

7.6 – La Tomografia a Risonanza Magnetica

La scoperta del fenomeno della risonanza magnetica nucleare risale al 1945 ad opera degli scienziati americani **F. Bloch** e **E.M. Purcel** e la metodica che ne consegue è stata impiegata in via sperimentale all'inizio degli anni '70 e si è imposta nella pratica clinica negli anni '80.

La tecnica della **Risonanza Magnetica (RM)** sfrutta la perturbazione indotta da onde elettromagnetiche su un sistema i cui nuclei sono stati immersi in un *campo magnetico statico*. Alla base della metodica vi sono due principi fondamentali della fisica:

- il fenomeno della **risonanza**, in base al quale un sistema dotato di frequenza propria entra in vibrazione se viene sollecitato dall'esterno con un impulso di uguale frequenza.
- la **magnetizzazione del nucleo** di un atomo che si verifica quando il numero dei protoni è superiore a quello dei neutroni: il nucleo viene indotto a ruotare in senso orario o antiorario (**spin**) con conseguente produzione di un campo magnetico da parte del nucleo (**momento magnetico**).

L'atomo è costituito da un nucleo composto da protoni (particelle con carica positiva) e neutroni (particelle prive di carica) e attorno al nucleo ruotano, su orbite diverse, gli elettroni (particelle con carica negativa). Tutte queste particelle sono dotate di un moto di rotazione intorno al proprio asse (**spin**) e intorno all'asse del campo magnetico esterno e possono essere assimilati ai movimenti di rotazione e precessione di una trottola attorno al proprio asse e a quello gravitazionale. Nella maggior parte dei nuclei complessi questi moti tendono ad annullarsi reciprocamente; i nuclei costituiti da un numero dispari di particelle conservano tuttavia uno **spin totale** diverso da zero e la carica elettrica del nucleo, per effetto della rotazione, produce un campo magnetico nello spazio circostante.

In condizioni normali gli spin nucleari sono orientati casualmente, quando invece vengono sottoposti all'azione di un campo magnetico esterno B_0 essi assumono due o più orientamenti (livelli energetici). Il nucleo dell'atomo dell'idrogeno (protone) si orienta ad esempio su due livelli: nel senso del campo magnetico esterno (**spin parallelo**) o in senso opposto (**spin antiparallelo**). Gli spin non si dispongono in numero uguale sui due livelli (eccedono quelli paralleli): questa differenza energetica produce una **magnetizzazione M** che corrisponde alla somma algebrica dei mo-

menti magnetici dei singoli nuclei quando vengono sottoposti all'azione del campo magnetico B_0 (vedi Figura 7.7).

Se viene applicato il campo magnetico risonante B_1 la magnetizzazione M ruota (si veda Fig. 7.8.b); al termine della perturbazione B_1 gli spin tendono a riallinearsi al campo primario B_0 e la magnetizzazione M ritornerà allo stato di riposo originario mediante un processo di rilassamento definito **precessione libera** o **FID** (*Free Induction Decay*) che può essere rilevato da una **bobina** (si vedano le Fig. 7.8.c e d). Questa fase è caratterizzata dal tempo T_2 di **rilassamento trasversale spin-spin** in cui gli spin tendono a «sparpagliarsi» (perdita di fase) e dal tempo T_1 di **rilassamento longitudinale spin-reticolo** (si veda la Fig. 7.8.d) in cui gli spin si riallineano con il campo magnetico esterno, cedendo energia all'ambiente circostante (*reticolo*).

La **densità protonica** e i tempi di rilassamento T_1 e T_2 sono tessuto-specifici, risulta pertanto di estremo interesse la costruzione di immagini in cui i singoli pixel rappresentino il valore di questi parametri che cambia in rapporto al tipo di tessuto e, nell'ambito dello stesso tessuto, in presenza di forme patologiche. L'impiego della RM in medicina inizia infatti con la scoperta, fatta dal fisico **R. Damadian** nel 1972, che i tessuti con degenerazioni neoplastiche presentano tempi di rilassamento più lunghi dei corrispondenti tessuti sani.

Uno degli aspetti più originali della RM consiste nella possibilità di variare il tipo di *segnale* con il variare della tecnica usata, essendo il segnale condizionato dalla durata dell'impulso e dal tempo di ricezione della RF di ritorno: sarà l'operatore a scegliere di volta in volta le *sequenze* più idonee allo studio della sede anatomica da esplorare.

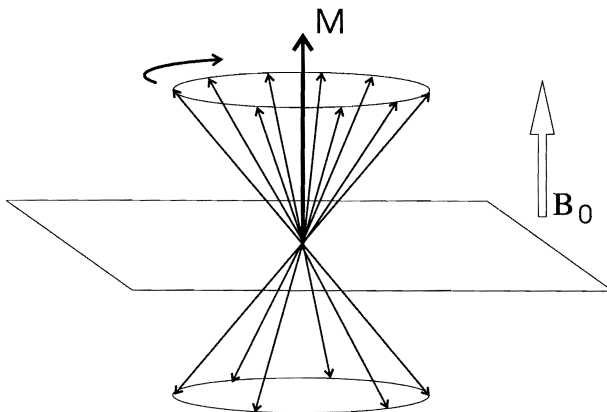


FIG. 7.7 – La magnetizzazione (momento magnetico totale) M corrisponde alla somma algebrica dei momenti magnetici dei singoli nuclei ed è allineata al campo magnetico B_0 applicato.

Un'altra caratteristica dell'indagine consiste nella multiplanarietà, cioè la possibilità di eseguire *scansioni* su tutti i piani dello spazio. Il computer provvederà alla digitalizzazione del segnale di ritorno e alla sua ricostruzione con la successiva rappresentazione di un'immagine sul monitor, basata su diverse tonalità di grigio che esprimono l'intensità del segnale.

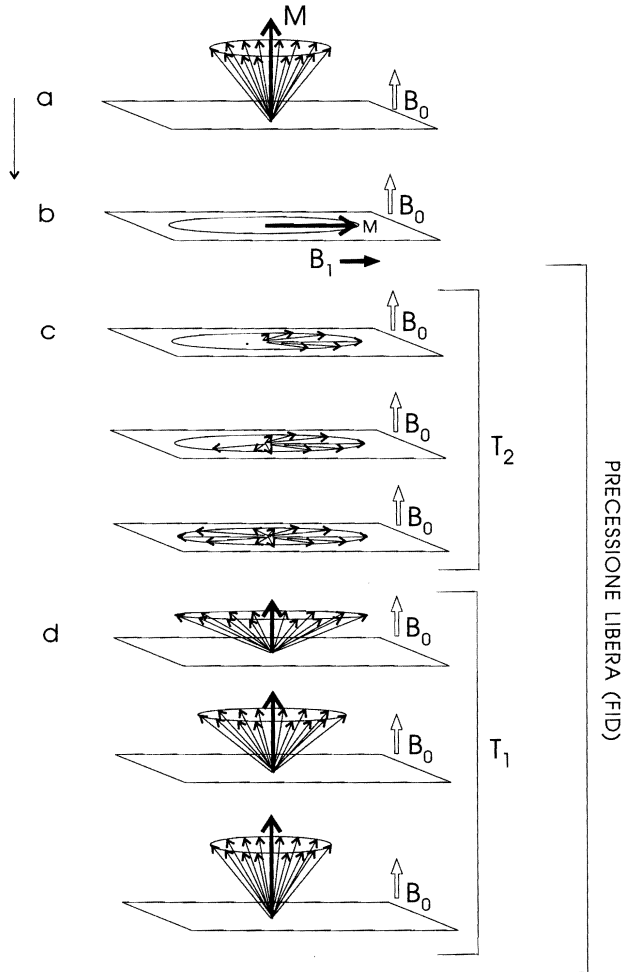


FIG. 7.8 – Fasi attraverso le quali la magnetizzazione ritorna allo stato di equilibrio dopo aver subito gli effetti delle onde a radiofrequenza. *a*) In condizioni di equilibrio la magnetizzazione M è allineata al campo esterno B_0 ; *b*) l'applicazione del campo riso-
nante B_1 (impulso a radiofrequenza a 90°) causa la rotazione di 90° della magnetiz-
zazione M ; *c*) terminata la perturbazione B_1 , M ritorna all'equilibrio attraverso due fasi di rilassamento T_1 e T_2 dove T_2 è il tempo di rilassamento spin-spin o trasversale
e T_1 è il tempo di rilassamento spin-reticolo o longitudinale.

La ricostruzione di una immagine può avvenire sulla base di numerosi algoritmi fra i quali la tecnica bidimensionale di *trasformazione 2D di Fourier*, i metodi di *irraggiamento selettivo* e di *irraggiamento eco planare*, etc.

Alcune tecniche sono rapide (della durata di pochi secondi), come ad esempio il metodo dell'irraggiamento selettivo, ma conducono a una *risoluzione spaziale* e a un *rapporto segnale/rumore (S/R)* bassi rispetto alle altre tecniche. Gli algoritmi implementati sui computer dei sistemi *RM* hanno come obiettivo principale l'ottimizzazione, per fini diagnostici, del contrasto fra tessuti normali e patologici. Nella tomografia *RM*, diversamente dalla *TAC*, il contrasto dipende oltre che dalle caratteristiche fisiche del tessuto (***densità protonica***), anche e soprattutto dalla frequenza e dai tempi utilizzati per generare l'impulso RF. Alcuni tipi di frequenza determinano contrasti ottimali fra tessuti con diverso *T1 (spin-echo)*, altri tipi di impulsi a radiofrequenza consentono ottimi contrasti tra tessuti con differente *T2 (inversion recovery)*.

Il computer provvede ad acquisire ed elaborare i parametri per la costruzione della mappa tridimensionale della distribuzione degli spin e, utilizzando le tecniche di ricostruzione dell'immagine mediante combinazione di molte proiezioni (vedi paragrafo sulla *TAC* in questo capitolo), il segnale *RM* viene rilevato e codificato per un numero molto elevato di rotazioni del campo magnetico da 0° a 360°.

La *RM* è una tecnica tomografica di tipo tridimensionale poiché il segnale su cui è basata proviene dai volumi dello strato anatomico (*voxel*) e viene ricondotta a una rappresentazione sul piano per ovvi motivi pratici. Uno dei fattori più importanti che influiscono sulla risoluzione spaziale di una immagine *RM* è costituito dal rapporto *S/R*. Il rumore è generato sia da una imperfetta ricezione del segnale da parte della bobina sia, in modo preponderante, dai tessuti esaminati. Esso provoca immagini non precise elevando o riducendo il valore reale dell'intensità dei pixel. Pertanto per aumentare il rapporto *S/R* si può agire aumentando l'intensità del segnale e ciò equivale ad incrementare il numero di spin associati al pixel o l'intensità del campo magnetico stazionario B_0 . L'aumento del numero di spin associati a un elemento di immagine (pixel) si può ottenere sia *1) aumentando le dimensioni del voxel*, sia *2) associando più unità di volume a ogni singolo pixel*.

L'incremento del numero di nuclei di un voxel (punto *1*) comporta necessariamente l'aumento delle sue dimensioni, ovvero l'incremento di spessore della sezione anatomica e conduce a un *deteriora-*

mento dell'immagine causato dal campionamento di uno strato che, essendo più spesso, contiene tessuti diversi ed eterogenei. Se la rappresentazione tomografica deriva dall'associazione di più voxel (punto 2) si ha una perdita di risoluzione e una conseguente *degradazione dell'immagine*.

L'aumento dell'intensità del campo magnetico statico rappresenta la soluzione ottimale perché incrementa contemporaneamente il rapporto S/R e la risoluzione, cioè il numero di pixel per la rappresentazione dell'immagine. Un metodo efficace per ridurre l'effetto del rumore consiste nell'aumentare il numero di campionamenti di ogni singolo voxel, attribuendo a ogni pixel la media dei valori campionati.

Nella tomografia *RM* il computer è preposto al controllo e alla gestione dell'intero sistema e delle unità a esso collegate e allo svolgimento delle diverse fasi relative all'analisi dell'immagine:

- al controllo della posizione del paziente,
- alla gestione dell'emissione degli impulsi RF,
- all'esecuzione dei calcoli connessi alle trasformazioni di Fourier,
- all'acquisizione dei segnali,
- alla ricostruzione dell'immagine,
- alla elaborazione dell'immagine,
- al controllo della temperatura del magnete,
- alla gestione delle codifiche di conversione analogico/digitale (A/D).

Per rendere più rapide le fasi di ricostruzione ed elaborazione dell'immagine possono essere utilizzati **processori vettoriali** (*array processor*) al fine di ridurre i tempi di elaborazione connessi all'elevato numero di trasformazioni matematiche e **processori di immagini** (*image processor*) per incrementare la velocità di elaborazione delle immagini tomografiche.