



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
FIRENZE

FLORE

Repository istituzionale dell'Università degli Studi di Firenze

Mezzi di contrasto in Tomografia a RM

Questa è la Versione finale referata (Post print/Accepted manuscript) della seguente pubblicazione:

Original Citation:

Mezzi di contrasto in Tomografia a RM / Colagrande S; Bartolozzi C; Pellicano' G; Caone MA. - In: RIVISTA DI NEURORADIOLOGIA. - ISSN 1120-9976. - STAMPA. - 3:(1990), pp. 17-25.

Availability:

The webpage <https://hdl.handle.net/2158/774775> of the repository was last updated on

Terms of use:

Open Access

La pubblicazione è resa disponibile sotto le norme e i termini della licenza di deposito, secondo quanto stabilito dalla Policy per l'accesso aperto dell'Università degli Studi di Firenze (<https://www.sba.unifi.it/upload/policy-oa-2016-1.pdf>)

Publisher copyright claim:

La data sopra indicata si riferisce all'ultimo aggiornamento della scheda del Repository FloRe - The above-mentioned date refers to the last update of the record in the Institutional Repository FloRe

(Article begins on next page)

RIVISTA DI NEURORADIOLOGIA

PERIODICO QUADRIMESTRALE SCIENTIFICO INDIPENDENTE

Indice

■	Presentazione	3
■	Contributi originali	
	PRINCIPI GENERALI DI TOMOGRAFIA CON RISONANZA MAGNETICA S. Colagrande, S. Agostini, D. Caramella	5
	MEZZI DI CONTRASTO IN TOMOGRAFIA A RISONANZA MAGNETICA S. Colagrande, C. Bartolozzi, G. Pellicanò, M.A. Caone	17
	IMPIEGO DEL GADOLINIO-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLE NEOPLASIE INTRACRANICHE G. Dal Pozzo, M. Mascalchi, M. Cellerini	27
	IMPIEGO DEL GADOLINIO-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLA PATOLOGIA CEREBROVASCOLARE ISCHEMICA L. Bozzao, U. Angeloni, M. Antonelli, S. Bastianello, L.M. Fantozzi, A. Pierallini	43
	IMPIEGO DEL GADOLINIO-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLA SCLEROSI MULTIPLA L. Bozzao, S. Bastianello, G. Brughitta, C. Colonnese, L.M. Fantozzi, A. Pierallini	49
	IMPIEGO DEL GADOLINIO-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLA PATOLOGIA INFETTIVA DEL SISTEMA NERVOSO CENTRALE A. Carella, C.F. Andreula	59
	IMPIEGO DEL GADOLINIO-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLA PATOLOGIA DELLA REGIONE SELLARE E PARASELLARE F. Triulzi, G. Scotti	69
	IMPIEGO DEL GADOLINIUM-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLA PATOLOGIA TUMORALE SPINALE G.B. Bradač, A. Riva, G. Stura, S. Duca, M. Davico	81
	IMPIEGO DEL Gd-DTPA NELLO STUDIO CON RISONANZA MAGNETICA DELLA PATOLOGIA DEGENERATIVA DEL RACHIDE LOMBARRE A. Carella, C.F. Andreula	91
■	Recensioni	80,90
■	Note agli autori e norme editoriali	100

Principi generali di tomografia con risonanza magnetica

S. COLAGRANDE, S. AGOSTINI, D. CARAMELLA

Sezione di Radiodiagnostica, Dipartimento di Fisiopatologia Clinica; Università degli Studi di Firenze

Magnetismo nucleare e fenomeno della risonanza

La Tomografia con Risonanza Magnetica (TRM) si è oramai imposta nell'uso clinico come metodica diagnostica versatile, accurata e non invasiva: l'immagine RM si basa infatti sullo studio della componente nucleare dell'idrogeno corporeo mediante campi magnetici e radiofrequenze (RF).

I nuclei sono masse cariche positivamente: quelli con numero dispari di nucleoni (cioè protoni e neutroni) presentano un movimento rotatorio intorno al proprio asse definito spin. Come noto, cariche elettriche in movimento generano campi magnetici, pertanto tali specie nucleari possiedono un momento magnetico: questo permette di assimilarli a dipoli magnetici che possono essere rappresentati mediante vettori (figura 1).

Fra tutti i nuclei dotati di proprietà magnetiche il protone di idrogeno è attualmente il più usato nell'imaging RM, in virtù della sua abbondanza naturale.

In condizioni normali tali dipoli magnetici, presenti in un determinato volume di materia, si dispongono in modo casuale e il vettore risultante dalla loro somma vettoriale è nullo (figura 2A): il sistema, in questa situazione, non presenta alcuna Magnetizzazione Macroscopica (MM)

È possibile ordinare il sistema sottoponendolo ad un campo magnetico omogeneo di forte intensità: ogni singolo dipolo si orienta così secondo la direzione del campo magnetico ordinatore, con verso parallelo o antiparallelo al campo stesso. Infatti queste sono le uniche due posizioni energeticamente possibili, dal punto di vista quantico, per i nuclei di idrogeno. Il verso parallelo (up) implica una situazione più stabile, energeticamente più conveniente, conseguentemente «preferita» da un maggior numero di nuclei rispetto a quella corri-

spondente al verso antiparallelo (down). La conseguenza da un punto di vista macroscopico di questo ordinamento microscopico è la creazione di una MM il cui vettore ha la stessa direzione del campo ordinatore, verso parallelo ed intensità tanto maggiore quanto maggiore è la differenza tra vettori microscopici paralleli ed antiparalleli (figura 2B).

È opportuno a questo punto precisare che i nuclei di idrogeno non presentano soltanto un movimento di rotazione sul proprio asse, ma anche un movimento di precessione attorno alla direzione del campo magnetico ordinatore del sistema (figura 3). Tale movimento di precessione è caratterizzato da una frequenza (frequenza di Larmor) proporzionale all'intensità del campo ordinatore e ad una costante (costante giromagnetica) propria di ogni specie nucleare.

Su questo sistema così ordinato è possibile realizzare il fenomeno della Risonanza, che sta alla base della formazione dell'immagine in TRM. Tale fenomeno è il risultato dell'interazione tra un sistema (idrogeno del paziente) ed uno stimolo esterno (impulso RF) sincrono alla frequenza propria del sistema stesso. Se la frequenza degli impulsi radio è pari a quella di precessione dei nuclei, per quella data intensità di campo, questi acquistano l'energia necessaria al passaggio dallo stato più probabile (minor livello energetico - up) a quello meno probabile (maggior livello energetico - down). A tale modificazione microscopica corrisponde una deflessione della MM dalla direzione del campo magnetico ordinatore: l'angolo di deflessione è tanto più ampio quanto maggiore è il numero di nuclei che ha cambiato orientamento, che a sua volta è proporzionale alla durata dell'impulso.

Al cessare di questo il sistema torna in condizione di equilibrio riemettendo l'energia acquisita

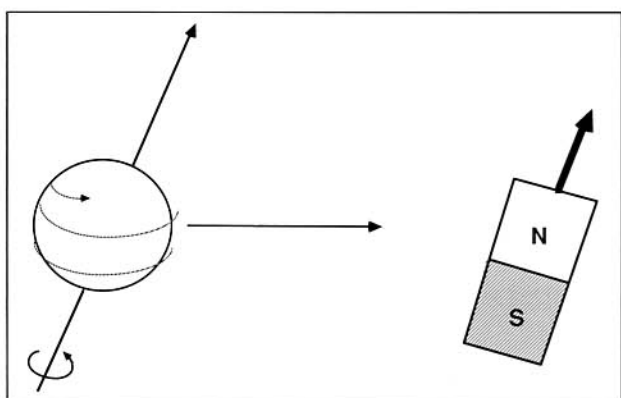


Figura 1 Nucleo atomico e dipolo magnetico.
Figure 1 Atomic nucleus and magnetic dipole .

Tabella 1

	segnale scarso	segnale intermedio	segnale elevato
T1 DIP	osso compatto aria acqua	sostanza bianca parenchima epatico	grasso sostanze paramagnetiche
DP DIP	osso compatto aria	parenchima epatico acqua	sostanza bianca
T2 DP	osso compatto aria	parenchima epatico sostanza bianca	acqua

Tabella 2

Immagini T1 dipendenti	T1 breve → Iperintensità T1 lungo → Ipointensità
Immagini T2 dipendenti	T2 breve → Ipointensità T2 lungo → Iperintensità

sotto forma di onde RF che costituiscono la base del segnale RM.

Le deflessioni della MM, che costituiscono il fondamento del segnale, possono ottenersi, una volta ordinato il sistema, solo quando l'onda di interrogazione RF abbia frequenza esattamente eguale a quella di precessione dei nuclei per quella data intensità di campo: soltanto in queste condizioni si può verificare il fenomeno della Risonanza che permette lo scambio energetico «efficace» tra onde RF e nuclei ordinati.

Poste queste premesse, nei paragrafi successivi tratteremo i vari eventi fisici che sono alla base

dell'Imaging RM correlandoli alle apparecchiature che ne consentono la creazione ed il controllo: il magnete, le bobine di gradiente, le bobine di RF ed il computer.

Questi sono infatti i costituenti fondamentali del Tomografo a RM. Il campo magnetico ordinatore è generato dal magnete e la sua intensità è modulata nello spazio dalle bobine di gradiente. L'impulso radio (onda interrogante) è inviato da bobine elettromagnetiche, che in una fase successiva raccolgono il segnale emesso dai nuclei durante il rilassamento. Questo segnale viene poi amplificato, convertito da analogico a digitale ed infine elaborato dal computer che permette, attraverso algoritmi matematici, la ricostruzione dell'immagine.

Creazione della magnetizzazione macroscopica

Il campo magnetico ha la funzione di orientare i nuclei di idrogeno presenti nelle strutture in esame, condizionandone inoltre la velocità e la frequenza di precessione. Per questo scopo deve avere un'elevata intensità ed essere quanto più possibile omogeneo nello spazio e costante nel tempo (Campo Magnetico Statico = CMS = B_0).

Come già accennato, introducendo nel CMS l'insieme dei dipoli, costituiti dai nuclei di idrogeno presenti in un certo volume di materia, se ne ottiene l'orientamento secondo la direzione del CMS, con verso parallelo o antiparallelo. La differenza tra le due popolazioni up e down è modesta; con le intensità di campo normalmente usate ed alle temperature alle quali abitualmente si opera è infatti di qualche parte per milione, ma è comunque sufficiente alla creazione della MM, data l'abbondanza dell'idrogeno nei sistemi biologici.

Il numero dei nuclei di idrogeno risonanti per unità di volume di tessuto viene definito come densità protonica (DP).

La magnetizzazione che si crea cresce esponenzialmente fino ad un massimo, con velocità differente per i vari tessuti e strutture biologiche: la costante di tempo propria di ogni curva viene denominata T1; questo è tanto più breve quanto più è rapida la magnetizzazione. Il T1 si può quindi anche considerare come indice del tempo che una sostanza impiega a magnetizzarsi quando è inserita nel CMS.

Il magnete ha la forma di un cilindro cavo, nel cui tunnel centrale viene posizionato il paziente; le linee di forza del CMS, in relazione a questa geometria, hanno solitamente direzione parallela al maggior asse del tunnel ovvero la direzione testa-piedi del paziente.

	Orientamento degli spin nucleari vettori di magnetizzazione microscopica	Schema con spin riuniti per permettere la somma vettoriale	Magnetizzazione macroscopica risultante
In assenza di CMS A			Nessuna MM i vettori disposti casualmente si annullano
In presenza di CMS B			
In presenza di CMS dopo impulso RF a 90° C			
In presenza di CMS dopo impulso RF a 180° D			

Figura 2 Dinamica dei vettori di magnetizzazione microscopica e macroscopica in assenza e in presenza di CMS, dopo impulso RF a 90° e a 180°.

Figure 2 Dynamics of microscopic and macroscopic magnetization vectors in the absence and in the presence of CMS, after 90° and 180° RF impulses.

Riferendo lo spazio all'interno del tunnel e quindi il CMS ad un sistema di assi cartesiani xyz, con l'asse z corrispondente alla direzione delle sue linee di forza, la MM derivante dalla prevalenza dei dipoli orientati parallelamente a questa sarà definita longitudinale, avendo la stessa direzione del campo (Magnetizzazione Macroscopica Longitudinale = MML) (figura 4). A livello microscopico tuttavia i nuclei non sono allineati secondo la direzione z: esistendo infatti il movimento di precessione, i singoli nuclei precedono attorno all'asse del CMS. Inoltre i nuclei sono sfasati tra loro nel movimento di precessione. Comunque, a livello macroscopico, tutto questo non altera qualitativamente la MML, che va considerata come la risultante della somma di tutti i vettori, rappresentati a livello microscopico dai dipoli nucleari.

La buona qualità dell'immagine dipende dall'omogeneità e dalla stabilità del CMS, oltre che dalla sua intensità. I CMS attualmente utilizzati per l'imaging con RM hanno valori di intensità che

variano fra 0,15 e 1,5T. Ad una maggiore intensità di campo corrisponde un maggior ordinamento del sistema e quindi una maggiore intensità di segnale, una diminuzione dei tempi di acquisizione e un miglior rapporto Segnale/Rumore (S/R); d'altra parte operare con campi molto intensi comporta un maggior degrado dell'immagine in conseguenza del maggior peso che assumono i vari tipi di artefatto.

La correzione delle eventuali disomogeneità del campo, dovute sia a minimi difetti di costruzione sia a influenze esterne, è ottenuta situando all'interno del magnete degli avvolgimenti supplementari, dei quali è possibile regolare sia la posizione che l'intensità di corrente elettrica che li percorre (Bobine di taratura = Shim Coils).

Fra i magneti attualmente realizzati e commercializzati il più usato è quello superconduttivo (figura 5). In questo tipo di magnete il CMS è generato dal passaggio di corrente elettrica in avvolgimenti costituiti da materiali superconduttivi e cioè

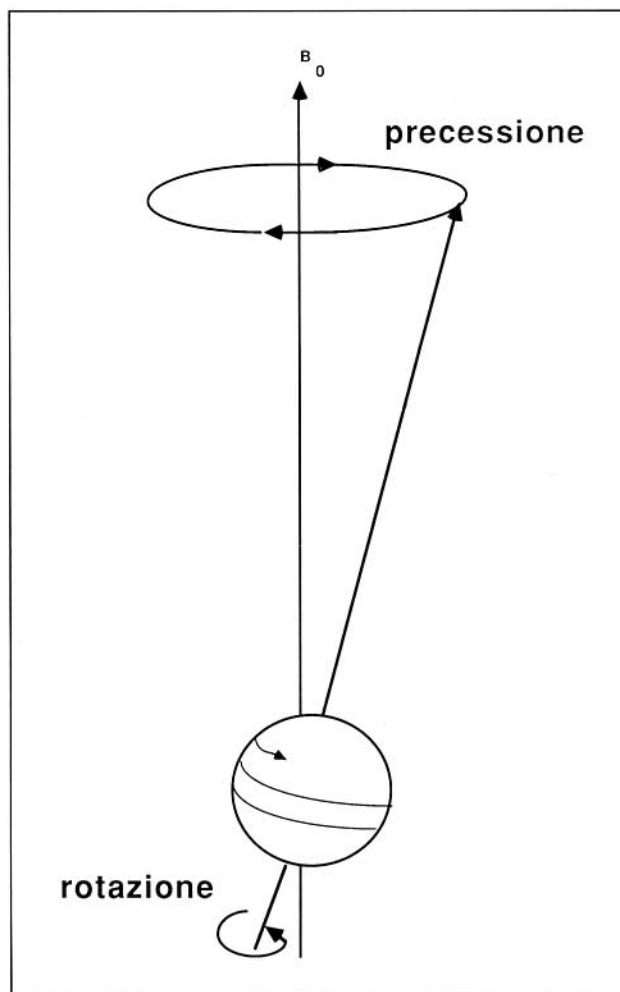


Figura 3 Esempificazione del moto di rotazione e precessione del nucleo sotto l'azione del CMS.
 Figure 3 Example of rotation and precession of nucleus under the action of CMS.

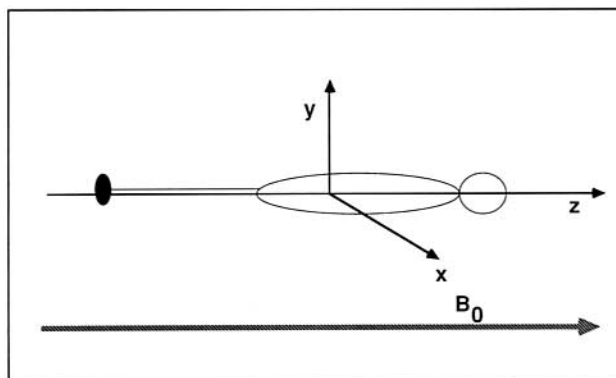


Figura 4 Orientamento del paziente nei confronti del CMS in riferimento alle coordinate spaziali xyz.
 Figure 4 Orientation of patient with regard to CMS, with reference to the spatial coordinates xyz.

Tabella 3

Dimensioni molecolari piccole	Acqua	Frequenza dei movimenti molecolari: molto alta >> 65 MHz	T1 lungo
Dimensioni molecolari intermedie	Colesterolo liquido	Frequenza dei movimenti molecolari: compresa fra 6 e 65 MHz	T1 breve
Dimensioni molecolari grandi	Proteine	Frequenza dei movimenti molecolari: molto bassa << 6 MHz	T1 lungo

con resistenza praticamente nulla, se portati a temperature prossime allo zero assoluto. È possibile pertanto ottenere un flusso elettrico permanente e quindi un CMS stabile, fornendo energia elettrica solo al momento dell'accensione e poi cortocircuitando le estremità degli avvolgimenti, immersi in un bagno di elio liquido. Il sistema permette di raggiungere elevati valori di intensità del CMS, ma presenta alti costi di acquisto e di gestione per il mantenimento del sistema di raffreddamento.

Un altro tipo di magnete, quello resistivo, ha una struttura sostanzialmente simile al precedente, ma è meno costoso in quanto gli avvolgimenti funzionano a temperatura ambiente. Vi è però in questo caso un grande consumo di energia elettrica e la necessità di un sistema di raffreddamento per disperdere l'enorme quantità di calore, generata

per effetto Joule.

Esiste inoltre un altro tipo di magnete definito permanente, realizzato assemblando blocchi di particolari materiali (ad esempio bario ceramico) che mantengono indefinitamente la magnetizzazione che deriva da una forte scarica elettrica. Questo tipo di magnete, relativamente di basso costo ma di enorme peso, genera modeste intensità di campo con caratteristiche di omogeneità e stabilità peraltro non ottimali.

Un'evoluzione è rappresentata dal magnete ibrido che si basa su un nucleo di materiale ferroso di forma particolare, cui vengono opportunamente sovrapposte spire elettromagnetiche: in tal modo si può contenere il peso dell'apparecchio ed aumentare l'intensità del CMS fino a 0,4-0,5T, con caratteristiche di stabilità ed omogeneità.

Deflessione della MM e genesi del segnale

È possibile modificare variamente la direzione della MM fornendo ai nuclei l'energia necessaria per passare da uno stato energetico minore ad uno maggiore. Tale energia è fornita da bobine elettromagnetiche che emettono impulsi radio con direzione di propagazione ortogonale a quella del CMS e frequenza pari a quella di precessione dei protoni in modo da permettere il fenomeno della Risonanza. Al termine dell'impulso RF i protoni tornano nelle condizioni primitive restituendo l'energia assorbita (rilassamento) tramite emissione di onde elettromagnetiche, sempre nella banda delle onde radio, che costituiscono la base del segnale RM e che vengono in genere raccolte dalle stesse bobine, poste alternativamente in condizione trasmittente o ricevente.

A seconda della durata dell'applicazione della RF un diverso numero di nuclei passa dalla posizione parallela a quella antiparallela e si ottengono quindi diversi angoli di deflessione della MM nei confronti della direzione z. È opportuno sottolineare che tale deflessione si basa non soltanto sul passaggio up-down dei nuclei di idrogeno, ma anche sulla sincronizzazione della loro fase, sincronizzazione che sarà massima per deflessioni di 90° della MM. In altre parole dare un impulso a 90° e cioè provocare una deflessione della MM di 90° dalla direzione z, significa realizzare a livello microscopico la parità di numero fra protoni in posizione parallela e antiparallela; inoltre, in tali condizioni, i nuclei precedono con la massima coerenza di fase (figura 2C). La somma vettoriale dei momenti magnetici dei nuclei di idrogeno, dopo un impulso a 90°, determina quindi una MM che ruota su di un piano xy ortogonale alla direzione del CMS con velocità angolare pari a quella di precessione dei nuclei: Magnetizzazione Macroscopica Trasversale (MMT). Variando opportunamente la durata dell'impulso RF è possibile ottenere diversi gradi di deflessione della MM rispetto alla direzione z con una sincronizzazione dei nuclei risonanti tanto minore quanto più l'angolo di deflessione è diverso da 90° (figura 6). Pertanto impulsi che provocano deflessioni minori di 90° non causano la totale perdita della MML e generano una minore MMT. Impulsi che provocano deflessioni maggiori di 90°, provocano una MML di verso opposto rispetto a quella di partenza ed una MMT decrescente rispetto al valore raggiunto dopo impulso a 90°. Infine, per impulsi di durata doppia rispetto a quelli a 90° (impulsi a 180°), si verifica una totale inversione della distribuzione tra le due popolazioni up e down rispetto alla situazione iniziale e, come in questo caso, non esi-

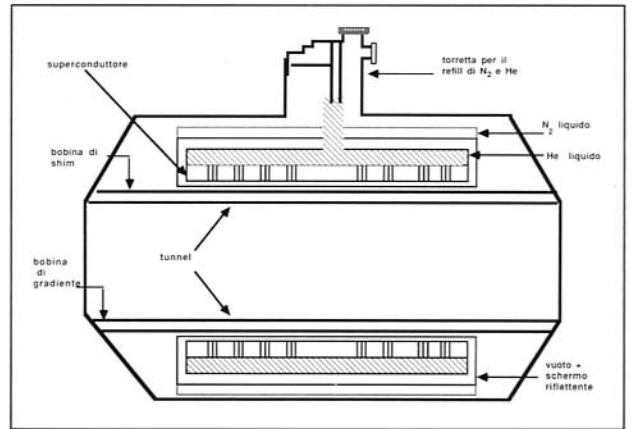


Figura 5 Sezione schematica di magnete superconduttivo.
Figure 5 Cross-section of superconductor magnet.

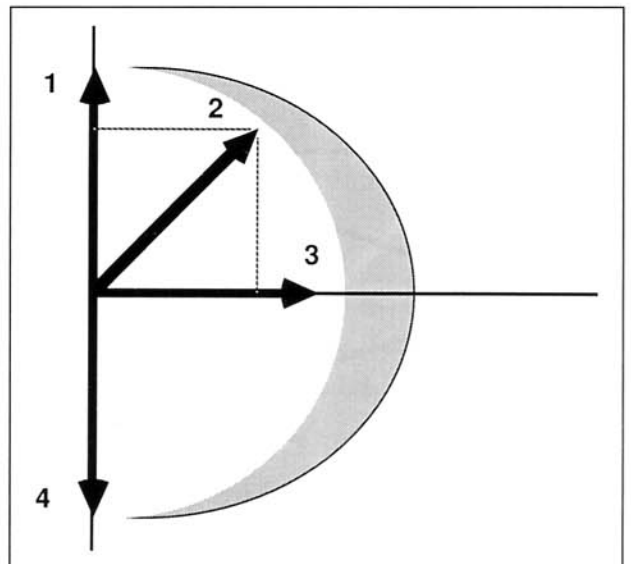


Figura 6 Rapporto tra MM ed entità della sincronizzazione di fase; lo spessore dell'area tratteggiata rappresenta l'entità della sincronizzazione di fase. 1) $MM = MML$, $MMT = 0$, sincronizzazione = 0; 2) $MM =$ sommativa vettoriale di MML e MMT , parziale sincronizzazione; 3) $MM = MMT$, $MML = 0$, sincronizzazione massima; 4) $MM =$ inverso di MML , $MMT = 0$, sincronizzazione = 0.

Figure 6 Relationship between MM and the magnitude of phase synchronization: the width of the dotted area represents the extent of phase synchronization. 1) $MM = MML$, $MMT = 0$, synchronization = 0; 2) $MM =$ vectorial summation of MML and MMT , partial synchronization; 3) $MM = MMT$, $MML = 0$, maximum synchronization; 4) $MM =$ inverse of MML , $MMT = 0$, synchronization = 0.

stendo alcuna sincronia di fase, la MM ha direzione uguale a z, anche se verso opposto rispetto alla condizione di equilibrio (figura 2D).

Il segnale, in forma di onda di radiofrequenza, ottenuto durante la fase di rilassamento dopo un singolo impulso, viene denominato FID (Free Induction Decay).

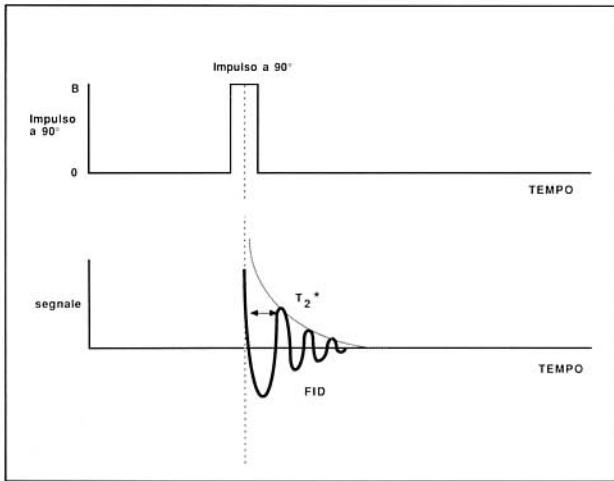


Figura 7 Rappresentazione dell'impulso a 90°, del relativo FID e del T2*.
 Figure 7 Representation of 90° impulse, its relative FID and T2*.

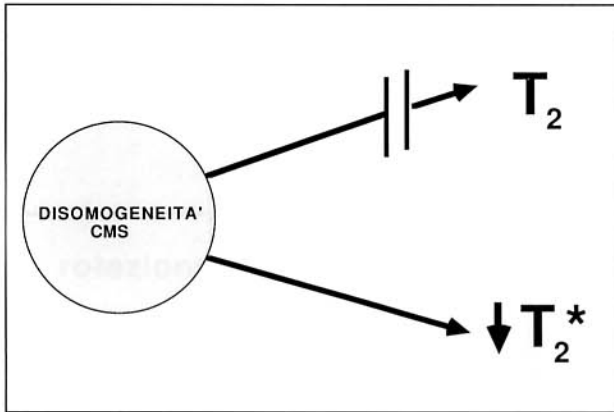


Figura 8 Rapporto tra la disomogeneità del CMS, il T2* e il T2.
 Figure 8 Relationship between the non-homogeneity of MF, T2* and T2.

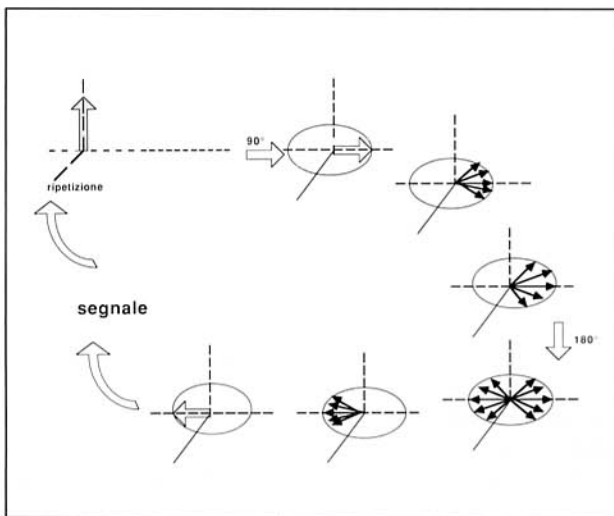


Figura 9 Rappresentazione della sequenza Spin Echo (SE).
 Figure 9 Representation of the Spin-Echo sequence (SE).

La MMT che si è venuta a creare dopo l'impulso decade rapidamente per la perdita della coerenza della fase protonica secondaria sia alle inomogeneità del CMS che a quelle intrinseche alla struttura in esame (figura 7): la costante di tempo propria di tale curva di decadimento viene definita T2 star (T2*). Se tuttavia si esclude il contributo relativo alle inomogeneità del CMS, il decadimento che si ottiene è rappresentato da una curva esponenziale caratterizzata da una costante di tempo definita T2 (figura 8).

Facendo seguire ad un impulso a 90° un impulso a 180° dopo pochi ms si ottiene quella che viene definita una sequenza di impulsi, che in questo caso prende il nome di Spin Echo (SE). Mentre l'impulso a 90° determina la sincronizzazione di fase protonica, l'impulso a 180° provoca, tramite il ribaltamento dei singoli spin, il ripristino di tale coerenza, perduta già al cessare del primo impulso (figura 9). Il segnale ottenuto in tal modo prende il nome di «eco» in quanto è un segnale di ritorno registrabile con un discreto ritardo rispetto al FID, ritardo durante il quale è possibile far passare la bobina dalla fase trasmittente a quella ricevente, senza perdite di segnale. Riferendosi all'omonimo fenomeno riscontrabile in acustica, l'impulso a 90° può essere assimilato alla sorgente del suono, il FID al suono stesso e l'impulso a 180° alla parete che lo rimanda sotto forma di eco.

Dopo l'eco la coerenza di fase protonica viene nuovamente perduta; se viene applicato un nuovo impulso a 180° la coerenza si ristabilisce e si genera un secondo eco. Il procedimento può essere ripetuto e si nota che l'intensità degli echi successivi è sempre minore (sequenza Spin Echo Multi Echo). Questo è dovuto al fatto che gli impulsi a 180°, tramite il ribaltamento degli spin, annullano la perdita di coerenza di fase derivante dalle inomogeneità del CMS. Tuttavia la MMT diminuisce irreversibilmente, in modo non ripristinabile dall'impulso a 180°, per le disomogeneità magnetiche intrinseche alla struttura in esame. È possibile rappresentare graficamente il decadimento della MMT per mezzo di una curva ottenuta unendo le sommità dei successivi echi ricavati dalla ripetizione degli impulsi a 180°. La costante di tempo che caratterizza tale curva, che come abbiamo visto è dovuta alle sole disomogeneità intrinseche, prende il nome di T2 (figura 10). Questo parametro risulta tanto più grande quanto maggiore è l'omogeneità magnetica della struttura in esame.

Il segnale di eco deve essere campionato dopo un intervallo temporale dall'inizio della sequenza pari al doppio di quello che intercorre tra l'impulso a 90° e quello a 180°; tale intervallo prende il nome di tempo di eco (TE) mentre per tempo di ri-

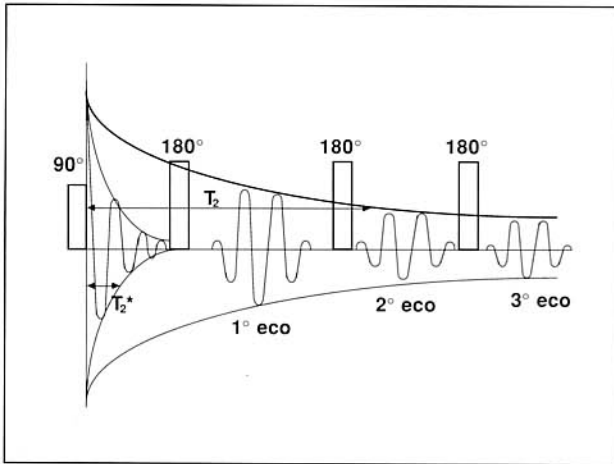


Figura 10 Rappresentazione della sequenza Multi Echo (ME) e suoi rapporti col T2 e col T2*.
 Figure 10 Representation of the Multi-Echo sequence (ME) and its relationship with T2 and T2*.

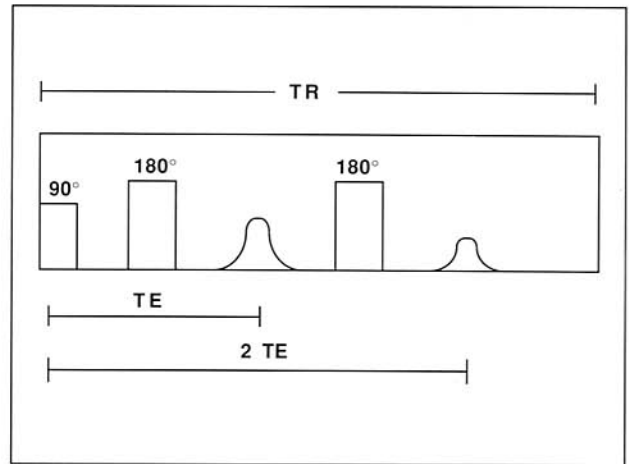


Figura 11 Rappresentazione dei rapporti tra impulsi, segnale, TE e TR in una sequenza SE ME.
 Figure 11 Representation of the relationship between impulses, signal, TE and TR in a SE ME sequence.

Tabella 4

L I Q U I D I	<ul style="list-style-type: none"> ● molecole piccole ● frequenza dei movimenti molecolari molto elevata ● assenza di campi magnetici interni stazionari 	T2 lungo
S O L I D I	<ul style="list-style-type: none"> ● molecole medie o grandi ● frequenza dei movimenti molecolari media o bassa ● presenza di campi magnetici interni stazionari che facilitano l'interazione spin-spin 	T2 breve

Tabella 5

al crescere:			
dell'intensità di CMS	S/R aumenta	RS aumenta	—
della matrice dello spessore di strato	S/R diminuisce	RS aumenta	T aumenta
della grandezza del FOV	S/R aumenta	RS diminuisce	T invariato
del numero di rilevamenti	S/R aumenta	—	T aumenta

Relazione fra rapporto segnale/rumore (S/R), risoluzione spaziale (RS), tempo d'esame (T) e caratteristiche tecnico-metodologiche dell'acquisizione

petizione (TR) si intende l'intervallo fra l'inizio di due sequenze successive (figura 11).

Fra un impulso ed il successivo la MML «recupera» lungo l'asse z con un processo identico a quello di magnetizzazione iniziale; allo stato di equilibrio corrisponde quindi il massimo valore della MML e il rilassamento longitudinale rappresenta pertanto il ripristino di tale equilibrio dopo ogni impulso. Il T1 è la costante di tempo della curva che descrive tale fenomeno di recupero.

Dopo l'impulso a 90° scompare la magnetizzazione longitudinale e compare quella trasversale sul piano xy: è da notare che la geometria dell'apparato ricevente consente la registrazione della sola MMT, che ruotando intorno all'asse z genera un segnale nelle bobine di ricezione; la MML sarà pertanto misurata indirettamente.

L'intensità del segnale dipende, oltre che dalla densità protonica (DP), dall'entità del recupero longitudinale (T1), e dal tempo in cui i protoni mantengono la coerenza di fase (T2).

Ricordando la definizione del TE, questo può essere visto come la quantità di tempo concessa al verificarsi dello sfasamento, prima della registrazione del segnale; tanto più lungo è il TE tanto maggiore è lo sfasamento al momento del campionamento.

Viceversa il TR può essere considerato come il tempo concesso al sistema per il ripristino della MML prima dell'invio di una nuova sequenza; tanto più corto è il TR tanto minore è il numero di protoni che ritorna allo stato d'equilibrio.

Variando opportunamente il TE e il TR, parametri di acquisizione, è possibile modulare l'importanza relativa della DP, del T1 e del T2 nel-

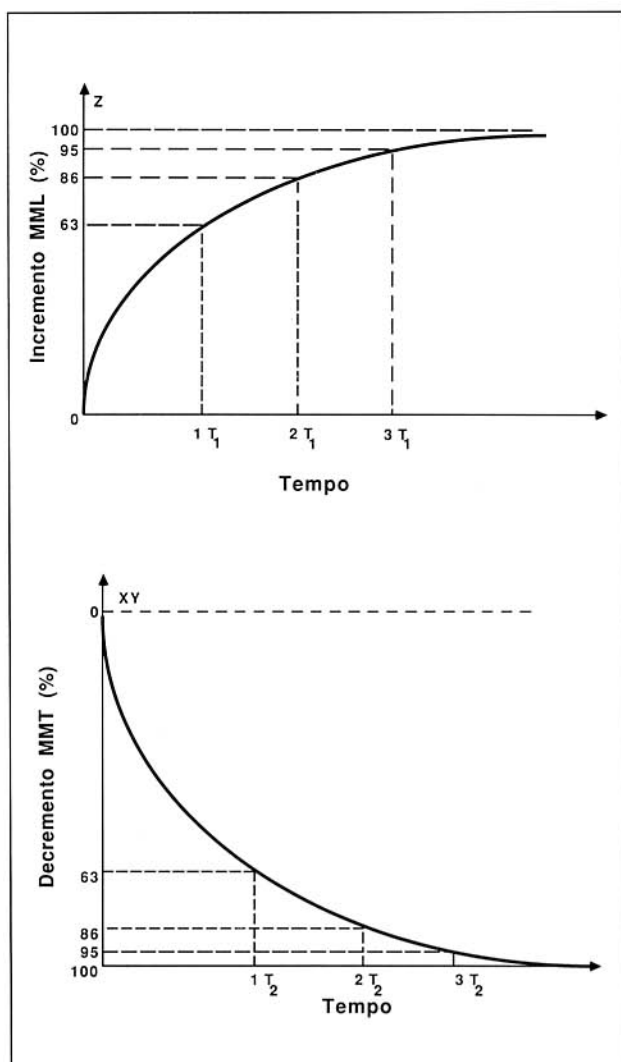


Figura 12 Rappresentazione grafica dell'andamento del T1 (A) e del T2 (B).
 Figure 12 Graphic representation of T1 (A) and T2 (B).

l'immagine risultante. Si parla quindi di sequenze DP, T1 e T2 dipendenti o pesate.

Per ottenere sequenze T2 dipendenti è necessaria l'adozione di TE e TR lunghi. L'impiego di TR lunghi, maggiori del T1 della struttura in esame, permette infatti il completo recupero della MML e conseguentemente riduce la dipendenza dell'immagine dal tempo di rilassamento longitudinale (T1). Il contrasto è in tal modo determinato dalle differenze di T2, esaltate dal lungo TE: tessuti a breve T2, per rapido sfasamento, danno basso segnale; tessuti a lungo T2, al contrario, non avendo subito sfasamento significativo, danno segnale elevato.

Per avere immagini il cui contrasto sia essenzialmente dipendente dal T1 sarà invece necessario

utilizzare TR e TE brevi. Il TE breve fa sì che al momento del rilevamento non si sia verificato nessun significativo sfasamento e pertanto che l'importanza delle differenze di T2 sulla genesi del contrasto, sia minima. In tal modo il contrasto è determinato essenzialmente dalle differenze del T1: infatti il corto TR consente solo ai tessuti a breve T1 il completo ripristino della MML, prima dell'inizio della successiva sequenza; le strutture a lungo T1, non potendo recuperare la magnetizzazione se non in modo incompleto, sono invece sottoposte ad una saturazione, che comporta la diminuzione fino all'annullamento (per T1 molto lunghi) del segnale stesso.

Le sequenze DP dipendenti si ottengono selezionando TR lunghi e TE brevi al fine di «bilanciare» gli effetti del rilassamento T1 e T2 sul segnale, legando quindi il contrasto dell'immagine alla sola densità protonica delle strutture in esame (tabella 1).

Nelle sequenze T1 dipendenti il segnale è tanto più intenso quanto più breve è il tempo di rilassamento T1 della struttura (ricordiamo che il rilassamento longitudinale è espresso da una funzione logaritmica crescente); viceversa nelle sequenze T2 dipendenti il segnale è tanto più intenso quanto più lungo è il tempo di rilassamento T2 (il rilassamento trasversale è espresso da una funzione logaritmica decrescente). I toni di grigio nella densità protonica, analogamente a quanto avviene nella TC per la densità elettronica, sono tanto più scuri quanto minore è il numero di protoni risonanti.

Tutto ciò considerato, riportiamo sinteticamente i caratteri essenziali della semeiotica RM (tabella 2).

Parametri e caratteristiche del segnale

Abbiamo visto che la DP corrisponde al numero di nuclei di idrogeno risonanti per unità di volume di tessuto: all'aumentare della DP, a parità di altri parametri, aumenta l'intensità del segnale RM.

Esempi di basso segnale secondario a bassa DP e cioè a scarsità di protoni risonanti, sono rappresentati dalla corticale ossea, dalle calcificazioni e naturalmente dall'aria, mentre hanno alto segnale l'acqua, il grasso e i parenchimi per il loro elevato numero di protoni risonanti. Peraltro, a parità di DP, l'intensità del segnale è fortemente modulata dall'ambiente chimico che circonda i nuclei e quindi dai valori del T1 e del T2.

Il T1, tempo di rilassamento longitudinale, equivale al tempo necessario alla MML per riportarsi al 63% del suo valore di equilibrio una volta rimosso l'impulso RF (figura 12A). Questo para-

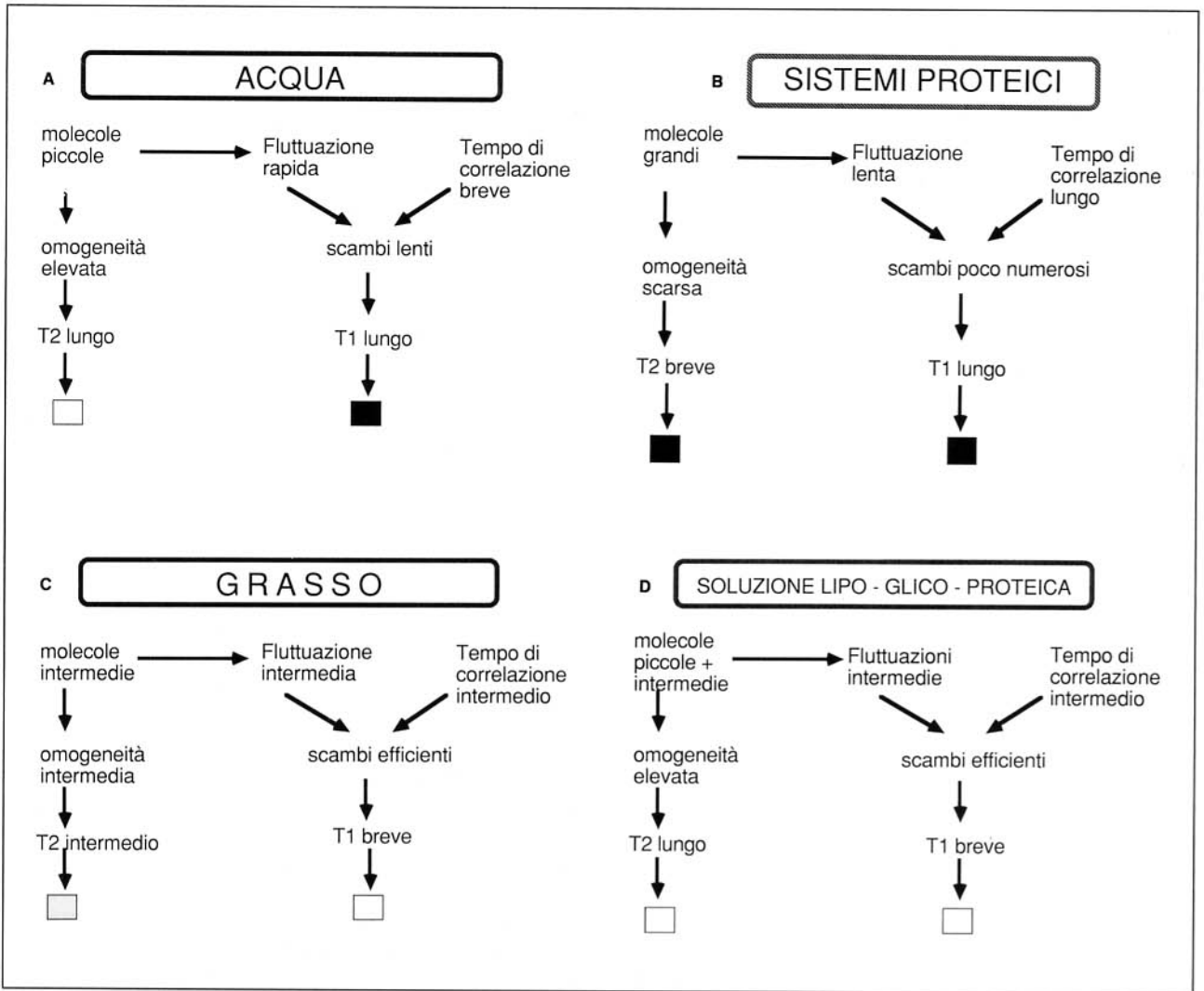


Figura 13 Correlazione tra parametri fisici (dimensioni molecolari, movimenti molecolari e tempo di correlazione), tempi di rilassamento e intensità di segnale. A) acqua; B) proteine; C) grasso; D) soluzione lipo-glico-proteica.
 Figure 13 Correlation between physical parameters (molecular size, molecular movements and correlation time), signal relaxation and intensity times. A) water; B) protein; C) fat; D) lipoglycoprotein solution.

metro è definito anche tempo di rilassamento spin-reticolo in quanto descrive la velocità con cui avviene la cessione di energia all'ambiente circostante (reticolo) da parte dei nuclei risonanti (spin). In altri termini esso dipende dai rapporti fra i nuclei e l'ambiente circostante, e tiene conto della mobilità e delle forze intermolecolari, trattandosi di uno scambio essenzialmente termodinamico. Il T1 è pertanto una costante caratteristica di ogni tessuto o struttura, per un determinato valore di intensità del CMS.

È ora opportuno introdurre il concetto di tempo di correlazione, ovvero di una costante di tempo caratteristica dei moti molecolari, proporzionale alla viscosità della soluzione ed alla velocità di fluttuazione delle singole molecole.

Infatti è noto che tutte le molecole hanno movimenti di vibrazione, rotazione e traslazione. Le molecole piccole vibrano rapidamente, le grandi più lentamente. Oltre che dalle dimensioni molecolari, questa velocità di vibrazione dipende poi dallo stato di aggregazione della sostanza in esame e dalla temperatura: così l'acqua, che allo stato libero ha elevata frequenza di vibrazione, quando è legata a sistemi proteici è caratterizzata da frequenze assai più basse; nel primo caso il tempo di correlazione è breve, nel secondo è lungo (figure 13A, 13B). Altre situazioni tipiche sono date dal grasso e dalle soluzioni lipo-glico-proteiche, caratterizzate da tempi di correlazione intermedi e quindi da T1 breve (figure 13C, 13D).

È da notare che il valore del T1 diminuisce al

diminuire della intensità del CMS, la quale determina inoltre la frequenza di precessione dei protoni, compresa fra 6,4 MHz (per $B_0 = 0,15T$) e 63,9 MHz (per $B_0 = 1,5T$). Il T1 può essere considerato espressione della relazione intercorrente tra i moti delle molecole che compongono il reticolo e la frequenza di risonanza dei nuclei di idrogeno. Quando questa frequenza è prossima a quella della struttura in esame, il rilassamento è efficiente e rapido ed il T1 è corto (ad es. nel colesterolo liquido); se invece la frequenza caratteristica della struttura in esame e quella della vibrazione spontanea delle molecole del reticolo sono dissimili, il rilassamento è inefficiente ed il T1 lungo (ad es. l'acqua libera ha frequenza di vibrazione molto più elevata di quella di Larmor, mentre le proteine presentano una frequenza molto più bassa (tabella 3).

Il T2, tempo di rilassamento trasversale, esprime il tempo necessario alla MMT per ridursi del 63% del suo valore dopo un impulso a 90° (figura 12B), descrive cioè la velocità di perdita di coerenza di fase. Il suo valore è tanto maggiore quanto più lungo è il tempo nel quale i protoni risonanti rimangono coerenti e cioè precedono in fase dopo un impulso a 90° .

Il decadimento T2 è secondario alle interazioni magnetiche che occorrono tra spin e spin: esso comporta un cambio di fase e quindi una perdita di coerenza della precessione protonica senza variazioni della quantità totale di energia del sistema.

Il rilassamento T2 dipende in pratica dalla presenza di microcampi magnetici statici all'interno della sostanza in esame. Nei tessuti biologici tali campi magnetici sono in genere legati alla presenza di macromolecole: si vengono così a creare delle regioni in cui al CMS si sommano o si sottraggono campi magnetici locali, minimi nei confronti del principale, ma in grado di alterarne l'omogeneità magnetica nell'ambito di ciascun voxel.

A questo consegue, ricordando il rapporto fra intensità di CMS e precessione protonica, che i protoni precedono con pur minime differenze di fase e pertanto accelerano il loro sfasamento con conseguente perdita di MMT. Questo effetto è particolarmente marcato nelle sostanze in fase solido-cristallina come ad esempio nei materiali ferromagnetici e superparamagnetici. In questi casi la rigidità della struttura e l'intensa suscettibilità magnetica positiva determinano profonde modificazioni locali delle linee di forza magnetiche con drastica perdita della coerenza di fase protonica.

Viceversa nell'acqua dove le molecole sono piccole, rapidamente mobili e scambiabili l'una con l'altra, l'omogeneità magnetica è elevata e la coe-

renza di fase si mantiene a lungo (tabella 4 e figura 13).

Ricostruzione dell'immagine

È possibile definire lo spazio all'interno del magnete, entro cui è situato il paziente, con l'aiuto di un sistema di assi cartesiani xyz, suddividendolo così in un insieme di unità di volume eguali tra loro, dette voxel. La rappresentazione bidimensionale di queste unità di volume è il pixel; l'insieme dei pixel forma la matrice. Come già detto la frequenza di precessione dei nuclei risonanti dipende linearmente dall'intensità del CMS. Facendo differire il campo magnetico da voxel a voxel si ha pertanto la possibilità di individuarli singolarmente, in quanto i nuclei di idrogeno contenuti in ciascuno sono caratterizzati da una propria frequenza di precessione, diversa da quella dei nuclei contenuti negli altri. È possibile ottenere questa modulazione del CMS sovrapponendo ad esso dei campi supplementari diversamente orientati nello spazio in modo da creare dei gradienti, intendendo per gradiente una variazione linearmente crescente dell'intensità del campo magnetico lungo una direzione. Questa modulazione è realizzata mediante l'impiego di bobine di gradiente, cioè avvolgimenti supplementari diversamente orientati nello spazio, posti all'interno del magnete stesso.

I gradienti possono essere orientati non solo secondo i 3 piani ortogonali dello spazio (assi xyz), ma anche obliquamente, secondo le direzioni più opportune per lo studio di determinati organi; il Tomografo a RM è pertanto in grado di eseguire scansioni dirette, non ricostruite, secondo ogni piano, senza necessità di spostare il paziente.

I gradienti vengono applicati separatamente, per la durata di pochi ms durante la sequenza di impulsi RF. Questo permette in primo luogo di selezionare lo strato di voxel da ricostruire sulla matrice e in secondo luogo, nell'ambito della sezione prescelta, di riconoscere il segnale proveniente dai singoli voxel, ordinati per righe e colonne. L'analisi del segnale viene effettuata mediante algoritmi matematici, dei quali il più usato attualmente è il metodo della trasformata di Fourier in due dimensioni, molto affidabile e veloce. La sequenza di impulsi 90° - 180° e più in generale qualsiasi tipo di sequenza, deve essere ripetuta un numero di volte pari al numero delle righe o delle colonne della matrice di acquisizione prescelta ($128 \times 128 - 256 \times 256$).

La debole onda RF di ritorno, captata dalle bobine, è inviata ad un amplificatore; il segnale amplificato viene analizzato e trasformato da analogico in digitale, e può essere infine elaborato dal

computer che provvede al calcolo della matrice di ricostruzione. Questa è formata dall'insieme dei pixel, corrispondenti ai voxel dello strato, definiti mediante due coordinate spaziali e caratterizzati da un valore di intensità di segnale. Una conversione digitale/analogica consente la visualizzazione della matrice ricostruita sotto forma di immagini, mediante la scala dei grigi.

Oltre a questa funzione il computer provvede al controllo di tutte le fasi dell'indagine, come ottimizzare i valori di radiofrequenza in relazione al volume in esame, imporre i vari gradienti in funzione dello spessore di strato e del tipo di scansione prescelta e anche memorizzare quanto è stato acquisito.

La scelta dei parametri d'esame (TR, TE, matrice, spessore di strato, numero di misure) è però di competenza dell'operatore che deve selezionarli opportunamente in funzione del quesito clinico.

Della assegnazione dei corretti TR e TE per ottenere immagini il cui contrasto dipenda dal T1, dal T2 o dalla densità protonica delle strutture in esame si è già detto. Resta ora da fare un breve accenno a quale sia l'impiego elettivo delle varie sequenze di impulsi nelle diverse situazioni cliniche.

Le immagini T1 dipendenti sono caratterizzate da un buon S/R: e sono pertanto generalmente

considerate ricche di informazioni morfologiche. È inoltre possibile limitare il numero di misure necessarie in fase di acquisizione (che a sua volta dipende dalla matrice) ottenendo un risparmio di tempo; quest'ultimo si riflette positivamente sulla qualità dell'immagine a causa della minor probabilità di artefatti. A parità di misure è altresì possibile, nelle scansioni T1 dipendenti, ridurre lo spessore di strato, aumentando il potere di risoluzione spaziale della metodica (tabella 5).

Il relativamente scarso contrasto presente nelle immagini T1 dipendenti è migliorabile con l'impiego di mezzi di contrasto dotati di suscettibilità magnetica positiva (vedi capitolo 2).

Con l'impiego di TR e TE lunghi si ottengono immagini (T2 dipendenti) che, pur essendo degradate da uno sfavorevole S/R, presentano un'elevata risoluzione contrastografica che permette di discriminare con chiarezza tessuti difficilmente distinguibili nelle immagini T1 dipendenti. Generalmente, per ovviare allo sfavorevole S/R, si ricorre o all'aumento del numero delle misure o alla selezione di un maggiore spessore di strato.

Infine la riduzione degli artefatti, oltre che alla buona collaborazione del paziente, è affidata all'impiego di dispositivi di sincronizzazione cardiaca e respiratoria.

Bibliografia

- 1 Bradley WG, Bydder G: MRI atlas of the brain. Raven Press e Martin Dunitz, 1990.
- 2 Colagrande S, Sberna F, Meli S, Bartolozzi C: Tomografia a Risonanza Magnetica. USES Firenze 1988.
- 3 James TL, Margulis AR: Biomedical Magnetic Resonance. University of California Press, San Francisco 1984.
- 4 Slichter CP: Principles of Magnetic Resonance. Harper and Row, New York 1963.

Dott. Stefano Colagrande
Sezione di Radiodiagnostica
Dipartimento di Fisiopatologia Clinica
Università degli Studi di Firenze
Viale Morgagni 85
I - 50134 Firenze