

STRUTTURA E UTILIZZO DI UN TOMOGRAFO A RM

4.1 LE PARTI PRINCIPALI DELL'APPARECCHIATURA

Un sistema per Risonanza Magnetica, in generale, deve essere dotato dei seguenti elementi:

- un **magnete** in grado di generare un campo magnetico statico ad alta intensità (0.15T-2T), il cui valore varia a seconda delle tecniche utilizzate per ottenere tale campo (magneti permanenti, resistivi, superconduttivi e ibridi);
- un **trasmettitore RF** che ha la funzione di irradiare il corpo in esame con onde la cui frequenza è pari a quella di risonanza degli atomi del corpo stesso;
- un **sistema di gradienti** che produce campi magnetici variabili nel tempo e di intensità variabile linearmente nelle tre direzioni (essenziali per permettere la localizzazione spaziale);
- un **sistema antenna** in grado di ricevere il segnale NMR emesso dal corpo eccitato che in alcuni casi può essere integrato con l'antenna trasmittente, usata alternativamente in trasmissione e ricezione;
- un **sistema di controllo** delle sequenze di impulsi, per l'elaborazione dei dati ed anche per la ricostruzione delle immagini;
- una **Gabbia di Faraday**, cioè un sistema di schermatura RF in grado di isolare il sistema da onde RF esterne e di proteggere l'ambiente da quelle generate dalle bobine di trasmissione;
- una **schermatura magnetica** che riduca il campo statico nelle vicinanze del magnete;
- un **tavolo portapaziente** che deve essere munito di comandi servoassistiti per il collocamento del paziente all'interno del tunnel ed il suo posizionamento.

Il sistema inoltre per colloquiare con l'operatore è dotato di una consolle con video terminale e di una stampante che fornisce le immagini delle sezioni analizzate sotto forma di lastra o altro. Tutte le strutture di schermatura necessarie per motivi di sicurezza e per il corretto funzionamento del tomografo, implicano una particolare preparazione del locale che lo deve ospitare. Naturalmente queste opere di costruzione incidono sul costo complessivo dell'impianto in maniera non trascurabile. Uno schema generale del Tomografo a Risonanza Magnetica Nucleare è illustrato in Fig.4.1.

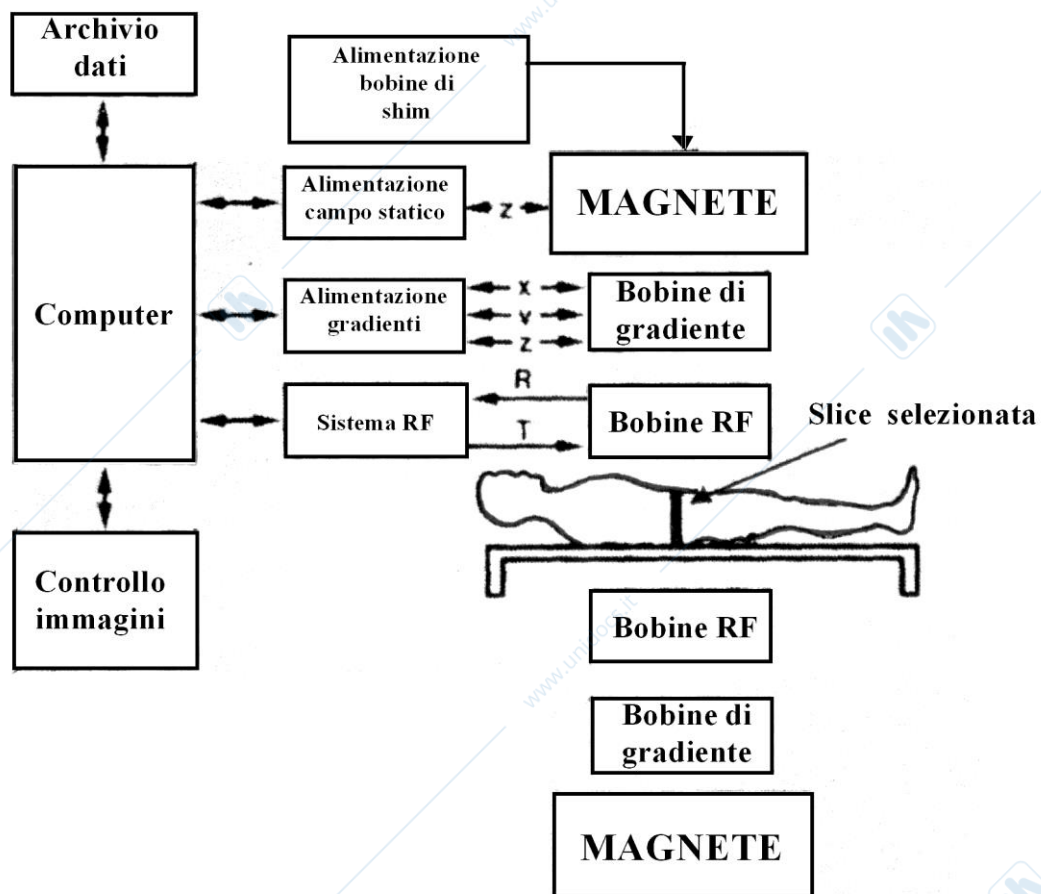


Fig.4.1: schema a blocchi dell'apparecchiatura.

Analizziamo adesso le varie parti precedentemente elencate.

4.2 IL MAGNETE

Il magnete rappresenta il cuore del tomografo ed è determinante sia in termini di prestazioni che in termini di costo dell'apparecchiatura. La sua funzione è generare un campo magnetico statico di grande intensità (da 200 a 20000 gauss cioè da 0.02 a 2 Tesla), che dovrà essere il più possibile uniforme all'interno del volume di spazio in cui andiamo ad eseguire l'esame. Per dare un'idea dei valori in gioco, si ricorda che il campo magnetico terrestre in Italia ha un'intensità di circa 0.5 gauss, mentre il magnete per la chiusura della porta di un frigorifero è di circa 30 gauss.

Da un punto di vista tecnologico possiamo raggruppare i magneti installati sulle macchine attualmente in commercio in quattro categorie:

- magneti permanenti;
- elettromagneti resistivi;
- elettromagneti superconduttivi;
- magneti ibridi (con componenti permanenti e resistivi).

I magnet permanenti, che un tempo erano realizzati con sostanze ferromagnetiche preventivamente magnetizzate, oggi sono costruiti con leghe speciali a base di terre rare quali Samario e Neodimio, in modo da produrre campi fino ad un massimo di 0.3 Tesla (piuttosto bassi)

in modo permanente e senza bisogno di alimentazione elettrica o raffreddamento con liquidi criogeni (cioè che generano bassissime temperature).

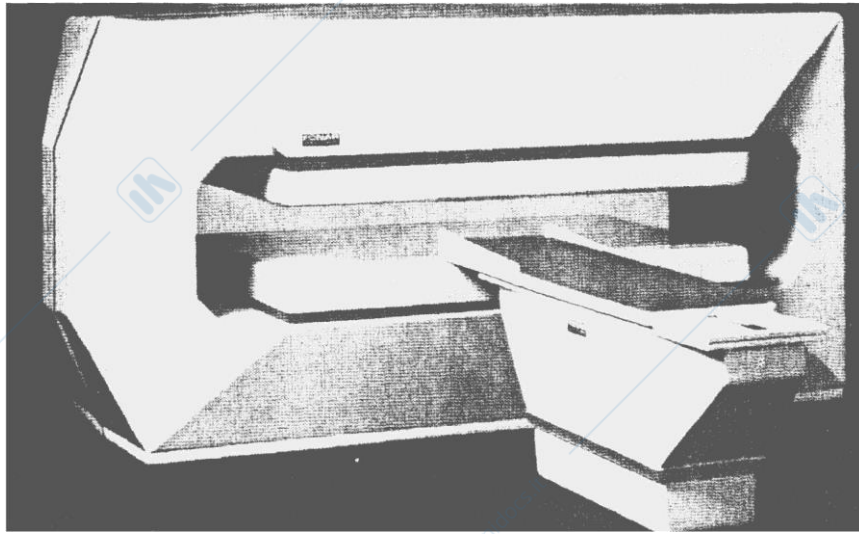


Fig.4.2: apparecchiatura dotata di magnete permanente.

Il campo disperso è minimo, perché il ferro costituisce una via di ritorno al flusso magnetico, quindi ci sono anche meno problemi di schermatura. Il campo da essi generato presenta una particolare geometria che permette l'uso di bobine a RF solenoidali ad alto rapporto S/R. Nel caso di modelli moderni con lega di neodimio-ferro-boro, a causa delle dimensioni e del peso elevati (fino a 10 tonnellate), sono necessari rinforzi strutturali delle solette del sito di installazione, con conseguente aumento dei costi. Sono inoltre anche molto sensibili alle variazioni di temperatura e l'omogeneità del campo da essi creato non è molto alta e dipende dalla geometria delle espansioni polari.

Gli elettromagneti resistivi sono stati i primi ad essere utilizzati per la RM e sono costruttivamente i più semplici; sono costituiti da quattro o sei serie di bobine, di rame o di alluminio, percorse da corrente continua in modo tale che lavorano come elettromagneti standard.

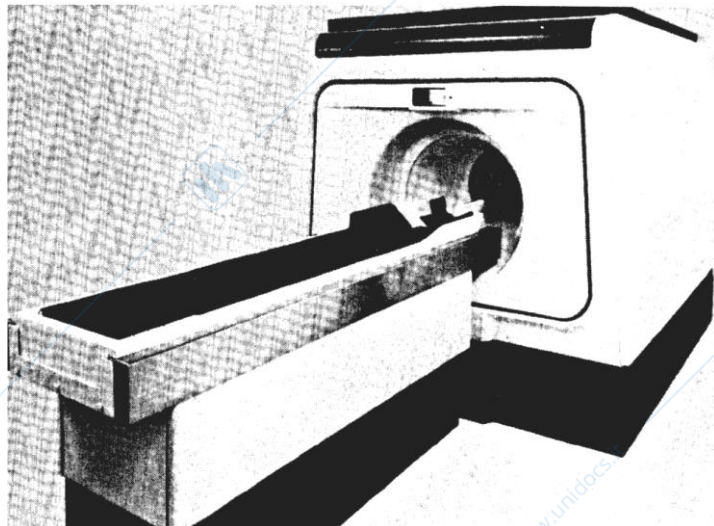


Fig.4.3: apparecchiatura dotata di elettromagnete resistivo

Anche se hanno costi contenuti e non utilizzano liquidi criogeni, sono poco utilizzati modernamente a causa del grande consumo di corrente elettrica e della necessità di raffreddamento ad acqua. L'intensità di campo non è molto elevata (circa 0.28 Tesla) e questo è dovuto principalmente alla dissipazione di calore per effetto Joule, la quale può raggiungere il valore di 75 kW per un campo di 0.1 Tesla. Inoltre questo tipo di magneti presenta una sensibilità troppo elevata alle variazioni di temperatura.

Particolarmente delicato è il problema dell'omogeneità del campo, difficile da ottenere in relazione a sempre presenti imperfezioni di costruzione e ad influenze esterne. Si vengono cioè a creare differenze di intensità tra le diverse zone del campo magnetico statico, cioè delle disomogeneità. E' possibile ovviare a questo inconveniente tramite bobine di taratura (*shim coils*) che producono campi magnetici supplementari, tali da compensare le disomogeneità. L'uniformità viene ottenuta collocando opportunamente tali bobine di shim e regolando l'intensità di corrente che vi circola.

Gli *elettromagneti superconduttivi* sono costituiti da particolari spire realizzate con leghe di niobio-titanio (Fig.4.4), drogate con rame, avvolte intorno alla cavità del magnete sotto forma di un unico filamento continuo, detto "solenoid". Il loro principio di funzionamento si basa sulla circolazione di corrente in un materiale in regime di superconduttività.



Fig.4.4: apparecchiatura dotata di elettromagnete superconduttivo.

La superconduttività è un fenomeno che si realizza in alcuni materiali che si trovano a temperature prossime allo zero assoluto ($-273,16\text{ }^{\circ}\text{C}$); in questa situazione il reticolo cristallino è praticamente immobile e si vengono a creare dei percorsi conduttivi molto efficienti che causano un annullamento della resistività. Di conseguenza realizzando una bobina con un materiale superconduttivo, ottengo la circolazione di una corrente in modo permanente senza la necessità di una continua alimentazione e senza avere fenomeni dissipativi per effetto Joule. Il magnete superconduttore può essere pensato come un insieme di due giganteschi termos, infilati l'uno dentro l'altro e separati da un'intercapedine mantenuta alla temperatura di 77°K grazie alla circolazione di elio liquido, isolata dall'esterno tramite una camera a vuoto spinto di tipo Dewar (vedi Fig.4.5).

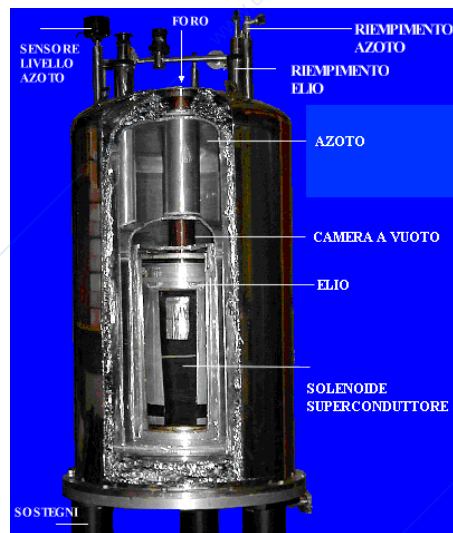


Fig.4.5: sezione di un magnete superconduttore.

La spirale di filo superconduttore si trova dentro il “termos” più interno, immersa in un bagno di elio liquido che ne mantiene la temperatura a circa $-269\text{ }^{\circ}\text{C}$. Il “termos” esterno, riempito di azoto liquido o di elio gassoso, isola il contenitore interno e contribuisce al mantenimento delle basse temperature necessarie per ottenere la superconduttività. Questo tipo di magneti possono così raggiungere un'intensità di campo molto elevata ed un'elevata omogeneità di campo, dovendo però restare sempre in conduzione. Spesso si cercano alternative al loro utilizzo a causa del loro costo molto elevato e della necessità di liquidi criogeni per il raffreddamento.

I *magneti ibridi* si basano sulla combinazione di magneti permanenti e resistivi. Grazie a questa unione presentano un basso campo disperso e, grazie alla geometria del campo stesso, la possibilità di utilizzo di [bobine a RF](#) solenoidali ad alto [rapporto S/R](#). L'intensità di campo che si ottiene non è molto elevata (circa 0.4 Tesla) e necessitano inoltre d'alimentazione elettrica e raffreddamento ad acqua. Il campo è inoltre sensibile alle variazioni di temperatura.

Segue una tabella riassuntiva dei pregi e difetti delle tecnologie dei magneti analizzate.

TIPI DI MAGNETE	ALIMENTAZIONE	LIQUIDI CRIOGENI	INTENSITA' DI CAMPO	OMOGENEITA' DI CAMPO	SENSIBILITA' ALLE VARIAZIONI DI TEMPERATURA	COSTI
MAGNETI PERMANENTI	ASSENTE	ASSENTI	0.3 T	LIMITATA	ALTA	BASSI
ELETTROMAGNETI RESISTIVI	GRANDE CONSUMO DI CORRENTE ELETTRICA	ASSENTI	0.28 T	BUONA	ALTA	CONTENUTI
ELETTROMAGNETI SUPERCONDUTTIVI	ASSENTE	PRESENTI	ALTA	ELEVATA	BASSA	ALTI
MAGNETI IBRIDI	PRESENTE	ASSENTI	0.4 T	LIMITATA	ALTA	BASSI

Tab.4.1: magneti e loro principali caratteristiche.

4.3 SISTEMA DI GRADIENTI

Come abbiamo visto, al fine di poter ottenere un'immagine, il sistema necessita di tre gradienti di campo, variabili nel tempo, nelle tre direzioni spaziali. La generazione di questi gradienti è affidata a tre sistemi di bobine disposti secondo una particolare geometria all'interno della cavità del magnete (Fig.4.6).

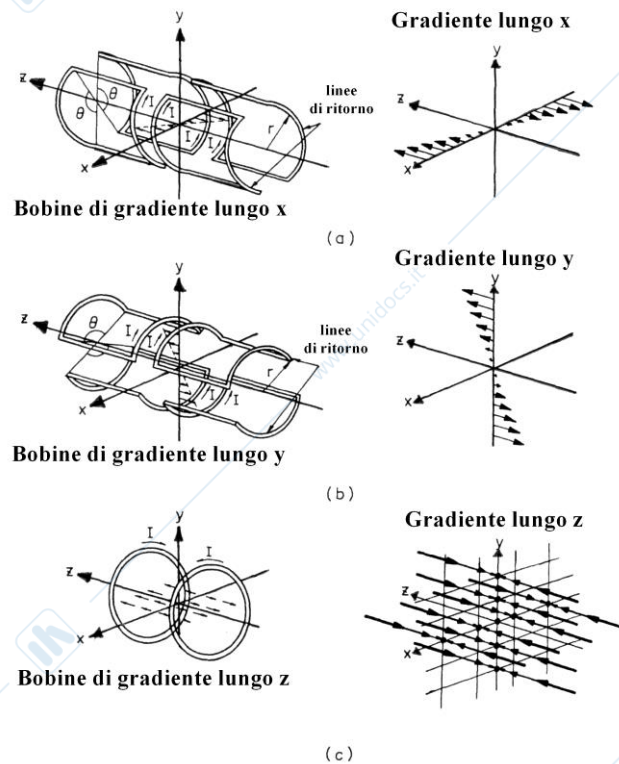


Fig.4.6: disposizione spaziale delle bobine di gradiente lungo i tre assi, avendo scelto un angolo $\theta=120^\circ$.

Grazie ad un sistema elettronico di controllo delle correnti circolanti nelle bobine, è possibile ottenere gradienti in qualsiasi direzione. Questi gradienti non funzionano in modo permanente, ma sono utilizzati in forma di impulso; le variazioni rapide della corrente che passa in queste bobine, interne al magnete, provocano delle vibrazioni meccaniche, udibili in termini di un "clic" per ogni commutazione dei gradienti. Dalle caratteristiche di stabilità e di commutazione dei generatori di controllo delle bobine, e dalla linearità dei gradienti, dipende considerevolmente la qualità delle immagini ottenibili dal sistema. L'efficienza dei gradienti, si valuta in base alle capacità di questi nel far variare l'intensità del campo magnetico locale il più intensamente e velocemente possibile. Cioè la si può misurare sulla base dell'intensità massima di campo ed in base al tempo necessario al raggiungimento di tale intensità o di una sua frazione definita, per esempio $2/3$. La potenza dei gradienti viene quindi espressa in mT/m (milli-Tesla al metro); il tempo di salita si misura in ms (millisecondi). Queste due grandezze sono in genere espresse in un unico parametro, lo *slew rate*, uguale al loro rapporto. Le moderne apparecchiature operanti con

campi magnetici statici di 1.5 Tesla, sono dotate usualmente di gradienti con potenze di 20-40 mT/m. Per quanto concerne lo slew rate, questo può variare da 20 T/m/s a 120 T/m/s nel caso di sistemi equipaggiati con pacchetti di programmi “fast” o “ultrafast” (per l’uso di sequenze d’eccitazione veloci) acquistabili a parte e il cui prezzo varia dalle decine alle centinaia di milioni di lire.

4.4 SOTTOSISTEMA DELLE RF

Le componenti base di questo sottosistema sono il trasmettitore ed il ricevitore di onde RF. Il primo ha il compito di generare onde RF in grado di eccitare i nuclei degli atomi del corpo da analizzare, formando il campo magnetico variabile che abbiamo chiamato \vec{B}_1 , il ricevitore (antenna) invece ha il compito di rilevare il segnale generato dai nuclei e di trasformarlo in un segnale elettrico. La trasmissione e la ricezione, avvengono tramite bobine di accoppiamento che variano in dimensione e forma a seconda della zona del corpo che si vuole esaminare. Ognuna di queste spire deve “risuonare” alla [frequenza di Larmor](#) dei nuclei che devono essere esaminati. Tutte le spire utilizzate sono composte di un induttore e da un insieme di elementi capacitivi. La frequenza di risonanza, ν , di una spira a RF è determinata da un’induttanza L e da una capacità C del circuito induttore-condensatore. Si avrà così: $\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$. Ogni spira a RF ha una specifica [larghezza di banda](#) alla quale può avvenire il fenomeno della risonanza. Quando si pone un campione all’interno di una spira, la conduttività e la costante dielettrica del campione stesso incidono sulla frequenza di risonanza. Se questa frequenza è differente dalla frequenza di risonanza dei nuclei che si stanno studiando, la spira non potrà costituire in modo efficiente il campo ortogonale \vec{B}_1 e non potrà rilevare correttamente il segnale proveniente dal campione. La rotazione del vettore magnetizzazione sarà minore di 90 gradi, quindi produrrà una magnetizzazione trasversale minore e di conseguenza un segnale minore, con relativo peggioramento del rapporto S/R. In ricezione, bobine superficiali appoggiate sulla superficie corporea del paziente, sono utilizzate per esami ad alta risoluzione in cui si analizzano zone circoscritte del corpo. La bobina di trasmissione è alloggiata, nella maggioranza dei casi, nel tunnel del [magnete](#), al di sotto del rivestimento interno e non è quindi visibile esternamente (Fig.4.7).

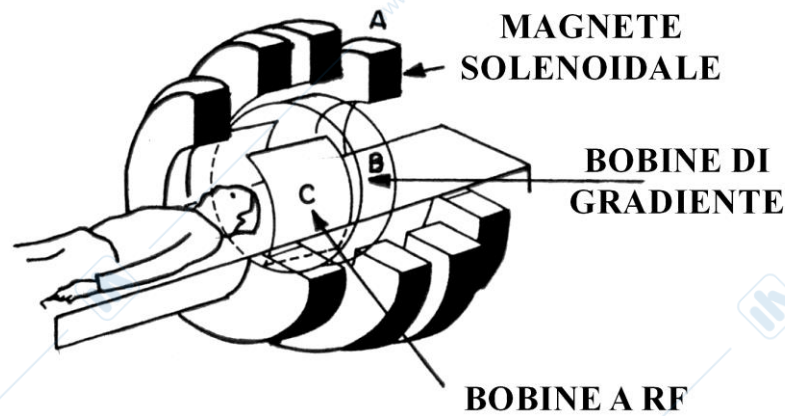


Fig.4.7: posizionamento delle bobine a RF all'interno dell'apparecchiatura.

Il trasmettitore deve avere potenze di uscita dell'ordine di qualche kW, il ricevitore al contrario deve essere in grado di rilevare il debole segnale proveniente dai nuclei e per questo dovrà avere un'elevata sensibilità (dell'ordine dei mW). Le catene di trasmissione e ricezione sono controllate nel loro funzionamento dal calcolatore e la loro struttura è la seguente:

- **catena di trasmissione:** generatore di forme d'onda di eccitazione \Rightarrow amplificatore di potenza \Rightarrow bobina emittente;
- **catena di ricezione:** bobina ricevente \Rightarrow amplificatore di segnale \Rightarrow campionatore e convertitore analogico/digitale.

La catena di ricezione è il punto critico dell'intero sottosistema, in quanto potenziale fonte di rumore in grado di degradare il rapporto S/R, soprattutto nelle fasi di amplificazione e campionamento. Nei moderni sistemi di RM l'informazione è trattata il più possibile in forma digitale, garantendo così una maggiore pulizia del segnale. Le [bobine di superficie](#) ottimizzano il rapporto S/R in quanto ricevono il segnale, ma anche il rumore dalla sola zona esaminata.

Componente importante del sistema RF è infine la [gabbia di Faraday](#), inglobata nella struttura muraria che circonda la sala del magnete. La sua funzione è fondamentale per creare uno spazio protetto da onde televisive e della telefonia che altrimenti andrebbero ad inquinare i risultati degli esami.

4.5 SISTEMA DI CONTROLLO

Se il magnete rappresenta il cuore di un sistema RM, il calcolatore ne costituisce il cervello. L'elaboratore ha il compito di controllare le funzioni del sistema, di elaborare grandi quantità di dati grezzi, di manipolare le immagini che si formano sullo schermo e di memorizzare tutti i programmi e i parametri di visualizzazione.

In un sistema avanzato, deve trattarsi evidentemente di un elaboratore di notevole potenza e complessità o meglio di un complesso sistema informatico dotato di numerosi microprocessori dedicati che operano in modo coordinato da un'unità centrale. I suoi compiti sono diversi:

- stabilizzazione ed ottimizzazione del campo magnetico statico;
- sintonizzazione delle bobine in trasmissione e ricezione;
- generazione delle sequenze di eccitazione;
- elaborazione del segnale RM;
- ricostruzione dell'immagine e calcolo dello spettro;
- elaborazione dell'immagine (montaggio in sequenza cine; sottrazione di immagini; calcolo di curve relative a specifiche regioni di interesse in sequenze [multi-echo](#) o in serie dinamiche dopo la somministrazione di mezzo di contrasto; generazioni 3D di immagini in piani differenti da quello originario di acquisizione, anche curvilinei; rappresentazione volumetrica di superfici);
- elaborazione dello spettro sia a monte che a valle della trasformata di Fourier.

Tra le componenti principali del calcolatore troviamo il ***calcolatore a matrice o array processor*** la cui funzione è quella di trattare i dati grezzi mediante trasformata di Fourier. Il calcolatore principale dialoga con l'operatore attraverso la ***console*** e trasmette le scelte operative al calcolatore di controllo. La console permette di gestire tutte le fasi dell'esame, permettendo un colloquio costante con l'operatore e l'immissione di tutti i dati necessari per l'esecuzione dell'esame secondo le modalità desiderate. Sui monitor televisivi compaiono sia i menù gestionali del software applicativo, sia le immagini che vengono man mano ottenute nel corso dell'esame, le quali possono essere memorizzate digitalmente in files oppure essere stampate su pellicola radiografica.

4.6 TAVOLO PORTAPAZIENTE

Il tavolo portapaziente è simile sia nell'aspetto che nelle funzioni ai tavoli impiegati nelle altre apparecchiature radiologiche. Esso non deve essere costruito con materiali ferromagnetici, in modo da non influenzare il campo magnetico statico e le onde RF. Esso è inoltre dotato di movimenti servoassistiti e programmabili attraverso il computer di gestione.

4.7 PROBLEMATICHE RELATIVE ALL'INSTALLAZIONE DI UN SISTEMA DI RISONANZA MAGNETICA

Con l'installazione di un sistema per Risonanza Magnetica tutto l'ambiente circostante viene ad essere interessato dai vincoli imposti dal campo magnetico.

La zona dedicata alla RM deve rispondere a caratteristiche particolari e deve essere oggetto di uno studio molto accurato per rendere possibile l'installazione delle apparecchiature in modo ottimale.

Il campo magnetico generato si estende in tutte le direzioni dello spazio, con un'intensità che decresce rapidamente all'aumentare della distanza dal magnete stesso; esso ha un effetto sui materiali ferromagnetici in genere (strumenti chirurgici ad esempio), sugli apparecchi a fascio elettronico (tubi a raggi X, televisori, etc.), sui supporti magnetici di registrazione, sugli orologi meccanici, sugli stimolatori cardiaci, materiali tutti che devono essere situati a distanze minime di sicurezza onde evitare di essere attratti o di vedere compromesso il loro funzionamento. Analogamente dicasi dell'azione che i materiali ferromagnetici stazionari, oppure le masse metalliche in movimento (carrelli, barelle, ascensori, automobili, etc.) hanno sul campo magnetico generato dal magnete nel senso di perturbarne l'omogeneità. Per questi motivi, si prevede nella maggior parte dei casi una schermatura magnetica di acciaio a basso tenore di carbonio atta a contenere il campo disperso.

Il magnete presenta anche delle esigenze puramente tecniche. Per esempio i magneti resistivi sono normalmente raffreddati mediante circolazione d'acqua (portata tipica 60 l/min), quindi necessitano di un relativo impianto che mantenga questa circolazione. Per mantenere la proprietà di superconduttività, il magnete superconduttore deve essere raffreddato permanentemente per mezzo di elio liquido (e di azoto liquido in alcuni casi). Per consentire il riempimento periodico con elio liquido è necessario prevedere, sopra il magnete, uno spazio sufficiente.

Altre condizioni dipendono dal sistema a radiofrequenza: i segnali radiofrequenza rilevati, emessi dai protoni eccitati sono molto deboli. Per assicurare una buona qualità dell'immagine è necessario eliminare eventuali segnali parassiti prodotti dall'ambiente circostante. Ciò è ottenibile ricorrendo, come abbiamo visto, ad una gabbia di Faraday, realizzata in fogli od in rete di rame, da installare nelle pareti che circondano la sala d'esame, nelle porte e a volte anche all'interno della macchina stessa.

Per i motivi appena trattati è inoltre necessario controllare che non vi sia accesso nella zona dove agisce il campo magnetico di pazienti portatori di stimolatori cardiaci e di protesi comprendenti circuiti elettronici o protesi ferromagnetiche (clips, valvole di derivazione, etc.).

La climatizzazione dei locali destinati al paziente assicura un ambiente confortevole. Bisogna sottolineare che non è possibile avvicinare al magnete apparecchi di rianimazione come monitors per ECG, respiratori o defibrillatori, a meno che non siano stati costruiti con particolari accorgimenti.

Sono auspicabili un dispositivo di sorveglianza televisiva del paziente nel tunnel d'esame ed un interfono per comunicare più facilmente.

4.8 RISCHI FISIOLGICI DELLA RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE

Il grande vantaggio della RMN rispetto alle tecniche radiologiche, consiste nella assenza di radiazioni emesse e nella non invasività, cioè non è necessario (anche se spesso si usa per un miglioramento dell'immagine) usare alcun liquido di contrasto.

La problematica legata alla sicurezza di questa strumentazione, ha portato alla creazione in Inghilterra del "National Radiological Protection Board" e negli USA del "Bureau of Radiological Health", come organi ufficiali per la tutela dei gruppi di lavoro e della popolazione sottoposta all'influenza dei campi magnetici e delle radiofrequenze utilizzati nei complessi RMN per immagini. I rischi potenziali nelle apparecchiature attuali possono derivare da:

- campo magnetico statico;
- dai gradienti di campo inducenti correnti elettriche;
- dalla radiofrequenza.

I risultati dei molteplici esperimenti sono spesso contraddittori e non controllabili, ma in generale i valori applicati nella RMN appaiono lontani dalle soglie di eccitabilità neuromuscolare. Riassumiamo comunque i risultati principali.

Effetti del campo magnetico statico.

Per il campo magnetico statico sembra mancare una sostanziale dimostrazione di conseguenze dannose per effetti biologici, genetici, biochimici e biocellulari con campi omogenei fino a 2 Tesla. I meccanismi patogenetici possono essere:

- modificazioni di orientamento delle macromolecole con compressione dell'attività enzimatica e della permeabilità di membrana;
- minor capacità conduttiva dei sistemi molecolari con deviazione della cinetica enzimatica;
- deflessioni della neuro-conducibilità.

Nelle applicazioni cliniche della RMN non si osservano alterazioni del ritmo cardiaco e le modificazioni ECG sono temporanee e reversibili.

Effetti fisiologici indesiderati del campo magnetico statico si sono riscontrati sugli acidi nucleici e sulla regolazione della loro replicazione, ma il problema rimane controverso.

Alcuni risultati sperimentali mostrano che le membrane plasmatiche possono essere sensibili a campi da 0.2 T a 0.5 T al punto da modificare, ma in maniera reversibile, alcune funzioni della cellula. Tale effetto è legato alla legge di Lorentz ($\vec{F} = q \cdot \vec{v} \cdot \vec{B}$) che comporta una forza su queste

membrane, una diminuzione di velocità \vec{v} dei flussi nervosi e la modifica della traiettoria delle particelle cariche (ioni). Per effetto Hall ($\vec{E} = \vec{v} \cdot \vec{B}$), si può assistere alla nascita di differenze di potenziale dell'ordine dei 40 mV, che raggiungono già la soglia di depolarizzazione miocardica.

In positivo, dalla già citata legge di Lorentz, ne deriva la possibilità di valutazioni cliniche non invasive del flusso ematico, poiché tale flusso perpendicolare a un campo magnetico applicato, genera un potenziale lungo il diametro vasale proporzionale alla densità e alla velocità del sangue fluente.

Effetti dei gradienti di campo.

Le correnti indotte dalla variabilità dei gradienti con potenziali V, hanno un'intensità I proporzionale alla conduttività u, al raggio r del circuito induttivo e al ritmo di variazione del campo magnetico $\frac{d\vec{B}}{dr}$ (i muscoli intercostali e il cuore hanno un elevato raggio di circuito):

$$I = \frac{r}{2 \cdot u \cdot V} \cdot \frac{d\vec{B}}{dr}$$

Campi magnetici variabili di 1T/sec, inducono correnti di 10-15 mA/m² il cui effetto termico può provocare:

- stimolazione di tessuti eccitabili;
- attivazione piastrinica;
- alterazioni della permeabilità della barriera ematoencefalica.

Comunque è bene ricordare che i valori di coinvolgimento di un potenziale d'azione nervoso sono di 300 A/m² e quelli per indurre fibrillazione cardiaca di 0.1-1 mA/cm², valori ben lontani da quelli che si generano con i campi magnetici utilizzati per l'iconografia clinica.

Effetti del campo a radiofrequenza.

I campi elettromagnetici a RF comportano rilevanti e accertati effetti termici di difficile quantificazione, che però, si incrementano rapidamente con l'elevarsi della frequenza e della distanza radiale e quindi sono più intensi nei tessuti superficiali. Sono ritenuti prudenziali valori di soglia di intensità assorbita di 1 W/Kg circa, per indagini di lunga durata e di 4 W/Kg per indagini di 10 minuti o meno.

Un effetto non termico è la variazione del 15-20 % del calcio legato a cellule dell'encefalo dopo un'esposizione di 20 minuti a 1-75 Hz e si può rilevare come, a intensità di campo elevate e a frequenze di 1-100 mHz le cellule ematiche si dispongono in catene parallele alle linee elettriche di forza.

Ricordiamo, per la sua importanza, il rischio connesso agli effetti fisici e biologici provocati da oggetti ferromagnetici presenti nel campo di indagine RMN che creano artefatti per la distorsione del campo magnetico locale, e, soprattutto, come alcuni livelli di radiofrequenza siano in grado di alterare o inibire i pacemaker a domanda, superando la soglia di attivazione (che nel modello asincrono è di 17 Gauss), mentre i campi variabili possono generare impulsi di ampiezza e frequenza simulanti il ritmo cardiaco alterando i normali parametri di impulsi del pacemaker.

4.9 APPLICAZIONI DELLA TOMOGRAFIA A RMN IN CAMPO CLINICO

Negli ultimi decenni, grazie ai miglioramenti ottenuti nella tecnologia e nel software di controllo, la Tomografia a Risonanza Magnetica Nucleare viene sempre più utilizzata in campo clinico-diagnostico, presentando notevoli vantaggi rispetto ad altri metodi come per esempio la Tomografia Computerizzata (TC).

Risultati interessanti sono stati ottenuti esaminando il comportamento dei nuclei che sono presenti in maggiore concentrazione nei sistemi biologici, quali H^1 , P^{31} , C^{13} , ecc. L'idrogeno è presente per il 70-90% nella massa cellulare, per cui è stato quello preso in esame per primo e nella maniera più completa possibile: infatti lo studio della risonanza dell'acqua ha dato un'enorme quantità d'informazioni ed è stato usato per l'ottenimento di spettri dell'intero corpo umano.

Un'applicazione molto importante è la rilevazione delle masse tumorali, in quanto si è constatato che l'acqua è presente in concentrazione maggiore nei tumori rispetto ai corrispondenti tessuti normali e la percentuale d'acqua nei tumori è correlata alla loro velocità di crescita; inoltre si è dimostrato che i tumori maligni hanno in media T_1 e T_2 più lunghi rispetto la norma. Un'altra importante scoperta è stata quella che non solo i tessuti tumorali contengono più acqua, ma anche tessuti ed organi adiacenti, non coinvolti direttamente nella crescita tumorale, presentano un più elevato contenuto d'acqua.

Un dato interessante riguarda la caratterizzazione dei valori di T_1 e di T_2 per i principali tipi di tessuto; si possono distinguere quattro classi, come si può notare nella seguente Tab.4.2.

Prima classe	$450ms < T_1 < 550ms$	$40ms < T_2 < 60ms$	Muscolatura striata, cervice, seno, ovaie.
Seconda classe	$250ms < T_1 < 450ms$	$40ms < T_2 < 60ms$	Colon, fegato.
Terza classe	$450ms < T_1 < 650ms$	$T_2 > 60ms$	Placenta e polmone.
Quarta classe	$250ms < T_1 < 450ms$	$T_2 > 60ms$	Tessuto adiposo

Tab.4.2: caratterizzazione dei tempi di rilassamento nei vari tessuti

Un'altra applicazione della RMN, riguarda la determinazione e lo studio di cardiopatie come ischemia, infarto, trombosi. La zona infartuata appare con una densità di segnale più bassa. Da

notare che, essendo il cuore un organo in movimento, nelle acquisizioni non sincronizzate, la visualizzazione è grossolana, mentre se sincronizziamo le sequenze con un ECG possiamo mettere in evidenza più particolari.

Inoltre la RMN permette di riprodurre il cuore con adeguata precisione sia in due che in tre dimensioni, e quindi i volumi ventricolari dovrebbero essere valutabili con facilità (Fig.4.8 e Fig.4.9).

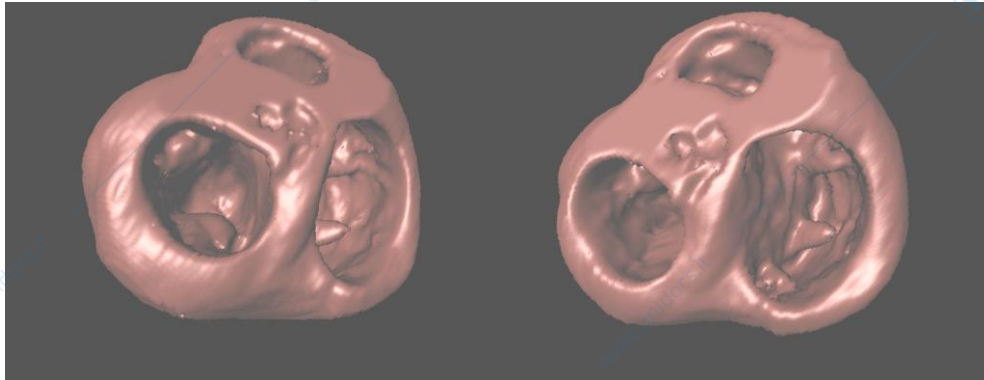


Fig.4.8: ricostruzione 3D del ventricolo sinistro e destro del cuore di un cane.

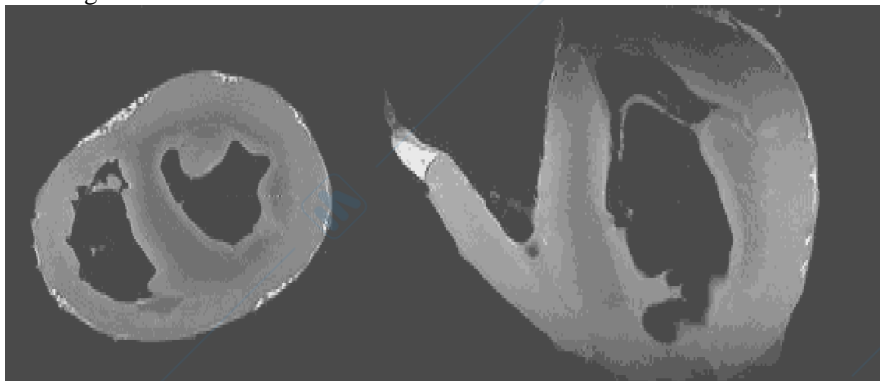


Fig.4.9: ricostruzione 2D di una sezione trasversale (a sinistra) e frontale (a destra) del cuore di un cane.

A volte è necessario utilizzare agenti di contrasto per migliorare la visualizzazione dei tessuti in esame, come sostanze paramagnetiche quali lo ione di manganese Mn^{++} , l'ossigeno molecolare e altri ancora.

L'applicazione della RMN è importante a livello di sistema nervoso centrale ed è indicato per rilevare le seguenti patologie:

- infarto cerebrale: nelle sequenze [spin-echo](#) appare una zona di intenso segnale essendo T_1 corto nella regione emorragica;
- sclerosi multipla: è una malattia che richiede un'alta capacità di discriminazione in contrasto fra sostanza grigia e bianca; le placche sclerotiche appaiono nella sequenza spin-echo come aree di maggior intensità del segnale.

Nel torace la RMN presenta un contrasto naturale favorevole, poiché il polmone ha un segnale molto basso a causa della scarsità di protoni e quindi una qualunque lesione che contenga acqua, sangue o grasso viene nettamente visualizzata.

Un'altra applicazione della RMN che ha notevole importanza in campo clinico, è la misurazione della portata dei fluidi dentro i vasi. In generale è quindi possibile ottenere delle mappe che forniscono la velocità di scorrimento dei fluidi nei vasi e la loro portata.

4.10 CONFRONTO TRA LA RMN E LA TC

Le tecniche di RMN e di [TC](#), sebbene sfruttino principi fisici ben differenti, ci permettono di ottenere immagini molto simili ed accurate, ed hanno in parte gli stessi campi d'utilizzo. Ci sono comunque delle patologie per la cui diagnosi si adotta principalmente la RMN ed altre per cui è preferibile l'uso della TC.

Per quanto riguarda le patologie neurologiche, la RMN è nettamente superiore alla tecnica di TC; infatti le immagini di RMN non sono soggette agli artefatti da [aliasing](#), che spesso compromettono l'utilità diagnostica delle immagini di TC e ne limitano l'utilizzo per quanto riguarda, per esempio, le ossa temporali e la colonna vertebrale (Fig.4.10).

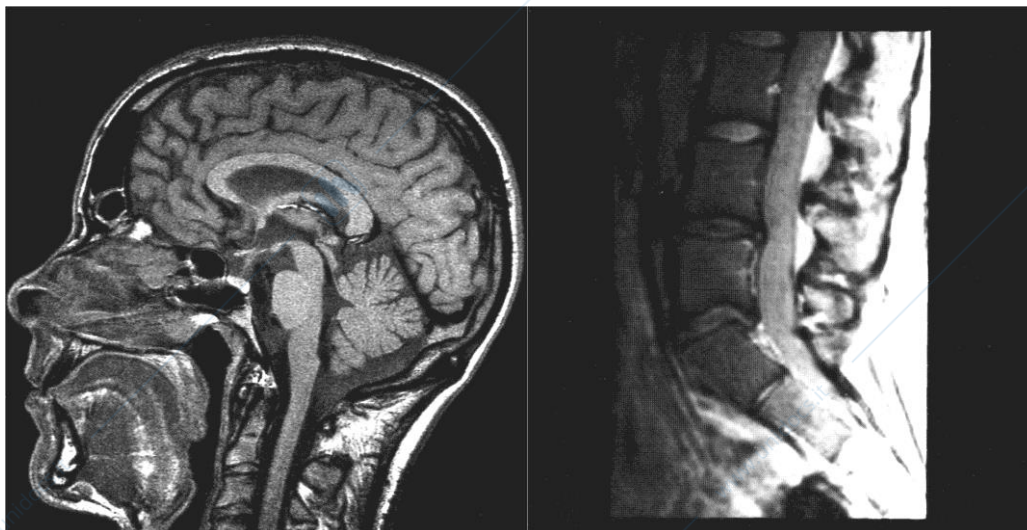


Fig.4.10: visualizzazione in 2D di un cervello sano (a sinistra) e di un ernia del disco (a destra).

Sebbene la TC presenti il vantaggio di un minor tempo di esame (circa 20 minuti per un esame TC standard con mezzo di contrasto, contro circa 1 ora per la RMN) ed un minor costo, la RMN offre l'impagabile vantaggio di poter indagare la scatola cranica nei tre piani fondamentali dello spazio: assiale, sagittale e coronale. L'unico modo per ottenere sezioni coronali e sagittali in TC è, infatti, quello di ricostruirle via software a partire da multiple sezioni sottili ottenute in trasversale, ottenendo comunque immagini di scarsa qualità.

La maggior durata è sicuramente un limite, perché non si possono esaminare più di una decina di casi al giorno e costituisce una difficoltà anche per il paziente, che, per la buona riuscita dell'esame, deve rimanere completamente immobile per la durata di ogni sequenza. Se si muove,

bisogna ripetere la sequenza che richiede altri 12 o 13 minuti. E' questa la ragione per cui un paziente sofferente di claustrofobia può sopportare meglio un esame TC, inoltre non possono essere sottoposte ad esami di risonanza persone affette dal morbo di Parkinson.

La RMN ha dimostrato di essere nettamente superiore alla TC nella diagnosi di malattie demielinizzanti, d'infarti al cervello, di malattie congenite e di alcune particolari patologie della colonna vertebrale. Le immagini di RMN sono utili anche per tenere sotto controllo normali eventi biologici, come per esempio la progressiva mielinizzazione del cervello dei neonati; un cambiamento nel normale livello atteso di mielinizzazione, in base all'età del bambino, può essere indice precoce di patologie neurologiche.

Anche le anomalie del midollo osseo sono più facilmente rilevabili attraverso un'indagine di tipo RMN, anche perché i raggi X della TC non rilevano questo tipo di tessuti. Ci sono alcuni casi in cui possono essere distinti neoplasmi benigni da quelli maligni, perché i neoplasmi benigni tendono ad avere immagini con valori di T_1 più corti rispetto ai valori dei neoplasmi maligni.

La RMN, come abbiamo visto, è ormai diventata lo screening fondamentale per la diagnosi di sclerosi a placche e quindi di tutte quelle patologie di tipo neurodegenerativo che interessano i distretti midollare e cerebrale, dando risultati nettamente migliori rispetto alla TC.

Altra utile applicazione è lo studio angiografico con RMN; questa tecnica, in costante evoluzione, permette di selezionare con grande precisione i casi da inviare all'angiografia tradizionale (tecnica invasiva), con ripercussioni positive soprattutto in campo pediatrico (Fig.4.11).

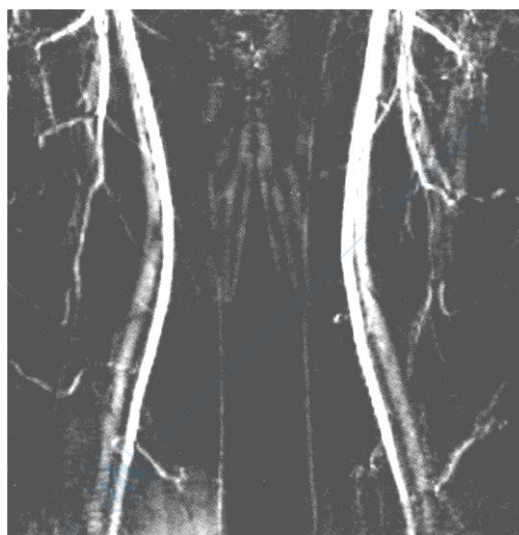


Fig.4.11: vasi nella parte superiore della gamba.

Per quanto riguarda l'addome, possiamo affermare che le immagini RMN e quelle TC si equivalgono, anche se certi tipi di metastasi al fegato sono più facilmente rilevabili con la RMN,

mentre risulta difficile la visualizzazione delle calcificazioni e quindi l'individuazione di calcoli, a causa del degrado delle immagini derivante dai movimenti respiratori.

Per lo studio delle ossa è consigliabile l'utilizzo della TC, in quanto l'osso, nella RMN, viene visto solo indirettamente attraverso il midollo osseo e le fratture non si vedono: in un traumatizzato l'esame da farsi è appunto la TC. Però, l'elevata capacità di risoluzione in contrasto con i tessuti molli, ha permesso l'utilizzo della [RMN](#) per l'individuazione di lesioni o rotture a legamenti e menischi, in particolar modo nel ginocchio ed in generale nelle articolazioni degli arti inferiori (Fig.4.12 e Fig.4.13).

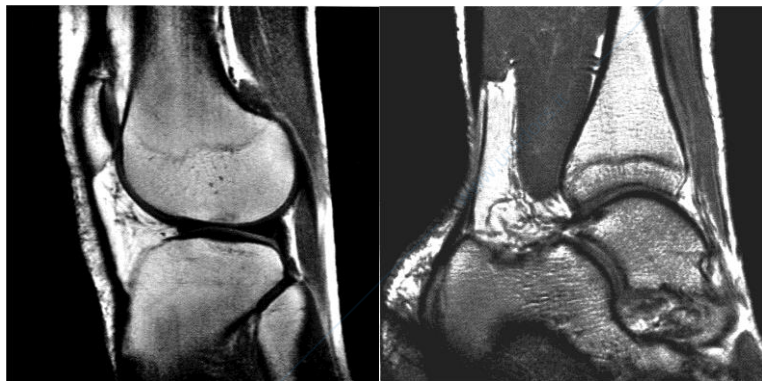


Fig.4.12: immagini di ginocchio e caviglia.

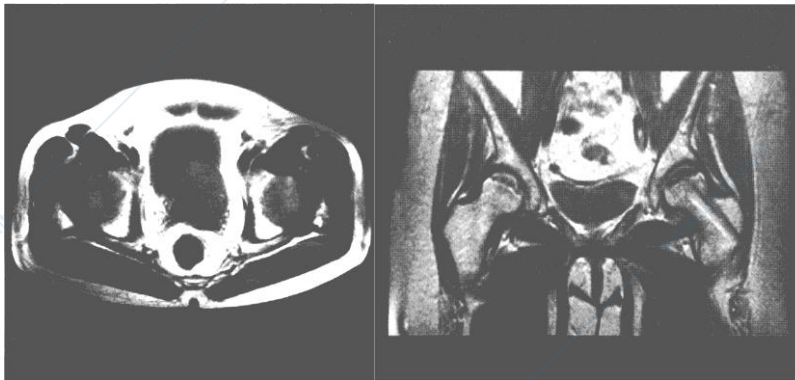


Fig.4.13: carcinoma della prostata (a sinistra) e necrosi di entrambe le anche.

Possiamo individuare tre tipi di applicazioni in cui la RMN è privilegiata rispetto ad altre tecniche:

- condizioni cliniche in cui essa fornisca informazioni non ottenibili con le altre metodiche, in particolar modo per quanto riguarda il Sistema Nervoso Centrale ed il midollo spinale;
- casi in cui, grazie ad una migliore settorialità delle informazioni, si possa meglio specificare ed orientare una programmazione terapeutica;

- condizioni in cui i risultati di RMN e di TC siano equivalenti, ma la prima si preferisca per l'assenza di radiazioni ionizzanti (pazienti in gravidanza, pazienti pediatrici, distretti fisiologici particolarmente sensibili alle radiazioni quali apparato riproduttivo, ecc.).

Bisogna inoltre tenere presente che in molte patologie l'acquisizione del maggior numero di informazioni richiede necessariamente l'associazione di entrambe le metodiche, in reciproca contemporaneità.

Vengono infine riassunte, nella Tab.4.3, le principali indicazioni della RMN, specificando le eventuali tecniche diagnostiche da affiancarvi.

SCHELETRO	
Patologie	Tecniche da associare alla RMN
Infezioni	Rx
Tumori (primitivi e secondari)	Rx, TC
SISTEMA NERVOSO	
Patologie	Tecniche da associare alla RMN
Malattie demineralizzanti	-
Turbe vascolari	TC preliminare, Angiografia digitale
Patologia della fossa cranica posteriore	-
Ipofisi (microadenomi, patologia deformativi, diabete insipido)	-
Midollo spinale (patologia espansiva, patologia demielinizzante, complicazioni da traumi)	-
Malformazioni vascolari	TC, Angiografia digitale
ARTICOLAZIONI	
Patologie	Tecniche da associare alla RMN
Patologia meniscale e ligamentosa del ginocchio	Rx
Osteonecrosi (coxalgie)	Rx
Patologia infiammatoria delle articolazioni	Rx
Conflitti acromio-claveari, rottura cuffia rotatori (spalla)	-

PELVI	
Patologie	Tecniche da associare alla RMN
Prostata	Ecografia
CUORE	
Patologie	Tecniche da associare alla RMN
Malattie displasiche del miocardio	Ecografia, Angiografia digitale
Ischemia, infarto, trombosi	Ecografia, Angiografia digitale

Tab.4.3: indicazioni della RMN ed eventuali tecniche diagnostiche da affiancarvi

4.11 CONDUZIONE DELL'ESAME DI RMN

Così come è importante conoscere le basi fisiche e tecniche della risonanza magnetica, è anche utile sapere condurre in modo corretto l'esame nelle sue diverse fasi, per evitare perdite di tempo e per sfruttare al meglio le potenzialità dell'apparecchiatura.

Le varie fasi possono essere così riassunte:

- preliminari;
- immissione dei dati e centratura;
- scelta dei parametri di scansione;
- calibrazione dei parametri stessi;
- acquisizione dei dati;
- ricostruzione e visualizzazione delle immagini.

Per eseguire un esame con il metodo della RMN, non è necessario sottoporre il paziente ad una preparazione specifica (digiuno, dieta o altro), tuttavia si deve procedere alla raccolta accurata dei dati riguardanti i precedenti fisiologici e patologici personali ed ereditari dei pazienti (anamnesi), per verificare che non vi siano controindicazioni all'esame. Come abbiamo visto infatti, il paziente non può eseguire l'esame se risulta portatore di pacemaker, che potrebbe venire danneggiato dal campo magnetico statico; allo stesso modo costituisce controindicazione assoluta la presenza di punti e di clips vascolari di tipo ferromagnetico, così come valvole cardiache, che potrebbero essere spostate dalla loro sede d'impianto. Altra controindicazione, sia pur non assoluta, è costituita dallo stato di gravidanza entro i primi tre mesi.

Il paziente deve depositare tutti gli oggetti in grado di disturbare l'esame (monete, chiavi, protesi metalliche di ogni genere) o tali da essere danneggiati dal campo magnetico (orologio, tessere magnetiche, apparecchi acustici). E' inoltre opportuno istruire il paziente circa le modalità e la durata dell'esame, cercando di tranquillizzarlo qualora presenti manifestazioni di claustrofobia in relazione alla struttura a "tunnel" dell'apparecchiatura; la casistica riporta solo l'1% di casi di claustrofobia tali da non permettere lo svolgimento dell'indagine a RMN. Per i pazienti in età pediatrica (0-14 anni) o particolarmente agitati, può essere necessaria una sedazione farmacologica.

E' opportuno precisare che in risonanza magnetica non può essere indotta la narcosi (anestesia generale che produce l'immobilità di tutti i muscoli volontari, anche quelli necessari per la ventilazione) del paziente, data l'impossibilità di introdurre nella stanza del magnete le normali apparecchiature necessarie al monitoraggio e sostegno delle funzioni vitali, come ad esempio il respiratore automatico.

Espletata la fase preliminare, si provvede all'**immissione** nel computer dei dati anagrafici e clinici del paziente e del suo peso corporeo, in base al quale il computer ottimizza la potenza degli impulsi RF che, se troppo elevata potrebbe risultare dannosa per il paziente stesso. Si passa poi alla **centratura** della zona da esaminare, tramite due raggi laser ortogonali tra di loro che individuano, secondo l'intersezione dei piani trasversale e sagittale, l'isocentro della struttura in esame. In pratica la centratura consiste nello scegliere l'intensità di gradiente corrispondente alla zona da esaminare e conseguentemente la frequenza di risonanza da usare.

Come è noto, uno dei principali limiti dell'esame a RMN è costituito dalla lunga durata del tempo di scansione che si aggira mediamente intorno ai 5-10 minuti; i parametri che influenzano la durata della scansione sono: TR, TI, la matrice ed il numero delle misure. Per operare correttamente dobbiamo usare questi parametri in modo da ottenere un buon risultato finale nel minor tempo possibile. Per ridurre il tempo di acquisizione è più corretto usare come variabili la matrice ed il numero di misure che non il TR o il TI: ai fini della durata della scansione questi ultimi, infatti, sono fattori meno incidenti rispetto ai primi ed inoltre la loro riduzione potrebbe cambiare in modo non corretto la dipendenza dal T_1 e dal T_2 della sequenza usata.

Una volta individuata la zona di interesse e fatto il bilancio spaziale tramite scansioni **multislice** variamente orientate, potrà essere opportuno eseguire scansioni **spin-echo** o **inversion-recovery** a strato singolo, per una più precisa conoscenza dei tempi di rilassamento della struttura in esame, nel tentativo di effettuare una caratterizzazione delle componenti macroscopiche dei suoi tessuti (contenuto d'acqua, di grasso, grado di vascolarizzazione, presenza di necrosi e di emorragie). Dopo la scelta dei parametri di scansione, si passa alla **calibrazione**, durante la quale il computer provvede a sintonizzare l'antenna sulla banda RF che utilizzeremo e ad ottimizzare tutti i parametri di tale RF (la potenza, l'intensità di corrente che la genera, il coefficiente di attenuazione, ecc.).

L'**acquisizione** è la parte più lunga dell'esame ed è il momento durante il quale si ha l'invio degli **impulsi RF** e la ricezione del segnale. Come abbiamo visto in precedenza i parametri che determinano la durata dell'acquisizione sono **TR, TI**, la matrice ed il numero di misure.

Negli apparecchi RMN convenzionali, l'invio della RF viene accompagnato da un rumore ritmico che è causato dal passaggio, nei cavi di conduzione, di correnti di discreta intensità per un tempo breve.

La **ricostruzione** comprende i pochi secondi necessari al computer per effettuare la 2DFT ed elaborare l'immagine che apparirà sul monitor.

Il tempo di ricostruzione è notevolmente accelerato in quasi tutti i sistemi in commercio, grazie ad un accessorio, detto "array processor", che accorcia anche del 95% il tempo di ricostruzione.

L'ultimo punto dell'esame è la **visualizzazione**, cioè la fase durante la quale l'immagine sul monitor può essere elaborata, tramite varie finestre; è inoltre possibile eseguire misurazioni di segnale, di distanze, di angolazioni, ingrandire particolari tramite lo zoom elettronico ed effettuare tutte le operazioni che il software permette.

Infine, poiché il segnale acquisito è multiparametrico, l'operatore può modificare i parametri opportunamente, in modo tale da evidenziare e contrastare meglio una zona o un tessuto che interessa esaminare.

GLOSSARIO

ALIASING: fenomeno dovuto al processo di campionamento che produce delle distorsioni nel dominio delle frequenze che, a causa della Trasformata di Fourier, si ripercuotono nell'immagine ricostruita.

ANTENNA: strumento che permette la trasmissione o la ricezione di radiazioni elettromagnetiche.

ARRAY PROCESSOR: componente del sistema di controllo, che permette di accelerare i calcoli necessari alla ricostruzione delle immagini.

ARTEFATTO: rappresentazione nell'immagine di ciò che non esiste nella realtà. Ci sono artefatti "fisiologici" intrinseci alla metodica ed artefatti dovuti a malfunzionamenti.

\vec{B} : simbolo utilizzato per il campo magnetico statico. L'intensità del campo magnetico viene indicata con la lettera B.

\vec{B}_1 : simbolo utilizzato per il campo magnetico a radiofrequenza, utilizzato per creare il vettore magnetizzazione trasversale. L'intensità del campo considerato viene indicata con B_1 .

BLOCH, EQUAZIONI DI: equazioni che descrivono l'andamento del vettore magnetizzazione \vec{M} , che includono gli effetti della precessione sul campo magnetico, sia statico che a RF, e sui tempi di rilassamento T_1 e T_2 .

BOBINA: avvolgimento o avvolgimenti di filo di rame (o altro materiale conduttore), utilizzati sia per produrre un campo magnetico, grazie al passaggio di corrente nelle spire, sia per rilevare, attraverso una tensione indotta nell'avvolgimento, un campo magnetico variabile.

BOBINA A RF: bobina utilizzata per la trasmissione di impulsi a radiofrequenza e/o per la ricezione del segnale di risonanza.

BOBINE DI SHIM: bobine con una corrente relativamente bassa, usate per fornire campi magnetici ausiliari che servono a compensare le disomogeneità del campo magnetico statico principale.

BOBINE DI SUPERFICIE: bobine di ricezione che non circondano il corpo e che sono disposte sulla superficie del corpo stesso. Vengono utilizzate per restringere la zona da cui rilevare il segnale.

BOLTZMANN, DISTRIBUZIONE DI: se un sistema di particelle, in grado di cambiare stato energetico in seguito a collisioni, si trova in uno stato di equilibrio termico, allora le due sottopopolazioni di particelle, N_1 e N_2 , che si trovano nei due stati energetici E_1 ed E_2 , possono essere espresse attraverso il rapporto $\frac{N_1}{N_2} = e^{-\frac{E_1-E_2}{kT}}$,

dove k è la costante di Boltzmann e T la temperatura assoluta.

BOLTZMANN, COSTANTE DI (k): costante che vale $1,38062 \cdot 10^{-23} JK^{-1}$

CAMPO MAGNETICO: perturbazione di una zona dello spazio, per la quale un ago magnetico o una spira percorsa da corrente, subiscono delle forze. Il campo magnetico è una quantità vettoriale: la direzione del campo è definita come la direzione che il polo nord di un piccolo magnete assume all'equilibrio.

CHEMICAL SHIFT: la struttura chimica intorno ad un nucleo, può modificare il campo magnetico a cui il nucleo stesso è sottoposto; si parla di "spostamento chimico". La misura dello spostamento è proporzionale all'intensità del campo magnetico applicato e viene di solito indicata in "parti per milione" della frequenza di risonanza, relativamente ad un valore standard scelto.

CONTRASTO: può essere definito come la differenza relativa dell'intensità del segnale, in due regioni adiacenti. Dipende da diversi parametri e dalla grandezza della regione considerata.

CRIOSTATO: apparato utilizzato per mantenere temperature molto basse, come per esempio nell'elio liquido all'interno di un magnete superconduttore. Richiede sempre la presenza di camere a vuoto per aiutare l'isolamento termico.

CROSSTALK, INTERFERENZA DI: parziale sovrapposizione di due strati adiacenti.

DENSITA' PROTONICA (d): numero di protoni presenti in un determinato volume di tessuto, che contribuiscono a determinare il segnale RM.

DIAMAGNETICO, MATERIALE: materiale che ha la proprietà di decrementare l'intensità del campo magnetico in cui si trova immerso.

DIPOLO MAGNETICO: poli magnetici, sud e nord, separati da una distanza finita. Una carica superficiale di un nucleo in rotazione, può generare un equivalente dipolo magnetico.

E_1 : livello energetico di un sistema di spin, corrispondente al valore più basso.

E_2 : livello energetico di un sistema di spin, corrispondente al valore più alto.

ENERGIA MAGNETOSTATICA ($\Delta E = 2\mu B$): energia necessaria per poter passare da un livello all'altro in un sistema di spin, con numero di spin pari ad $\frac{1}{2}$.

\vec{F} : forza di Lorentz.

FARADAY, GABBIA DI: insieme di conduttori elettrici, interposti tra le bobine di ricezione e/o di trasmissione ed il paziente, per delimitare gli effetti dei campi elettrici.

FASE: in una funzione periodica (come quella dei moti rotazionali o sinusoidali), rappresenta la posizione relativa ad una parte particolare del ciclo.

FERROMAGNETICO, MATERIALE: materiale, come il ferro, che ha una forte suscettibilità magnetica positiva.

FFE, FAST FIELD ECHO: sequenza di tipo Gradient Echo che sfrutta un angolo minore di 90° per accelerare il processo di acquisizione.

FFT, FAST FOURIER TRASFORM: efficiente metodo algoritmico computazionale per effettuare, in modo più veloce, la trasformazione di Fourier.

FID, FREE INDUCTION DECAY: se la magnetizzazione trasversale degli spin è prodotta, ad esempio, da un impulso a 90° , si genera un segnale transitorio che tornerà a zero con una costante di tempo caratteristica, pari a T_2 ; questo segnale è il segnale FID.

FLIP ANGLE: angolo di rotazione del vettore magnetizzazione macroscopica, rispetto alla posizione di equilibrio (indicato sia con α che con θ).

FOURIER, TRASFORMATA DI: procedimento matematico utilizzato per passare dal dominio dei tempi a quello delle frequenze, usato per generare lo spettro di un segnale. Vengono utilizzati anche i due procedimenti detti **2DFT E 3DFT**, indicando rispettivamente il metodo della trasformata di Fourier in due dimensioni ed il metodo della trasformata di Fourier in tre dimensioni.

FOV, CAMPO DI VISTA: campo su cui vengono acquisiti i dati.

FREQUENZA, f: numero di ripetizioni di un processo periodico per unità di tempo. Per le radiazioni elettromagnetiche, l'unità di misura è l'hertz, la cui abbreviazione è Hz. E' legata alla velocità angolare, ω , dalla relazione $\omega = 2\pi f$.

\vec{G} : simbolo utilizzato per esprimere il gradiente applicato.

\vec{G}_x , \vec{G}_y , \vec{G}_z : simboli utilizzati per esprimere i gradienti di campo lungo i tre assi coordinati.

GAUSS, G: unità di misura del campo magnetico nel vecchio sistema (CGS). Oggi è più utilizzata, come unità di misura, il Tesla.

GHz: gigahertz, cioè 10^9 Hertz.

GIROMAGNETICO, RAPPORTO (γ): rapporto tra il momento magnetico ed il momento angolare di una particella ($\vec{\mu} = \gamma \vec{I}$). E' una costante per un dato nucleo.

GRADIENT ECHO: particolare sequenza di acquisizione del segnale RM, caratterizzata da un impulso con flip angle variabile (5° - 120°) e dall'azione di un gradiente per ottenere il rifasamento degli spin che fornisce l'eco.

GRADIENTE, BOBINE DI: bobine utilizzate per produrre il gradiente di campo magnetico. Variano le loro caratteristiche a seconda della forma e delle dimensioni.

GRADIENTE, CAMPO MAGNETICO DI: campo magnetico che cambia di intensità lungo una certa direzione dello spazio. Questo tipo di campi vengono utilizzati nell'imaging a RMN, per selezionare la regione che interessa e quindi per localizzare il segnale ricevuto. Vengono misurati in Tesla per metro.

HERTZ, Hz: unità di misura standard per la frequenza.

IMPULSO A 90° : impulso a radiofrequenza utilizzato per ribaltare di 90° il vettore magnetizzazione macroscopica. Se gli spin sono inizialmente allineati con il campo magnetico statico, questo impulso produce la cosiddetta magnetizzazione trasversale.

IMPULSO A 180° : impulso a radiofrequenza utilizzato per ribaltare di 180° il vettore magnetizzazione macroscopica. Se gli spin sono inizialmente allineati con il campo magnetico statico, questo impulso produce un'inversione.

IMPULSO A RF: impulso le cui frequenze stanno nella cosiddetta banda delle radiofrequenze (10 kHz-1000 GHz).

INVERSION RECOVERY: sequenza di acquisizione del segnale RM, caratterizzata da un impulso a 180° , seguito da un impulso a 90° .

k: costante di Boltzmann.

kHz: mille volte un Hertz.

K-SPAZIO: insieme di files di dati acquisiti che viene utilizzato nella tecnica di ricostruzione 3D.

LARGHEZZA DI BANDA: termine con il quale si è soliti indicare un certo intervallo di frequenze.

LARMOR, FREQUENZA DI (ν): frequenza alla quale avviene il fenomeno della risonanza, cioè il dipolo magnetico ruota intorno al campo magnetico applicato. Si può

esprimere come $\nu = \frac{|\gamma B|}{2\pi}$.

\vec{M} : vettore magnetizzazione macroscopica, somma di tutti i momenti magnetici nucleari di una singola specie atomica.

M'_{xy} : componente della magnetizzazione sul piano trasversale trasversale alla direzione del campo magnetico statico \vec{B} .

M'_z : componente longitudinale della magnetizzazione, diretta cioè come il campo magnetico statico \vec{B} .

MAGNETE: crea un campo magnetico di grande omogeneità; se ne distinguono vari tipi: permanenti, resistivi, superconduttivi a seconda della tecnologia costruttiva utilizzata.

MAGNETE PERMANENTE: magnete il cui campo magnetico è generato da materiali che sono permanentemente magnetizzati.

MAGNETE RESISTIVO: in questo tipo di magneti, il campo magnetico è originato dal passaggio di corrente attraverso un materiale conduttore.

MAGNETE SUPERCONDUTTIVO: in questo tipo di magneti, il campo magnetico è generato dal passaggio di corrente in un superconduttore, materiale la cui resistività elettrica tende a zero a temperature molto basse.

MATRICE DI ACQUISIZIONE: numero di dati indipendenti campionati in ciascuna direzione. Per esempio, nel caso della 2DFT, rappresenta il numero di campioni nelle direzioni di fase e di frequenza.

MHz: megahertz; 1 MHz=1000000 di Hertz.

MOMENTO ANGOLARE: quantità vettoriale che esprime il prodotto vettoriale tra il momento di una particella ed il suo vettore posizione.

MOMENTO MAGNETICO ($\vec{\mu}$): proprietà di alcuni nuclei di generare un piccolo momento magnetico.

MULTI-ECHO, SEQUENZA: sequenza di impulsi in cui ad una normale sequenza spin-echo, vengono fatti seguire ulteriori impulsi a 180°.

MULTI-SLICE, SEQUENZA: tecnica di acquisizione per cui vengono ottenuti dati provenienti da diversi piani di scansione contemporaneamente, riducendo così il tempo di durata dell'esame.

OMOGENEITA': caratteristica principale della qualità del campo magnetico, che influisce poi sulla qualità dell'immagine.

PARTIAL SATURATION (PS): sequenza di acquisizione del segnale RM, caratterizzata da una serie di impulsi a 90° , intervallati da un tempo di ripetizione TR.

PICCOLO VOLUME OMOGENEO (FONAR): tecnica di differenziazione dei voxels.

PIXEL: acronimo di "picture element". La più piccola parte di un display digitale.

PLANCK, COSTANTE DI (h): costante che vale $6,6262 \cdot 10^{-34} Js$.

PRECESSIONE, MOTO DI: movimento di rotazione del dipolo magnetico attorno al campo magnetico applicato \vec{B} , a formare una specie di cono, come il movimento di una trottola. Il momento magnetico di un nucleo dotato di spin, ruoterà in questo modo, alla frequenza di Larmor, una volta che viene spostato dalla sua posizione di equilibrio.

PROIEZIONE-RICOSTRUZIONE: tecnica di formazione dell'immagine.

PUNTO SENSIBILE, TECNICA DEL: tecnica di ricostruzione delle immagini.

RAPPORTO SEGNALE/RUMORE (S/R): caratterizza la qualità delle immagini, indicando quanto il "rumore" incide nel segnale ottenuto.

RETICOLO: termine che indica l'ambiente in cui sono inseriti i nuclei.

RISOLUZIONE SPAZIALE: caratteristica che viene presa in considerazione per verificare la qualità dell'immagine.

RISONANZA MAGNETICA: fenomeno di risonanza risultante dall'assorbimento e/o dall'emissione di energia elettromagnetica da parte di nuclei o elettroni all'interno di un campo magnetico, previa eccitazione da parte di un impulso a RF. Il valore massimo della frequenza di risonanza è proporzionale al campo magnetico applicato, ed è dato dalla relazione di Larmor. Solo i nuclei spaiati con un numero di spin diverso da zero, possono produrre il fenomeno di risonanza.

RM, RMN: abbreviazioni utilizzate per indicare la Risonanza Magnetica Nucleare.

SATURATION RECOVERY (SR): sequenza di acquisizione del segnale RM, detta anche FID ripetuta, in quanto consiste di un impulso a 90° , ripetuto dopo un tempo di ripetizione TR; dopo ogni impulso si acquisisce il segnale.

SLICE: termine che indica la porzione di corpo da cui proviene di volta in volta il segnale.

SPIN, (\vec{I}): proprietà caratteristica di alcuni nuclei di ruotare attorno al proprio asse, così da avere anche un momento angolare intrinseco ed un momento magnetico intrinseco associati. Spin e momento magnetico sono legati dalla relazione $\vec{\mu} = \gamma \vec{I}$.

SPIN-ECHO, SEQUENZA (SE): sequenza di acquisizione del segnale RM, caratterizzata da un impulso a 90° , seguito da un impulso a 180° .

SPIN, NUMERO DI (I): lo spin è una grandezza quantizzata, cioè può assumere soltanto un determinato insieme di valori discreti, multipli interi o semi-interi della quantità $h/2\pi$, dove h è la costante di Planck. Un nucleo con numero di spin I può essere osservato in $(2I+1)$ diversi stati.

T: temperatura assoluta, espressa in gradi Kelvin.

TC: termine che indica la tecnica tomografica a raggi X.

TE, TEMPO DI ECO: intervallo di tempo che separa, nelle sequenze contemplanti un impulso di rifasamento, l'impulso di ribaltamento ed il rilevamento del segnale di eco.

TEMPO DI ACQUISIZIONE (TA): tempo necessario a rilevare le informazioni di una particolare sezione.

TEMPO DI RILASSAMENTO SPIN-RETICOLO (T_1): detto anche tempo di rilassamento longitudinale; tempo caratteristico che gli spin impiegano ad allinearsi con il campo magnetico esterno. Partendo da zero, la magnetizzazione longitudinale cresce fino al 63% del suo valore finale in un tempo.

TEMPO DI RILASSAMENTO SPIN-SPIN (T_2): detto anche tempo di rilassamento trasversale; costante di tempo caratteristica della perdita di coerenza di fase da parte degli spin che formano un certo angolo con l'asse z, dovuta alle interazioni tra gli spin stessi, che provocano una diminuzione del valore della magnetizzazione trasversale. Partendo da un valore non nullo, la magnetizzazione trasversale cala fino al 63% del suo valore iniziale in un tempo T_2 .

TEMPO DI RILASSAMENTO T_2^* : costante di tempo effettiva osservabile per il fenomeno del FID, dovuta alle disomogeneità del campo magnetico, alla costante di tempo T_2 , alla variazione ΔB secondo la formula: $\frac{1}{T_2^*} = \gamma \Delta B + \frac{1}{T_2}$.

TESLA (T): l'unità di misura più utilizzata per il campo magnetico. 1 Tesla equivale a 10000 Gauss.

TI, TEMPO DI INTERPULSO: intervallo di tempo che separa vari tipi di impulsi.

TR, TEMPO DI RIPETIZIONE: intervallo di tempo dopo il quale è ripetuto l'intero ciclo della sequenza.

VOXEL: acronimo di "volum element", elemento di volume; elemento di uno spazio 3D, corrispondente ad un pixel, per un data slice di un certo spessore.

$\vec{\omega}$ = simbolo utilizzato per indicare la velocità angolare.

x, y, z: sistema di assi coordinati stazionari, in cui l'asse z coincide con la direzione del campo magnetico statico applicato.

x', y', z': sistema di assi coordinati in rotazione rispetto alla direzione z del sistema fisso, in cui l'asse x' coincide con la direzione del campo magnetico di eccitazione B_1 .

BIBLIOGRAFIA

JOHN C. GORE: *Magnetic Resonance Imaging* – Yale University School of Medicine – Elsevier

W. KOOPS: *MR Compendium* – Philips Medical System

LAWRENCE E. CROOKS: *An introduction to Magnetic Resonance Imaging* – IEEE Engineering In Medicine and biology Magazine

F.CONTI, M.DELFINI, M. E. DI COCCO, T. PARASASSI: *Introduzione alla Risonanza Magnetica Nucleare in Medicina* – Marrapese Editore

F. DE LUCA, B. C. DE SIMONE, B. MARAVIGLIA: *Tomografia NMR*

A. DESGREZ, J. BITTOUN, I. IDY PERETTI: *Basi della Risonanza Magnetica* – Masson Editore

H. PANEPUCCI, A. TANNUS: *The Principle of Magnetic Resonance Imaging* – Universidade de Sao Paolo

JAN L. PYKETT: *NMR Imaging in medicine* – Scientific American

N. A. MATWIYOFF: *Magnetic Resonance Workbook* – Raven Press

STUART W. YOUNG: *Magnetic Resonance Imaging; Basic Principles* – Raven Press

MEDICAL SCIENCE SERIES: *The Physics of Medical Imaging* – S. Webb Editing

BRONZINO: *The Biomedical Engineering Handbook* – CRC Press

K. KIRK SHING, M. B. SMITH, B. TSUI: *Principles of Medical Imaging*

ZANG HEE CHO, JOE P. JONES, MANBIR SINGH: *Foundations of Medical Imaging* – Wiley Interscience Editing

R. DAMIAN: *NMR in Medicine* – Springer-Verlag-Berlin Heidelberg

P. MANSFIELD, A. A. MANSFIELD: *Medical Imaging by NMR* – BR. J. Radiol

M. D. BARNOOTHY: *Biological Effects of Magnetic Fields* – Plenum Press

K. MULLEN, P. S. PREGOSIN: *Fourier Transform NMR Techniques; a practical approach* – Academic Press New York

C. P. SLICHTER: *Principles of Magnetic Resonance* – Harper & Row

M. BLOEMBERGEN: *Nuclear Magnetic Relaxation* – Wa Benjamin

A. ABRAGAM: *The Principles of Magnetic Resonance* – Oxford University Press

P. C. LAUTERBUR, C. M. LAI: *Zeugmatography by Reconstruction From Projections* – IEEE Trans. Nucl. Sci.

INDIRIZZI INTERNET CONSULTATI:

<http://www.chembio.uoguelph.ca/driгуana/NMR> -

<http://www.cis.rit.edu/htbooks/nmr/bnmr.html> - JOSEPH P. HORNAK: *The Basics of NMR*

http://www.t2star.com/basic_mn/Basic.html - *Basic MR Principles*