

# RISONANZA MAGNETICA



Alto contrasto, alta risoluzione spaziale, non usa radiazioni ionizzanti.  
Utile per la spettroscopia RMN.

I fondamenti fisici di risonanza magnetica sono molto complicati.

Bloch e Purcell hanno capito che si può procedere in risonanza con le onde radio degli elettroni.  
Lo diventò applicabile in vivo negli anni '70 perché necessità degli algoritmi della tomografia.

→ Potenza campi elettrica e magnetica ⇒ informazioni complementari rispetto alle altre tecniche.  
Sono tempi nei quali i tessuti umani si liberano di energia.  
Sono radiazioni non ionizzanti, ma i campi magnetici sono così intensi da essere pericolosi.

La RMN ha un'applicazione funzionale: è con mezzi di contrasto paramagnetici si può monitorare il funzionamento della cartacea.

→ Pattern d'elaborazione morfologica è discreto dell'oggetto funzionario.

Sono molto diffusi i dispositivi RMN sia per cervelli che no.

## PRINCIPI FISICI

$$E = h \cdot f$$

Una transizione energetica è  $h \cdot \Delta E$  quando una particella compie un salto quantico.  
Lo si genera un'onda di frequenza soggetta al salto energetico della particella.  
dalla costante di Planck.

[Spettroscopia: elementi diversi generano  $\Delta E$  diversi, e quindi frequenze diverse].  
Se una particella si sposta da uno stato  $E_1$  ad uno stato  $E_2 > E_1$ , bisogna che dall'esterno venga fornito un quanto di energia  $E_2 - E_1$ .  
Lo quando dall'esterno non viene più fornito energia, la particella fornisce un quanto di energia all'esterno e passa da  $E_2$  a  $E_1$ .

Una sfera ha una certa massa, gira intorno ad propria asse → momento di spin.

→ un protone ha una massa un po' piccola → momento di spin  $I$ .

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{I} \quad \gamma = \text{rapporto giro magnetico} \quad \vec{\mu} = \text{momento magnetico}$$

Non tutta la materia presenta momento magnetico spontaneamente, perché ha momento di spin nullo (tanti momenti di spin che si cancellano  $\Rightarrow I = 0$ ).

I momenti di spin vanno da quelli energetici  $-I$  a  $+I$  (con passi di  $\frac{1}{2}$ ).

L'ossigeno ha momento di spin  $I = 0$ : anche se ruota, il totale è zero.

Se  $I = 0 \Rightarrow \mu = 0 \Rightarrow$  in un campo magnetico non ne risentono.

Se  $I \neq 0 \Rightarrow \mu \neq 0 \Rightarrow$  risentono di un campo magnetico → la risonanza magnetica.

oppure è magnetizza i tessuti.

La risonanza magnetica è fatta sulla base dell'acqua: numero di spin  $\frac{1}{2}$ ; nuclei più facile possibile, molto abbondante nei tessuti (un po' meno in quelli duri come l'osso) e più un tessuto è povero d'idrogeno meno è peggio si vede con la RMN.

Si vedono meglio i tessuti più densi e si riferisce all'acqua presente nei tessuti.

L'idrogeno ha  $I = \frac{1}{2}$  → due stati possibili:  $+\frac{1}{2}$   $-\frac{1}{2}$ .

ha un rapporto giro magnetico maggiore degli altri → genera momenti magnetici maggiori o parità di spin.

I campi magnetici che si usano per magnetizzare i tessuti (clinici) sono dell'ordine di  $1T$ .

→ servono i magneti duri: più sono costosi meglio è, ma non fanno beneissimo.

per la magnetizzazione istantanea il max è  $3T$  (deroga per necessità di  $7T$  all'istituto dei tumori).

Ci sono soggetti che non passano loro es. RMN: oggetti ferrosi impiantati; chi è portatore di dispositivi impiantabili; apparecchi acustici; clip vascolari (se non sono centralizzati); soggetti con tolleranza e mancanza di ossigeno; carotidina e borselle non centralizzate.

Ci sono solo due tipi di campo magnetico e sempre dritto perché costa di più spagare.

Ci sono risonanze magnetiche piccole (es. per ginocchio) che non interessano altro parte del corpo (es. apparecchi acustici).

Distribuzione di atomi di idrogeno: sono tutti, ed ha un suo campo magnetico e un momento di spin ⇒ campo magnetico totale = 0 perché ogni atomo ha un orientamento nella spazio casuale.

Se si applica un campo magnetico, i protoni si orientano secondo il campo magnetico. In condizione di minima energia → la direzione è quella del campo magnetico. Il verso è dato da  $\vec{\mu} = \gamma \vec{I}$  del momento di spin e quindi magnetico.

→ però quelle a testa in giù sono in equilibrio instabile e hanno un'energia maggiore.

I protoni che si girano (ruotano) un quanto di energia (ad un certo  $f$ ) per farlo girare da su a giù deve fornire un quanto di energia.

Il campo magnetico esterno deve essere statico e costante, perché altro lo tempo le direzioni tendono ad essere equiprobabili.

Se misuriamo la magnetizzazione della materia, è parallela con lo stesso verso del campo esterno  $\vec{M} = \sum_i \vec{\mu}_i$  vettore magnetizzazione

Per magnetizzare un buon numero di protoni di idrogeno serve un campo magnetico di 1 Tesla

Un protone (che sta girando su se stesso) se è messo in un campo esterno, si genera un momento che lo tira su con un moto di PRESSIONE DI LARICE → non riusciamo mai ad osservarla

Il moto di PRESSIONE avviene ad una frequenza precisa:  $\omega_0 = \gamma B_0$

→ questa frequenza di LARICE corrisponde alla  $\Delta E$  tra testa in giù e testa in su

La differenza tra i 2 livelli è perciò proporzionale al campo magnetico esterno

12-01-11

$B_0$  è un campo magnetico statico, è intenso (è forte magnetizzare la materia)

Si fa conto che il campo magnetico sia orientato lungo l'asse z per definizione (in un sistema di ref.)

→ perciò il vettore magnetizzatore è diretto lungo z

z: direzione longitudinale xy: piano trasversale

In realtà di momenti magnetici lungo z non ce ne sono perché stanno precessando ma la componente longitudinale è uguale per ogni vettore; hanno anche la componente trasversale uguale ma in direzioni diverse  $\sum = 0$

- la componente trasversale totale è nulla, quella longitudinale si somma

Orientazioni SPIN-UP (direzione +z) e SPIN-DOWN (direzione -z)

energia minore (equilibrio) energia maggiore (equilibrio instabile)

La differenza tra le 2 di protoni spin-up e spin-down è importante per la risonanza

→ si fornisce energia dall'esterno per passare da 1 a 2

se si scappa o raffredda il corpo vuol dire statico di protoni  $\sum$  occorre tenere il  $B_0$  e non rimbombato e a temperatura costante

$\Delta E \approx 10^{-7}$  keV scatta da spin-down a spin-up

→ circa  $f \approx 10$  MHz, banda delle radiofrequenze (base)

Per far passare un protone da 1 a 2 occorre fornire un quanto di energia alla frequenza di precessione  $\omega_0$  → circa decine di MHz

RISONANZA: quando si emette energia ad una certa frequenza, i sistemi che hanno quella frequenza di risonanza si ossidano tutti.

Se fornisco energia a  $\omega_0$ , il protone (dato che è la sua frequenza di risonanza) lo deve assorbire e passa ad un livello energetico maggiore → scatta protoni da 1 a 2

Si fornisce così energia ai protoni con un campo elettromagnetico a frequenza mischiata  $\omega_0$

→ con un orientamento  $\omega_0$  → campo elettromagnetico a  $\omega_0$

è molto comodo perché a queste frequenze le antenne funzionano molto bene

Dato che conosciamo  $\omega_0 = \gamma B_0$ , se conosciamo  $B_0$  è facile.

→ il 50% del costo del dispositivo è dato dal magnete

PREVALENZA: qual'è il numero di protoni in 1, il resto di totale di protoni

→ su 2 milioni di protoni, solo 3 in più sono i superati 1

Se scatta l'energia esterna (l'ambiente), i protoni tornano da 2 a 1 e l'energia in eccesso viene emessa dal sistema (essa energia di essere prima elettromagnetica a frequenza  $\omega_0$ )

→ si può controllare questa energia, questo processo → infatti molte informazioni

Il campo elettromagnetico fornito si chiama  $B_1$ , oscillazione a radiofrequenza

→ per definizione  $B_1$  giace sul piano trasversale (xy) → ruota alla frequenza  $\omega_0$

In condizioni di risonanza  $M$  è diretto lungo z. Se  $B_1$  è diretto lungo x, xy ruota solidale con  $B_1$  a  $\omega_0$ . Il moto di precessione dei protoni è governato da  $B_0$

Angolo  $\beta$ : le direzioni sul piano xy non sono equiprobabili, ma si oscillano a  $B_1$  (K)

→ la somma vettoriale trasversale non è nulla → il non è questo lungo z ma ruota

Del vettore magnetizzazione  $M$  non cambia il modulo ma solo direzione e verso → di aumentare

della componente trasversale, diminuisce proporzionalmente quella longitudinale

Quando  $M$  oscilla sul piano xy, la componente longitudinale è nulla → gli 1 sono uguali agli 2

Se continuo a fornire energia con  $B_1$ , il sistema continua ad oscillare → gli 1 diventa 2

→ diventa maggiore, gli 1 cresce la componente longitudinale lungo z → si riduce la

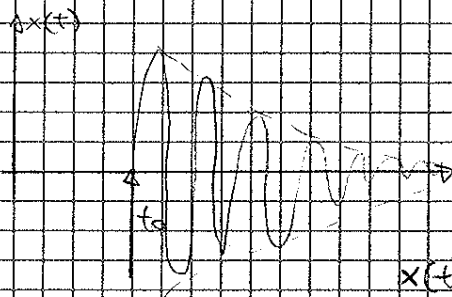
componente trasversale → ma a che  $M$  è diretto lungo z → 3 protoni in più di risonanza sono

il mezzo di 1 → abbiamo imbetito la precessione

Se continuo a fornire energia ma non a dissipare sotto forma di calore  $\rightarrow$  dove c'è presenza naturale non possiamo sapere (misuriamo la presenza)  
 Dobbiamo aver invertito il vettore magnetizzazione non si può andare  $\rightarrow$  dissipa l'energia che assume in calore  
 PULSI A  $90^\circ$ : tempo che serve per portare il sistema dal M su X  
 IMPULSO A  $180^\circ$ : tempo che serve per portare il sistema dal M invertito  
 Questo impulso della magnetizzazione M va ripetuto ad una certa velocità  $\rightarrow$  a un tempo per fare un esame term  
 FLIP-ANGLE:  $d = -\alpha \cdot t_w = \gamma B_1 t_w$   
 i due impulsi: serve per unici due volte in un  $\text{mm} \rightarrow$  a si va e impulso a  $90^\circ$  a si va  
 l'impulso a  $180^\circ$   
 si può fare + valore modificando B, ma c'è un limite normale  
 $\rightarrow t_{\text{seq}} \approx 100 \text{ ms}$

25-01-2011

Questo movimento del sistema è regolato dalla frequenza  $\omega_0$ .  
 Quando interrompiamo  $\rightarrow$  ~~il~~ B, fonte di energia, il sistema torna alla configurazione iniziale  $\rightarrow$  a viene restituito un campo elettromagnetico alla frequenza  $\omega_0$ .  
 Il sistema si ~~riassorbe~~ riaspira ed emette energia.  
 REASSIVITA' = tendenza di un sistema a liberarsi dell'energia in eccesso  $\rightarrow$  tempo.  
 Sulla base del segnale emesso dal protone che si riaspira e del tempo in forma immagine le tempistiche associate ai fenomeni di componente trasversale e longitudinale sono diversi.  
 I protoni si liberano dell'energia in eccesso emettendo una radiazione elettromagnetica a frequenza  $\omega_0$   $\rightarrow$  si "cattura" con antenne, spesso sono a contatto del corpo quello di risonanza per catturare bene il segnale.  
 Le soglie riaspirato della bobina si chiama FID (= decadimento libero indotto)



segnale sinusoidale modulato in ampiezza da un esponenziale decrescente sinusoidale con frequenza  $\omega_0$

•  $T_1$  REASSIVITA'  $\rightarrow$  <sup>regolato</sup> riaspirazione di tempo dell'esperienza  
 •  $T_2$  <sup>completa</sup> ampiezza iniziale dipende dal vettore magnetizzazione <sup>inversa</sup> vettore magnetizzazione

$$x(t) = M_z \cdot \sin(\omega_0 t) \cdot e^{-t/T_2} = M_z \cdot \sin(\omega_0 t) \cdot e^{-\frac{t}{T_2}}$$

$T_1$   $\rightarrow$   $e^{-t/T_1}$   $\rightarrow$   $T_1^*$

$T_1$ : costante di tempo associata al meccanismo di rilassamento della componente longitudinale del vettore magnetizzazione

$T_2$ : costante di tempo associata al meccanismo di rilassamento della componente trasversale

$M_z \rightarrow$  parametro collegato alla densità  $\rightarrow$  DENSITA' PROTONICA (praticamente indica quanta acqua c'è)

In risonanza magnetica si perturbano ripetutamente il sistema e ogni volta il sistema tenta di rilassarsi, ma lo si continua a fornire energia  $\rightarrow$  perturbando in modo sinusoidale il sistema, giocando sui tempi, riuscendo ad enfatizzare uno dei tre parametri ( $T_1$ ,  $T_2$ ,  $M_z$ )

Per tutti i tessuti  $T_2 \leq T_1$   $\rightarrow$  ripetendo con istanti brevi vedo bene  $T_2$   
 $\rightarrow$  ripetendo con "lunga" vedo bene  $T_1$

Questo meccanismo si chiama SEQUENZA DI ECITAZIONE  
 $\rightarrow$  i tempi usati sono  $90^\circ$   $\rightarrow$  impulso a  $90^\circ$   $\rightarrow$  per enfatizzare  $T_2$   
 $\rightarrow$  impulso a  $180^\circ$   $\rightarrow$  per enfatizzare  $T_1$   
 differenza tra i 2 impulsi

$T_1 \rightarrow$  rilassamento SPIN-RETCOLO: i protoni cedono l'energia in eccesso al reticolo (gli altri protoni)  
 $T_2 \rightarrow$  rilassamento SPIN-SPIN: i protoni riconfigurano l'energia totale del sistema scambiandosi energia tra di loro

$T_1$  e  $T_2$  dipendono una da  $B_0$  e dalla temperatura

Due protoni per sfasciarsi devono cambiare energia  $\rightarrow$  non cambia velocità di precessione, semplicemente passano dall'altro polo

Dissipa di più SPIN-SPIN che SPIN-RETCOLO (più velocemente)



## FORMAZIONE DELL'IMMAGINE

Quando il sistema totale esce dalla risonanza l'energia viene emessa in modo isotropico  $\rightarrow$  non riesce a distinguere i vari contributi dei protoni

$\Rightarrow$  ~~degradazione~~ siccome una dipende dal campo esterno, modificando il campo magnetico cambia la frequenza dei segnali che lo riceve  $\rightarrow$  il trucco è creare una codifica spaziale della frequenza (e del campo magnetico)

Ma  $B_0$  è un campo magnetico statico  $\rightarrow$  per differenziarli nello spazio, aggiungo un campo magnetico ad una porzione di spazio  $\Rightarrow$  si utilizza un GRADIENTE di CAMPO MAGNETICO: campo magnetico che ha un valore crescente lungo una direzione dello spazio: due bobine uguali in cui la corrente uguale scorre in senso opposto  $\rightarrow$  BOBINE di HELMOLTZ

Se voglio modificare in modo unico la direzione dello spazio devo usare 3 bobine  $\rightarrow$  ogni parte dello spazio genera un segnale a frequenza diversa

A questo punto con  $B_0$  ma orientato posso entrare solo una specifica parte dello spazio (o la frequenza a cui è)  $\Rightarrow$  si dà un'ecitazione con tutte le frequenze (rumore bianco, detto)

Il segnale di ritorno si analizza con la trasformata di Fourier

C'è proporzionalità tra il valore di frequenza e la distanza dal centro lungo un'asse

Più il gradiente è pendente, più preciso è il risultato  $\rightarrow$  ma ci sono delle limitazioni: se  $B_0 = 4T$ , i gradienti hanno valori di 40-50 mT/m

Sulle bobine agiscono delle forze  $\rightarrow$  c'è un'azione tra i 2 campi magnetici  $\rightarrow$  non posso dare i grandi gradienti senza sbilanciare le bobine

Normalmente in risonanza magnetica si definisce un volume per linea (2 gradienti) o per pixel (un solo gradiente)  $\Rightarrow$  si ripete il procedimento fatto per fatto e si ricostruisce il gradiente 3D. (Non si può mai avere 3 gradienti  $\rightarrow$  si omette 1)

Ogni volta che sposta il piano si sente il rumore "toc" delle forze magnetiche sulle bobine i protoni allora si pagano spostare per effetto del gradiente: nei vox sanguigni c'è un 4 piccolo percentuale segue il campo magnetico. Nel sistema circolatorio invece non c'è una forza coagulata perché i protoni seguono il campo magnetico  $\rightarrow$  sensazione di nausea nel paziente (non è dolorosa, è reversibile)

Il campo gradiente è impulsivo  $\Rightarrow$  si sentono tutti i "toc"  $\rightarrow$  se si aumenta la corrente nelle bobine, ci vuole + tempo perché si crea e scompaia la magnetizzazione  $\rightarrow$  aumentano i tempi di acquisizione

Imaging: codifica spaziale della frequenza di risonanza dei protoni

$\rightarrow$  il mezzo di contrasto deve alterare fortemente il valore di campo magnetico percepito dai protoni  $\rightarrow$  m.d.c. per il 1° o base di sostanze magnetiche: ferro, gadolinio

Preparati endovenosi a base di gadolinio che altera il segnale dei protoni circostanti

$\rightarrow$  il m.d.c. però esce dai vasi e va a fissarsi nei tessuti: male se vuoi fare angiografia, bene se vuoi vedere anche il resto

Si preferiscono materiali paramagnetici perché differenziano di + i vasi che ossigeno e chi non ossigeno il mezzo di contrasto

Il problema di questi mezzi di contrasto è che non sono biocompatibili: sono metallo pesanti, possono depositarsi e l'organismo non riesce a smaltirli (sono presenti in chi è affetto da Parkinson, Alzheimer)

## RISONANZA MAGNETICA FUNZIONALE

l'emoceolina è un mezzo di contrasto naturale  $\rightarrow$  diamagnetico se ossigenato, paramagnetico se deossigenato

Quando si usa di più un'area del cervello si consuma + ossigeno  $\rightarrow$  c'è un contrasto naturale

$\rightarrow$  si chiama BOLD

26-01-2010

## DISPOSITIVO RM

I dispositivi RM sono tutti uguali  $\rightarrow$  l'unica cosa che cambia è come è costruito il magnete

$B_0$  serve per generare il campo magnetizzazione  $\rightarrow$  dare energia all'intero del mezzo da fare, non si spegne mai

• 0.3-0.6 T almeno, per avere un'immagine già buona

$\rightarrow$  il 1° campo massimo è 4.5 T

ma se c'è troppo il campo  $B_0$  cresce il SNR ma viene anche la frequenza

$\rightarrow$  diminuisce la penetrazione di  $B_0$ , devo aumentare l'intensità  $\Rightarrow$  posso causare danni vascolari...

• omogeneità: il campo  $B_0$  deve essere uguale in tutti i punti dello spazio

$\rightarrow$  vuole per tutti i protoni

si misura in part per milione come variazione del valore di intensità lungo una direzione

o quello che si accetta di massima una variazione di 100 ppm

se si vogliono fare 100 ppm, si hanno ~~100 ppm~~ 100 ppm e ci vogliono 5-6 giorni per "riscaldarli"

- stabilità temporale:  $B_0$  nel dieci volte tempo, deve essere mantenuto per tutto il durata dell'arco almeno
    - se  $B_0$  varia, non costante + bene se costante spaziale
  - volume utile in cui sono garantite le proprietà di  $B_0$  → volume d'IMAGING
    - ↳ fuori da questo volume, le prestazioni non sono assicurate
    - momentaneamente il volume utile è un cilindro lungo 70-80 cm (si tende a fare una camera verticale completa) → non si riesce a ridurlo
- Per fare questo magnete si usa:
- una corrente elettrica distribuita uniformemente su una sfera → corrente uniforme e sfera completa → DISPOSITIVI A MAGNETE RESISTIVO
  - corrente elettrica uniforme su un insieme di superficie infinita → corrente costante e superficie infinita → DISPOSITIVI A MAGNETE SUPERCONDUTTORE (sono i + usati)
  - tra le espressioni parziali di una corrente → DISPOSITIVI A MAGNETE IBRIDO (non si usa quasi più) → cioè serve una corrente in una grossa: costo elevato, peso e volume enormi
- meglio recarsi solo alle approssimazioni della geometria

### SHIMMING:

ha il compito di correggere la disomogeneità del campo magnetico  $B_0$  e tipicamente di un max di 100 ppm.

Più ci allontaniamo lungo una direzione dello spazio dal centro del magnete, più  $B_0$  varia → sviluppo in serie di Taylor

→ sviluppo campo magnetico che omette i termini della sviluppo di Taylor (ordine 1 e primo) → bobine di Helmholtz

→ si ripete questo procedimento molte volte, e per tutte le direzioni dello spazio

→ shimming passivo in fase di installazione del magnete si fa tutto il lavoro di omogeneità e si installano i componenti che servono

→ shimming attivo: durante la vita del dispositivo, quando è disomogeneo, (il magnetico mischiato, si possono mischiare, ...) si riuomogenea

Alcuni dispositivi hanno uno shimming automatico

### MAGNETE RESISTIVO:

bobine formate da avvolgimenti di alluminio (oro e rame costano troppo) e forma di tamburo disposte a formare una sfera → chiude tra piastre stagne (piastre a carboni) in cui scorre un liquido di raffreddamento

→ approssimazione di corrente uniforme sulla superficie di una sfera → deve essere un buon shimming

Il problema di questo magnete è il calore prodotto, per avere un campo magnetico medio, deve avere delle correnti → grande potenza termica da dissipare (0.3i → 2000 kW) → l'effetto termico è il vero limite: non si riescono a superare i 0.7T con questo magnete

La stabilità del campo  $B_0$  è assicurata dal sistema di alimentazione (corrente costante) e dal sistema di raffreddamento (temperatura costante)

Il vero pregio del magnete resistivo è che si può accendere e spegnere quando voglio → con un tasto quindi è interrotti la corrente e quindi  $B_0$  → è meno pericoloso

La manutenzione del magnete costa poco, la parte di shimming non c'è niente, e non può essere troppo → meno ingombrante e + leggero

01-02-2011

Il magnete resistivo si usa per scansioni ottimali e in alcuni casi per scansioni dell'encefalo → quando è prezioso e critico o diagnostico, perché ha delle geometrie + aperte.

MAGNETI RESISTIVI → AIR-CORE = le piastre di alluminio sono avvolte su nulla  
 → IRON-CORE = " " " " " " su un core di metallo → il core molto metallo e non cambia molto → non si riscalda + (il girare è quello, non fonda)

### MAGNETE SUPERCONDUTTORE

ogni materiale se di sotto della sua temperatura critica diventa superconduttore

↳ la resistività del materiale si azzerò → legge di Ohm perde significato se un materiale non ha resistività, non ha perdite, non c'è l'effetto Joule

Tutti i metalli e alcune ceramiche e composti possono essere portati in superconduttività

→ bagno di azoto liquido: si consuma molto a mantenerlo in superconduttività. Si preferisce usare metalli: nichel/titanio o nichel/titanio anche se le ceramiche hanno Tcritiche più alte (da 50K a 90K)

metalli                      ceramiche

20 km di cui addestrare a formare un superconduttore → non si riesce a farlo con le ceramiche  
 Si può mettere avanti come si vuole nella bobina / sofenade → non allunga nulla  
 Riesce a creare un campo magnetico grande; ma se aumenta la corrente aumenta la T, ma  
 la temperatura critica diminuisce → regola la densità di corrente, campo magnetico e temperatura  
 critica

**QUENCHING**: se si sale sopra la T critica si riscalda e si riscalda istantaneamente e  
 il magnete inizia a dissipare tutta la corrente → il magnete si disinnerva  
 sofenade sottoposto in un bagno di azoto liquido ed olio liquido  
 → si usa uno per insondare il metallo in superconduttività e l'altro per termistatizzare  
 il pannello in un bagno di azoto. T<sub>crit</sub>: 0.5 e/h (olio ha T più bassa)  
 Azoto: 2 e/h

composizioni di olio e azoto → 20-30 giorni di autonomia  
 I moderni dispositivi non prevedono il fermo macchina ogni 30 giorni  
**CROSTATO MECCANICO**: materia che fa fare al gas il salto di corrente → ruotano in parte  
 il gas che si è riscaldato. È olio consumo da vuoto meno e l'azoto non serve  
 più, ma il metallo con il crostato costa 10% in più

ci sono dispositivi per caricare il magnete: gunzione Josephson che funziona molto  
 in superconduttività e molto nel "mondo reale"  
 → gunzione metallo-metallo e cui inietta corrente e poi posto in superconduttività  
 la corrente inizia a circolare infinitamente (R=0)  
 servono circa 2 ore per caricare il magnete con questo metodo (si ripete il procedi-  
 mento + volte)

lo stesso caso bisogna fare per scaricare il magnete: la gunzione esce dalla superc, si  
 sblocca una resistenza che dissipa si riscalda in superc, e si ripete  
 Normalmente il superc viene spento solo per guasti, manutenzione → sotto costi operazioni  
 con questo magnete ottiene a campi superiori ad un livello → se è vuoto e ridotto  
 si ottiene il 1/4 della T<sub>crit</sub>

Però c'è tempo (notte e giorno) un campo magnetico da 4.5 T (legge classica)  
 → la schematura dello stator deve essere molto buona  
 → linea corrente sul pavimento, stator fuori dallo area verde non si genera  
 elettromagnetico

Linea gialla: 250 gauss      Linea rossa: 500 gauss  
 Finestra per far vedere e operare → vetro e porta o no.

ci sono pezzi a <sup>dispositivi</sup> che sono certificati per TCM → non causano danni, ma  
 distaccano le linee del campo e l'immagine viene detta

Riserva senza eventi di quenching non distruttivi → quando varia la temperatura  
 → può esserci una perdita di olio o azoto: se è all'esterno non si causa danni (real-  
 mente che si collegano alle spire e scaricano il magnete → evitare che si causino danni) =  
 se il pezzo è nella stanza magnetica e il quenching non si può fare nulla  
 → generato un gas nell'aria, se aumenta la temperatura, aumentano pressione e  
 volume: non si riesce ad intercettare

le sofenade si fa dimensionare lungo e di diametro piccolo → il campo di centro è molto  
 omogeneo → molto costosa

La Rm però è limitata nell'applicabilità → funziona molto bene, ma non tutti possono  
 farlo

Lo stator deve essere termistatizzato → per le bobine

**ENCEFALO**  
 • Dispositivo per encefalografia → si inserisce oro nei vari canali → con la radiologia si riescono  
 a vedere i vasi  
 • Il problema è il liquido cerebrospinale a molte molecole e farmaceutici ⇒ nausea, vomito, svenimenti  
 • Con il TC non si vede molto meglio il cervello ries per un tubo → tra due anni postivo dopo  
 circa 36 ore (quando il liquido inizia a fluidificare)

come liberare il cervello → provare a spostare i protoni: dove si riescono a spostare  
 erano su uno fibre nervose

**SEQUENZE**

Cercare di perturbare il sistema in modo da far perdere T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> o la densità protonica

Legge di Faraday che descrive nel tempo l'evoluzione del vettore magnetizzazione  
 → equazione differenziale vettoriale  

$$\frac{dM}{dt} = \gamma M \times B - R(M - M_0)$$

$$B = B_0 + B_1$$

↳ variazione nel tempo del vettore magnetizzazione  
 R: matrice 3x3 di rilassamento  
 = (CORRENTE ESENZA) - (RESISTENZA AL FLUSSO)  
 $\gamma M \times B$  = induzione della magnetizzazione a seguito dell'applicazione esterna di un campo  
 R(M - M<sub>0</sub>) = una resistenza di moto tende a  
 riportare il vettore M

In condizioni di equilibrio:  $\frac{dM}{dt} = 0$  perché i due termini sono zero.

Se applichiamo  $B_1$ : si genera un momento meccanico che sposta  $M$

Se siamo in  $B_1$ : inizia a ruotare  $B_2$  parte di dissipazione

La matrice di rotazione:  $T_z \rightarrow$  direzioni x e y  
 $T_x \rightarrow$  direzione z

$\Rightarrow$  è un'operazione matematica reversibile: il problema è che la matrice di rotazione  $R$  è anche un'immagine.

$\rightarrow$  noi vogliamo fare in modo che  $R$  es. di Bloch formo pseudo o  $T(z)$  o  $T_x(x, y)$

In un caso sono state definite delle sequenze del magnetorelax:

La con un particolare campo  $B_1$  si stimola o  $T_1$  o  $T_2$

### SATURATION RECOVERY

più semplice ma non detto

somministrare un impulso  $90^\circ$   $M$  si sono trasversale, campo  $B_1$  ( $M_{long} = 0$ )  $\rightarrow$  diagramma di rappresentazione della componente longitudinale  $M_z$  esponenziale con costante di tempo  $T_1$  se però quando passiamo ad una certa complessa, da un certo impulso a  $90^\circ$  è l'impulso del segnale  $\rightarrow$  real e quella a cui è "conjugato"

con un treno di impulsi inseriti nell'equazione di Bloch) è proporzionale a  $g(1 - e^{-t/T_1})$  se  $T_2 \gg T_1 \rightarrow$  densità protonica  
 se  $T_2 \hat{=} T_1 \rightarrow T_1$   
 se  $T_2 \ll T_1$  l'immagine  $\rightarrow$  che densità è proporzionale a  $\frac{g}{T_1}$

$\rightarrow$  in RM le tempistiche sono molto importanti

$\rightarrow$  una stimola non basta, ne servono molti  $\rightarrow$  esami che durano 40 minuti/1 ora

$\rightarrow$  come somministrare  $B_1$ , spesso non pensare (con saturation recovery non si può pensare  $T_2$ )

La sequenza saturation recovery è molto utile

Determinante per primo caso si fa una sequenza molto utile (saturation recovery) per orientarsi nella parte e definire il volume di scansione

### INVERSION RECOVERY

è primo impulso a  $180^\circ$  ribalta il vettore magnetizzazione in basso

$$TR = 180^\circ + T_1 + 90^\circ + T_1$$

dopo l'iniezione da un impulso a  $90^\circ$  e varia questi casi

Il complesso del segnale FID è  $g(1 - 2e^{-T_1/2T_2} + e^{-T_1/T_2})$

se  $T_1 \gg T_2$  si può la densità protonica  $g$   
 se  $T_1 \sim T_2$  si può il tempo  $T_1$

Si usa l'inversion perché è esponenziale  $e^{-t/T_2}$  è + lungo  $\rightarrow$  il segnale è + stabile e + preciso

Poi si possono fare molte sequenze di questo tipo con tempi diversi ( $T_1$  è un tempo residuo, non è importante)

### SPIN-ECHO

è molto utile per  $T_2$  (perché i tempi sono molto + sudati)

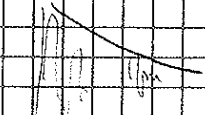
$$TR = 90^\circ + T_2/2 + 180^\circ + T_1$$

Impulso a  $90^\circ \rightarrow$  magnetizzazione  $M$  sono trasversale (es. lungo x), se spin girano con velocità  $\omega$   $\rightarrow$  ogni spin sente un campo magnetico totale diverso: precessione sincrona ma girano con velocità diverse

Impulso a  $180^\circ \rightarrow$  velocità di precessione sotto: stesso  $\omega$  + velocità sono + costanti  $\Rightarrow$  convergono sull'asse x nello stesso momento sincrono  $\rightarrow$  si annullano le piccole disomogeneità del campo che influenzano molto  $T_2$

È l'unico modo per enfatizzare il meccanismo spin-spin e ridurre  $T_2$

complesso FID  $g(1 - e^{-t/T_1}) e^{-t/T_2}$



$T_2 \gg T_1$  e  $T_2 \ll T_1 \rightarrow$  densità protonica  
 $T_2 \sim T_1$   $T_2 \leq T_1 \rightarrow T_1$   
 $T_2 \gg T_1$   $T_2 > T_2 \rightarrow T_2$

$T_1 =$  liquido  
 $T_2 =$  liquido bar



Con lo spin-echo (e 3 componenti) sono sempre presenti  $\rightarrow$  variando le tempistiche se ne enfatizza una delle tre.

Le sequenze possono essere perfinate per spegnere il segnale in certi tessuti (es grasso)  
 $\rightarrow$  sequenze FAT-SUPPRESSION

02-02-2011

SEQUENZA = combinazione di impulsi e risposte

Normalmente il radiologo fa almeno due sequenze (una con T<sub>1</sub> e l'altra con T<sub>2</sub>) più altre miste.

L'esame di rima dura almeno 40-50 minuti

### ARTIFATTI

Se il campo magnetico statico B<sub>0</sub> è disomogeneo, sfocia B<sub>0</sub> codifica dei protoni  $\rightarrow$  le geometrie sono distorte  
 $\rightarrow$  bisogna fermare tutto e fare shimming

Se c'è del metallo, ci sono disomogeneità locali del campo

$\rightarrow$  ci sono casi in cui la distorsione del metallo si proietta su tutto l'immagine

Se i gradienti non funzionano bene, l'immagine è giusta, ma schiacciata (o espansa)  $\rightarrow$  lungo una direzione lo spazio è ridotto

Impostazione del volume: fette sottili  $\rightarrow$  buona discriminazione dell'immagine  
fette spesse  $\rightarrow$  l'immagine diventa sfumata  $\rightarrow$  EFFETTO DI VOLUME PARZIALE

Flusso (immagine delle cose dall'alto): i vasi appaiono neri anche se contengono acqua  
 $\rightarrow$  perché i protoni nei vasi si spostano, quelli eccitati non sono + nel piano in cui legge  
 $\rightarrow$  sequenza speciale per farlo ANGIOGRAFIA  $\rightarrow$  tecnica BLACK-BLOOD: vaso in nero e resto bianco  
WHITE-BLOOD: vaso in bianco e resto nero  
si può anche usare una sequenza che eccita su un piano e legge su un altro  $\rightarrow$  flusso colabro e vascelli del flusso  $\rightarrow$  tecnica GRADIENT-ECHO

La RM non viene usata per il collo, in ostetricia/ginecologia

Serve per:

- tessuti molli (e muscoli)
- ossa, stoffe
- non ha problemi di presenza d'aria
- può vascolare  $\rightarrow$  con o senza M.d.c.
- oncologia
- ortopedia  $\rightarrow$  tendini e legamenti
- colonna vertebrale
- prostate
- cardiaca  $\rightarrow$  si sta sviluppando molto in questi anni (sistema che sincronizza la sequenza all'ecg)