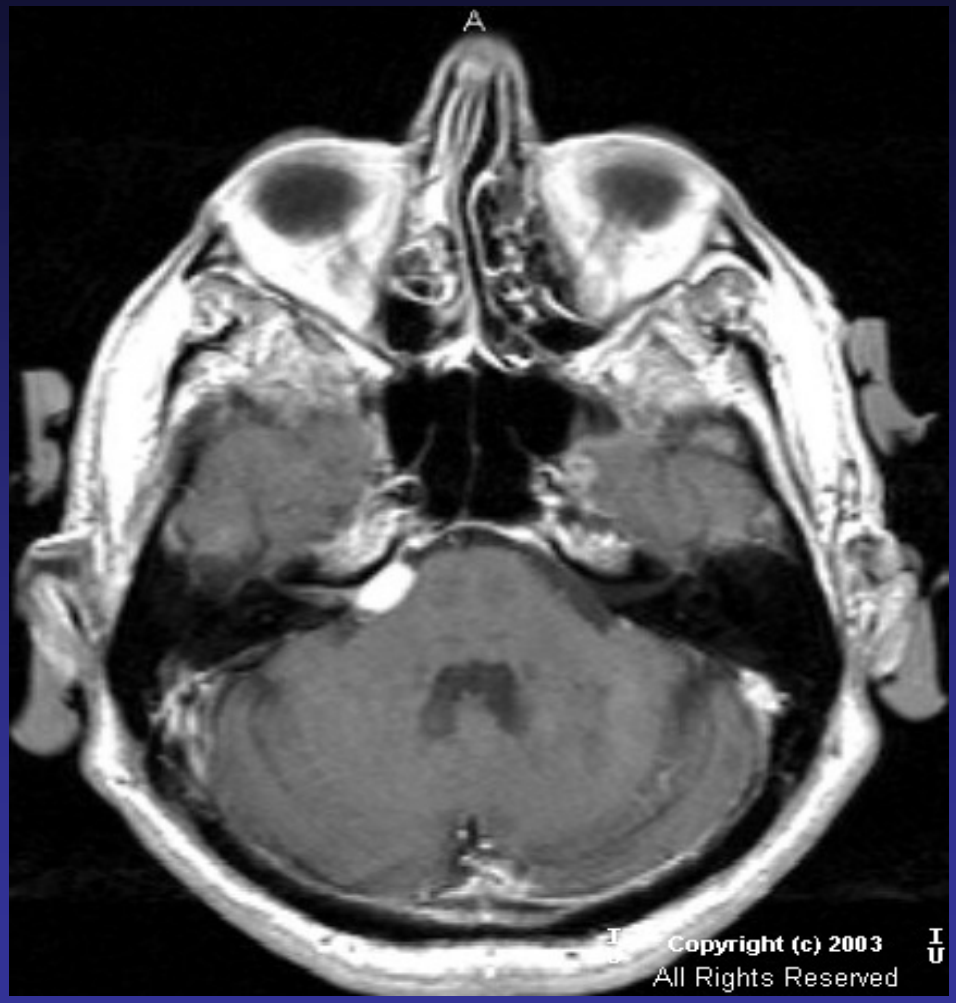
Se ho un tumore nel liquor lo vedo grigio.


TR/TE=3000/30 ms
TR/TE=3000/60 ms
TR/TE=3000/90 ms
TR/TE=3000/120 ms
TR/TE=500/30 ms
TR/TE=1500/30 ms

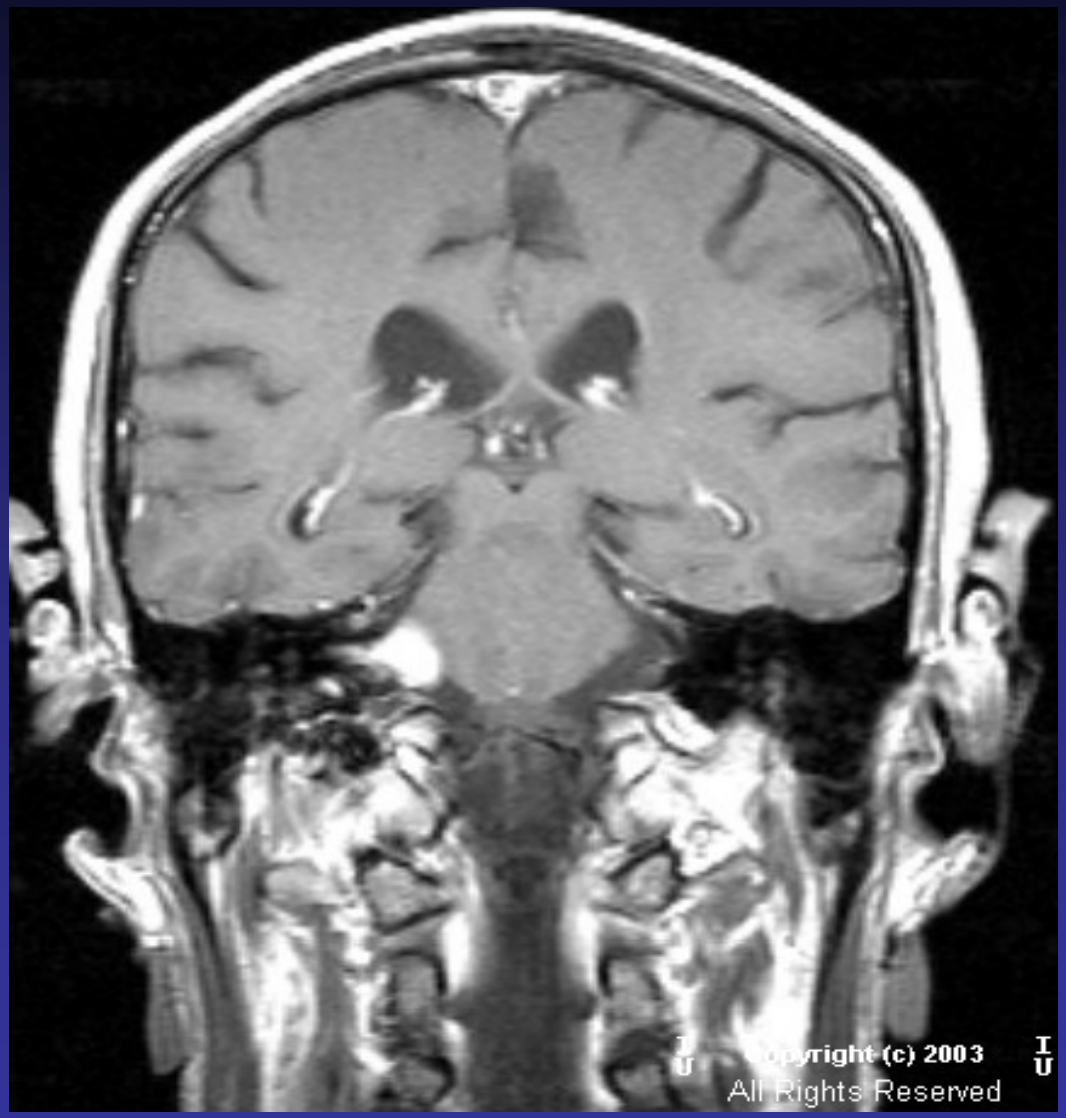




MEZZO DI CONTRASTO



Mezzo di contrasto

- In genere si fa per tutti gli organi, dopo averla fatta in condizioni di base. Di solito è a base di gadolinio, che si dà per via endovenosa, che ci permette di vedere le caratterizzazioni tissutali, come la lesione modifica il tessuto.

MEZZO DI CONTRASTO