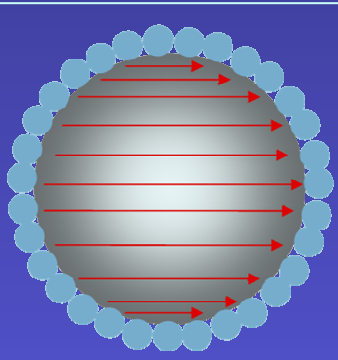
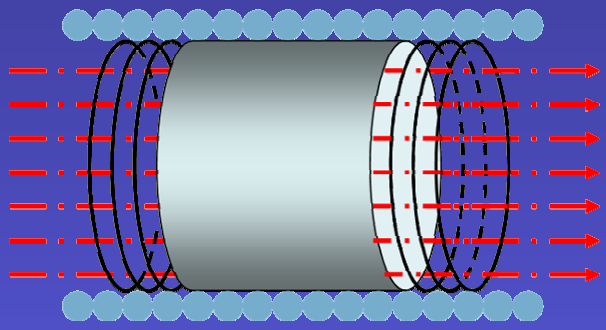
F.N.C.T.S.R.M.

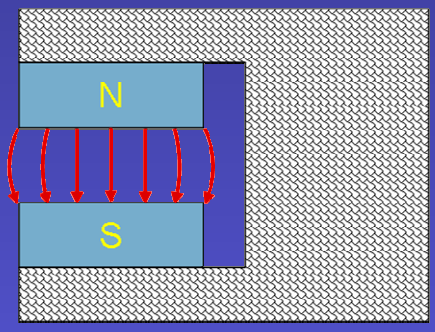
Federazione Nazionale Collegi Tecnici Sanitari di Radiologia Medica

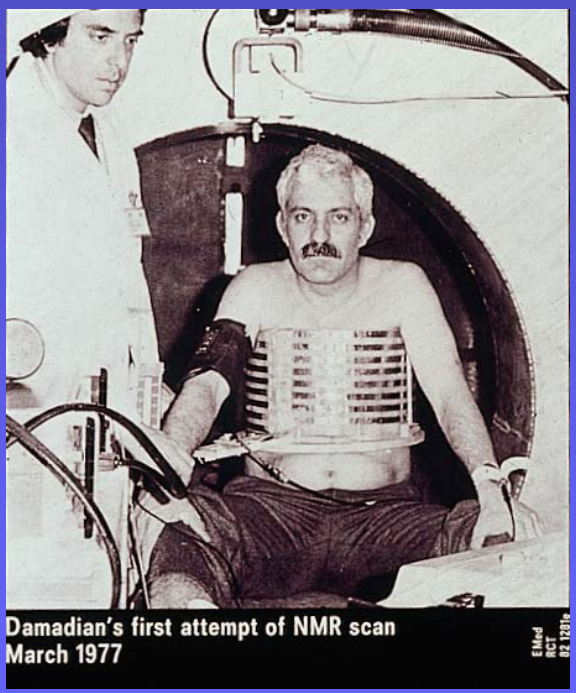
Francesco Paolo SELLITTI

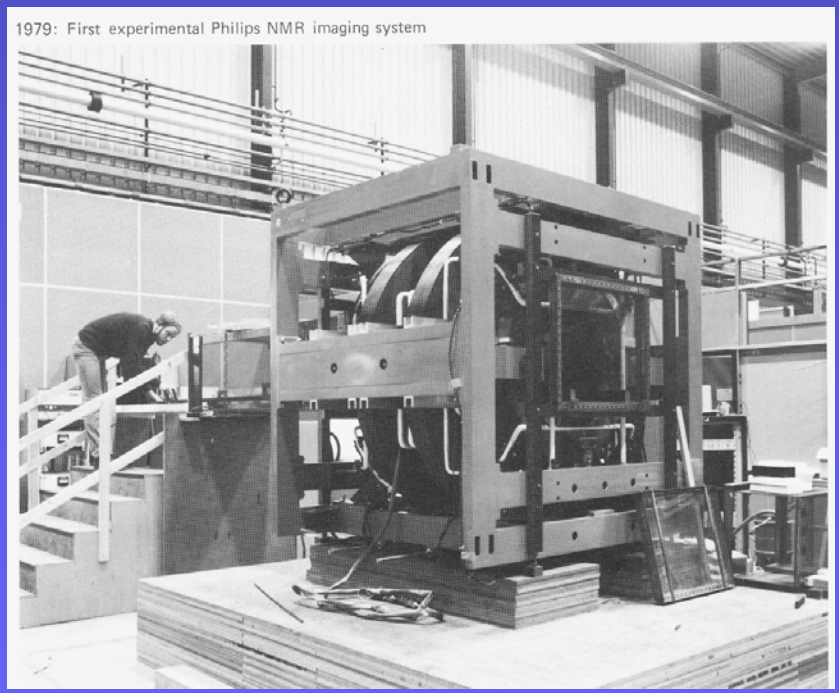
Apparecchiature e Tecnologie di Risonanza Magnetica per Immagini











FNCTSRM – Progetto editoriale 2005

Autori:

Francesco Paolo SELLITTI, nato a Tricarico (MT) il 26 maggio 1955.
Laureato in Tecniche di Radiologia Medica per Immagini e Radioterapia presso l'Università degli Studi di Siena – A.A. 2002/03 con la Tesi di laurea in "Apparecchiature e Tecnologie di Risonanza Magnetica per Immagini"; Diplomato in Tecnico Sanitario di Radiologia Medica nel 1986 presso l'Ospedale san Giovanni Battista di Torino; Diploma di Qualificazione Avanzata in Gestione ed Organizzazione dei Servizi Tecnici Sanitari presso l'Istituto Superiore di Studi Sanitari di Roma (1995); Master universitario in "Amministratore di Sistemi Informatici in Diagnostica per Immagini" presso l'Università degli Studi di Milano-Bicocca – A.A. 2004/05.
Dal 1988 è in servizio presso il Dipartimento di Neuroscienze - Neuroradiologia dell'Università degli Studi di Torino. Ha acquisito esperienza professionale in ambito delle indagini di Risonanza Magnetica, Tomografia Computerizzata, Ultrasonologia vascolare e collabora ad indagini angiografiche diagnostiche e terapeutiche. Ha collaborato alla docenza (seminari e tutorato per le esercitazioni tecnico-pratico) presso le Scuole e i Corsi di Laurea per Tecnici Sanitari di Radiologia Medica, Infermieri, Ostetriche e Tecnici di Neurofisiopatologia dell'Università degli Studi di Torino, Milano, Genova e delle ex Scuole Regionali di Torino.
È stato relatore a congressi, convegni e seminari nazionali e internazionali; docente e responsabile di numerose progettazioni di eventi di formazione continua per TSRM, molti dei quali accreditati ECM. È stato ed è componente del Consiglio Direttivo del Collegio professionale Tecnici Sanitari di Radiologia Medica di Torino-Aosta, componente del Consiglio Direttivo dell'Associazione Italiana Tecnici di Neuroradiologia (AITNR) e membro eletto del Senato Accademico dell'Università degli Studi di Torino.

Hanno collaborato:

Maria Grazia CREPALDI,
Tecnico Sanitario di Radiologia Medica, U.O. di Neuroradiologia, Ospedale Bellaria - A.U.S.L. Bologna;

Sergio DUCA,
Medico neuroradiologo, responsabile U.O. Risonanza Magnetica dell'Ospedale Koelliker – Torino;

Si ringraziano per il loro prezioso contributo le Aziende del settore ed in particolare:

Gabriele BOCCIGNONE,
MR Advance Application - Siemens Medical Solutions;

Matteo CRESTI,
Product Specialist - Esaote S.p.A; Product Planning Department - MRI Division;

Giacomo FORNO,
MR Application Specialist – Philips Medical Systems – Italia;

Piero GHEDIN,
Advanced Applications Leader – MR; GE Healthcare Technologies Europe.

Si ringraziano per la loro disponibilità e contributo:

Alessandro BEUX,
Tecnico Sanitario di Radiologia Medica, S.C. Neuroradiologia universitaria Ospedale San Giovanni Battista di Torino;

Osvaldo RAMPADO,
Fisico sanitario, S.C. Fisica Sanitaria Ospedale San Giovanni Battista di Torino.

Si ringraziano, inoltre, gli autori delle pubblicazioni elencate in bibliografia ed in particolare il **Prof. Giorgio CITTADINI** ed il **Prof. Roberto PASSARIELLO** per il loro lavoro che è stato un continuo punto di riferimento.

Presentazione

Raggiungere un traguardo è sicuramente l'auspicio che ognuno di noi si pone come obiettivo, al fine di sancire il proprio impegno e, soprattutto, al fine di coglierne le giuste gratificazioni, pur consapevole di aver soltanto aggiunto un piccolo tassello nella più complessa matrice professionale.

Il progetto monografie nasce con l'intento di contribuire alla realizzazione di uno dei più importanti obiettivi di questo Comitato Centrale: colmare le carenze editoriali del nostro gruppo, stimolando i TSRM a realizzare testi che possano anche essere utilizzati all'interno dei Corsi di Laurea, Laurea magistrale e dei Master di primo e secondo livello. Sulla scia di autorevoli esperienze precedenti (Velardi Colesanti, Minonzio, Scardigno), l'idea è diventata realtà quando alcuni colleghi, condividendo il progetto, si sono adoperati per iniziare questo nuovo percorso professionale i cui fini ultimi sono di favorire la crescita culturale e la visibilità della nostra professione. Attribuire ad Alessandro Beux il coordinamento del progetto ha sicuramente fornito la risposta che mi aspettavo: affidabilità, serietà e professionalità nel garantire l'iter procedurale condiviso, sia per gli aspetti editoriali che per quelli relazionali.

Entusiasmo, coraggio ed intraprendenza; per chi si è votato al mondo della Cultura e dell'Editoria sono gl'ingredienti più indicati per sostenere l'avventura di queste monografie.

Una bella scommessa, che non è nata per caso: la casualità non può (deve) essere fondamentale nella realizzazione dei propri progetti, soprattutto se si fa leva su coraggio ed intraprendenza, ingredienti che spingono a cercare nuove mete, senza aspettare passivamente che siano queste a bussare alla nostra porta.

Le nostre prime monografie sono state elaborate da colleghi che esercitano la professione nelle varie aree di nostra competenza. Volumi intenzionalmente snelli e di facile lettura, frutto del confronto avuto con gli autori, espressione delle più diverse competenze radiologiche: radiologia convenzionale, radioterapia, risonanza magnetica, medicina nucleare, informatica, tomografia computerizzata e tecniche di post elaborazione; inoltre, comunicazione e contratto di tirocinio e, di prossima pubblicazione, management, inglese per TSRM, controlli di qualità e una guida ragionata sui valori espressi dalla professione.

Nello spirito con il quale sono state progettate e realizzate queste monografie c'è grande attenzione alla possibilità di farne uso nelle Università, laddove desideriamo entrare per accendere nei giovani studenti la passione per la nostra professione, spesso latente al loro

interno, non sempre espressa per mancanza dei giusti stimoli, di idee nelle quali riconoscersi o di un linguaggio ad essi vicino.

Impegno, quindi, che non si limita alla pubblicazione di testi, ma, tramite il seme della conoscenza e della divulgazione scientifico-umanistica, mira a far germogliare quelle potenzialità intellettuali delle quali la nostra professione è da sempre terreno fertile.

“Siete tutti invitati alla nostra tavola”.

F.N.C.T.S.R.M.

Federazione Nazionale Collegi Professionali
Tecnici Sanitari di Radiologia Medica

Il Presidente

Dr. Giuseppe Brancato

Indice:

Presentazione

1 – Introduzione _____ pag. 1

2 – Proprietà del Campo Magnetico Statico (CMS) _____ pag. 2

- Intensità del CMS
- Omogeneità del CMS
- Stabilità temporale del CMS
- Volume d'imaging

3 – Magneti _____ pag. 4

- Geometrie ideali dei magneti
- Magnete resistivo
- Shimming del magnete
- Alimentatore del magnete
- Tipi di magnete resistivo
- Magnete superconduttivo
- Criostato e aspetti criogenici
- Attivazione del magnete superconduttivo
- Evento catastrofico da quench
- Magnete permanente
- Magnete ibrido

4 – Schermatura del CMS _____ pag. 22

- Tipi di schermature

5 – Sistema dei gradienti _____ pag. 27

- Geometrie dei gradienti

6 – Bobine a radiofrequenza _____ pag. 33

- Bobine convenzionali di volume
- Bobine convenzionali di superficie
- Bobine in quadratura
- Bobine phased array

7 – Generatore, sintetizzatore e amplificatore di RF _____ pag. 43

8 – Conversione analogico-digitale del segnale _____ pag. 44

9 – Calcolatore di controllo _____ pag. 45

10 – Evoluzione tecnologica _____ pag. 46

11 – Caratteristiche dei tomografi ad elevato campo _____ pag. 47

12 – Sistemi dedicati _____ pag. 51

- Sistemi total-body
- Sistemi dedicati

13 – Sistemi per applicazioni speciali _____ pag. 53

14 – Sicurezza in MR _____ pag. 54

- Campo magnetico statico
- Gradienti
- Radiofrequenze

15 – Liquidi criogenici: elio ed azoto liquidi _____ pag. 64

- Caratteristiche dell'elio
- Caratteristiche dell'azoto
- Sicurezza nell'utilizzo dei liquidi criogenici
- Prevenzione del rischio di formazione di atmosfere sott'ossigenate
- Ustioni da freddo e congelamento

16 – Conclusioni _____ pag. 68

Bibliografia

IX Congresso Nazionale AITNR - Verona, 26-27 ottobre 2007

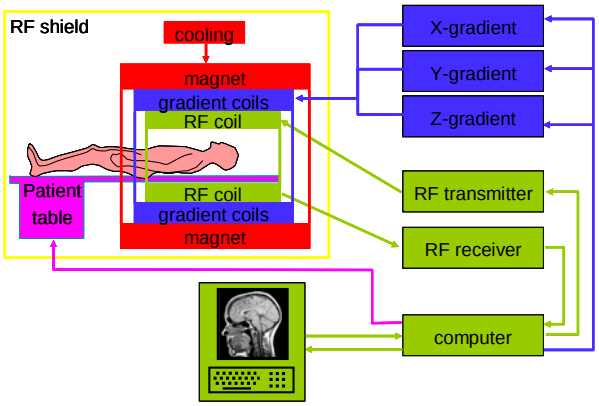
TECNOLOGIE DI RISONANZA MAGNETICA

Francesco Paolo SELLITTI
Dpt. Neuroscienze – Neuroradiologia
Università degli Studi di Torino

Il Tomografo a Risonanza Magnetica Nucleare (tRMN) è un apparecchio impiegato nell'ambito della diagnostica radiologica e per immagini, per la cui progettazione e realizzazione necessita dell'apporto di diverse discipline scientifiche e tecnologiche in grado di interagire fra loro, per garantire il corretto funzionamento dello strumento nel suo complesso e consentire lo scambio d'informazione tra i suoi elementi costituenti.

In base ai flussi d'informazione, i componenti del tomografo possono essere suddivisi in tre categorie *(Cittadini G.: Quaderni di Tomografia a Risonanza Magnetica - 1985)*:

- la prima comprende i componenti che hanno il compito di produrre l'eccitazione dei nuclei oggetto di studio. Essi sono il Magnete, l'Alimentatore del Magnete, i Sistemi di Controllo dell'Omogeneità del Campo Magnetico (Shimming), le Bobine dei Gradienti, il Generatore delle Onde RF, l'Amplificatore di Potenza degli Impulsi RF e le Bobine per Emissione di Radiofrequenza;
- la seconda categoria comprende quelle parti destinate al rilevamento, all'elaborazione del segnale RM e alla formazione dell'immagine finale. Esse sono la Bobina per Rilevare il Segnale RM (spesso coincide con quella per l'emissione di RF), il Preamplificatore, il Ricevitore, il Campionatore e Convertitore Analogico-Digitale, il Calcolatore ed il Sistema di Presentazione dell'Immagine al Video;
- la terza categoria comprende il Calcolatore di Controllo di tutte le componenti del tomografo.



PROPRIETÀ DEL CAMPO MAGNETICO STATICO (CMS)

Il componente fondamentale del tRMN è il Magnete che ha il compito di produrre un campo magnetico statico (CMS) utilmente intenso ed omogeneo, all'interno del quale sarà inserito il corpo da esaminare. I parametri che caratterizzano il magnete sono l'Intensità, l'Omogeneità e la Stabilità temporale del campo prodotto.

Intensità del CMS

L'*Intensità* del campo magnetico si misura in Tesla (1 Tesla = 10000 Gauss).
I magneti attualmente in commercio per uso clinico, utilizzano un CMS compreso tra 0.15 e 3 Tesla (in alcuni paesi sono impiegati magneti di 7, 9.4 e 11 T in fase sperimentale).
Facendo risuonare il nucleo d'idrogeno, si possono ottenere immagini utilizzando, secondo la normativa vigente, CMS compresi tra 0.01T e 2T (attualmente l'impiego di intensità di campo di 3T e oltre, richiedono specifiche autorizzazioni): in campo diagnostico clinico, generalmente, si utilizzano magneti che producono campi magnetici variabili tra 0.15 e 3T.
L'intensità del campo richiesta è differente a seconda del campo d'applicazione: per l'imaging (RMI) sono sufficienti intensità di campo tra 0.15 e 0.6 T; l'utilizzo d'intensità maggiori migliora il rapporto segnale/rumore (S/N) però diminuisce la capacità penetrativa dell'onda d'eccitazione RF che, per raggiungere profondità maggiori, richiede maggiore energia che in quantità sempre maggiore sarà trasmessa ai tessuti del corpo umano (aumento del coefficiente di assorbimento specifico – SAR).

Omogeneità del CMS

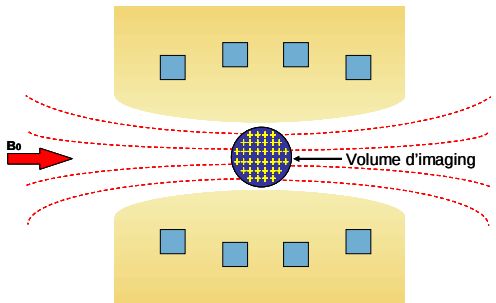
L'*Omogeneità* del campo magnetico si misura in parti per milioni (ppm) ed è uno dei parametri fondamentali del CMS prodotto dal magnete. I ppm sono la variazione del campo magnetico lungo una direzione divisa per il valore del campo stesso e misura, in realtà, la non-omogeneità del volume utile d'imaging.
Per gli apparecchi utilizzati solo per l'imaging, sono sufficienti omogeneità moderate (100 ppm) dentro un volume sferico di 25-50 cm di diametro; la spettroscopia in vitro del chemical shift richiede un'omogeneità di campo più alta (almeno 0.1 ppm) in un volume utile di 5-10 cm di diametro; gli apparecchi ibridi per la spettroscopia in vivo (RMS) raggiungono un'omogeneità di CMS $\leq$ 2 ppm.
Una bassa omogeneità di CMS, fa diminuire la quantità di protoni del volume utile esaminato che saranno eccitati dall'onda RF inviata e che agisce selettivamente su quei protoni che precedono alla stessa frequenza di risonanza stabilita. Il risultato è la produzione di un'immagine di scarsa qualità.

Stabilità temporale del CMS

La *Stabilità temporale* dell'intensità ed omogeneità del CMS deve essere mantenuta nel tempo e soprattutto durante l'esecuzione dell'indagine RM. Si misura in ppm per ora (ppm/h). La mancata stabilità temporale rende di scarsa qualità e affidabilità le informazioni RM ottenute in tutti i campi d'impiego.

Volume d'imaging

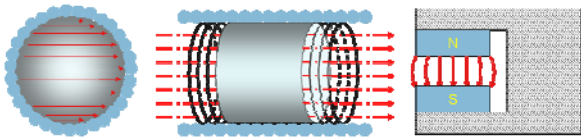
Il *volume spaziale utile* (o volume d'imaging) è quel volume al cui interno devono essere contenute le sezioni del corpo indagate e, al di fuori del quale, le proprietà del CMS decadono. Quando si definiscono le proprietà di intensità, omogeneità e stabilità temporale del CMS, esse sono riferite al volume spaziale utile, generalmente di forma sferica (o di ellisse).



MAGNETI

Geometrie ideali dei magneti

Le *Geometrie ideali* ad assicurare una buona omogeneità del CMS entro il volume utile, sono quelle in cui la corrente elettrica è distribuita uniformemente su di una superficie sferica, lungo un solenoide di lunghezza infinita o due espansioni polari (calamite) parallele.
In realtà alle geometrie ideali ci si può solo approssimare attraverso la tecnologia resistiva nel primo caso, con quella superconduttiva nel secondo e con quella a magneti permanenti o permanente più resistiva nel terzo.

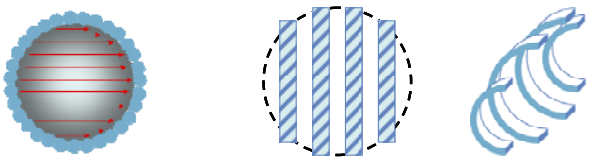


Schema delle geometrie ideali di riferimento per assicurare una buona omogeneità del CMS entro il volume utile: sferica, solenoidale e calamite parallele contrapposte.

Magnete Resistivo

Il flusso di corrente elettrica attraverso un conduttore metallico a forma di spirale, genera un campo magnetico la cui intensità è direttamente proporzionale alla corrente e al numero delle spire del filo metallico. Nei conduttori metallici in uso, al passaggio della corrente si oppone una resistenza intrinseca del filamento, con produzione di calore che è dissipato proporzionalmente alla resistenza del filamento metallico stesso e al quadrato del flusso di corrente che l'attraversa. Poiché la potenza richiesta per il magnete è uguale al calore dissipato dalla resistenza e la resistenza del filo metallico è proporzionale alla lunghezza del conduttore (numero di spire), per raggiungere intensità di CMS maggiori è necessario fornire maggiore energia. Se si tiene conto che il consumo d'energia aumenta con il quadrato dell'intensità del CMS, vi è un punto limite oltre il quale non è possibile andare a causa dell'enorme quantità di calore da dissipare. Questo punto limite è anche funzione delle dimensioni e della geometria del magnete. Per i tRMI del tipo total body air-core, il limite superiore d'intensità di CMS proponibile è di circa 0.3T (per campi di 0.3T vengono dissipati 200 kW di potenza).

I magneti resistivi sono stati i primi ad essere impiegati in RMI ed utilizzano una geometria ideale sferica non raggiungibile se non altro per consentire l'introduzione del paziente. Di solito sono costituiti da una struttura a bobine separate (split coils) in numero di 4 o 6 e la cui circonferenza media si dispone sulla superficie di una sfera per produrre una distribuzione uniforme del CMS al centro del magnete. Le bobine sono delle ciambelle ottenute dall'avvolgimento di strisce di alluminio anodizzate (caratterizzate da una buona conducibilità termica), racchiuse da due piastre a corona circolare all'interno delle quali fluisce l'acqua di raffreddamento.

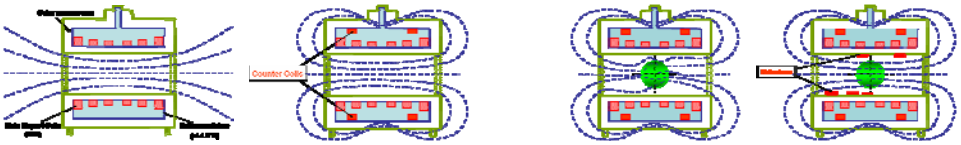


Schema di elettromagnete resistivo (4 bobine)

Shimming del magnete

La presenza d'imperfezioni negli avvolgimenti ed il comprensibile non ideale posizionamento delle bobine al momento dell'assemblaggio determinano asimmetrie nel sistema con conseguente generazione di variazioni indesiderate di campo. Esse vengono corrette con l'introduzione di bobine ausiliarie, percorse dalla stessa corrente degli avvolgimenti principali e posizionati in maniera grossolana. Altre disomogeneità di campo sono prodotte dall'ambiente magnetico circostante e possono essere di tipo assiale (diretti lungo l'asse *z*), o trasversali (diretti in senso radiale - asse *x* e *y*). Queste variazioni vengono corrette tramite bobine di taratura individuali percorse da correnti indipendenti (shim coils), che producono gradienti uguali e contrari a quelli da eliminare.

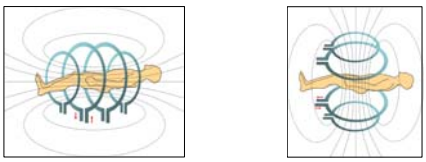
La compensazione delle disomogeneità di campo è detta "shimming" del magnete e consiste, quindi, in una serie di operazioni sia di tipo meccanico (regolazione della posizione reciproca delle bobine), sia di tipo elettrico (regolazione della corrente di alimentazione delle bobine di shimming). Questo tipo di shimming è anche detto shimming attivo. Lo shimming passivo corregge le disomogeneità di campo dovute alla presenza di strutture metalliche indispensabili per la costruzione del magnete stesso e che provocano induzioni magnetiche che distorcono le linee di forza del CMS principale. Lo shimming passivo è realizzato in fase di costruzione del magnete.



I magneti con tecnologia resistiva si possono classificare in due categorie principali:

- ***Air – core*** con nucleo di aria aventi l'orientamento delle linee di forza del CMS orizzontale o verticale;

- ***Iron – core*** con nucleo di materiale ferromagnetico e orientamento delle linee di forza del CMS verticale (magneti ibridi).



Schema di magnete resistivo air-core con orientamento del CMS orizzontale e verticale.

Magnete Superconduttivo

I magneti superconduttivi:

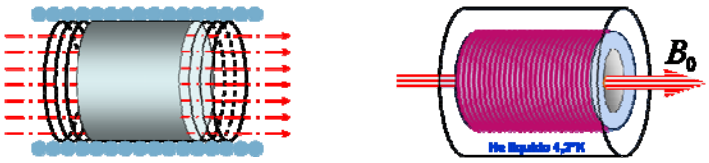
- sono i più utilizzati grazie all'elevata intensità di CMS (0.5T – 3T), omogeneità e stabilità temporale di campo anche per volumi estesi (FOV anche maggiori di 50 cm);
- il CMS prodotto (asse z) è generalmente orientamento in orizzontale ed è sempre attivo (attualmente sono disponibili tRMN a campo verticale con CMS di 0,6T-1T);
- presentano un elevato effetto proiettile (gli oggetti ferromagnetici sono attratti con grande forza da sembrare dei proiettili);
- il peso e l'ingombro sono contenuti, al contrario dei costi d'acquisto e di gestione;

- la loro configurazione a “tunnel” favorisce l’insorgenza di fenomeni claustrofobici nonostante l’aerazione, l’illuminazione ed altri accorgimenti che vengono sempre più migliorati.

La superconduttività è un fenomeno fisico che si manifesta in certi metalli e leghe ed è caratterizzato dall’assenza di resistività; attualmente è confinato al campo delle basse temperature, anche se sono in corso studi e ricerche su materiali che presentano il fenomeno a temperature più alte.

Questi conduttori hanno la caratteristica che, al di sotto di una temperatura critica, la loro resistenza si annulla. In questo fenomeno fisico, intensità di corrente, campo magnetico e temperatura critica sono interdipendenti tanto che, aumentando uno di questi fattori a valori significativamente alti, il conduttore passa allo stato conduttivo normale.

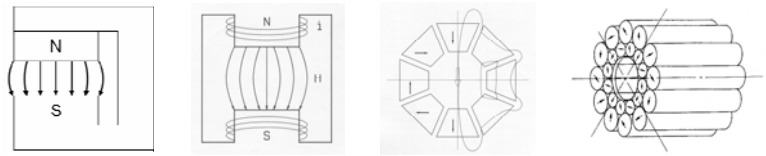
Questo tipo di tecnologia è stata introdotta al fine di ottenere campi magnetici di intensità più elevata (> 0.5T) rispetto ai magneti resistivi le cui bobine del campo principale non possono essere percorse da corrente elettrica oltre un punto limite a causa dell’enorme quantità di calore che sarebbe dissipata per l’effetto Joule.
La geometria ideale di approssimazione di questa tecnologia è quella solenoidale ottenuta con sistema “split coils” (struttura a bobine separate) il cui avvolgimento, che può raggiungere lunghezze anche oltre i 20 km è costituito, generalmente, da fili intrecciati di Nichel-Titanio o Niobio-Titanio ed incamiciati in una matrice di rame e tenuto a temperatura prossima allo zero assoluto (4.2°K circa -270°C) per immersione in un bagno di elio liquido. Attualmente sono stati prodotti magneti le cui bobine sono costituite da leghe di Niobio e Stagno.
Con tali accorgimenti, l’avvolgimento di conduttore non presenta resistenza e la corrente elettrica può circolare senza dispendio d’energia. Le condizioni di bassa temperatura, oltre ad essere prodotte, devono anche essere mantenute, tanto che uno dei problemi più importanti nella progettazione e costruzione dell’apparecchio è quello di ridurre sensibilmente la trasmissione di calore dall’ambiente esterno a quello interno. Per questo motivo il tRMN superconduttivo è costruito come un gigantesco thermos dove l’avvolgimento ed il bagno d’elio sono contenuti in una struttura ermetica che funge da isolante termico: il **Criostato**.



Il Criostato è una struttura disposta concentricamente alla camera che contiene l’avvolgimento e l’elio ed è costituita da schermi antiradianti raffreddati con azoto liquido (che ha un punto di ebollizione più alto dell’elio - circa 77°K) o con vapori di elio. Gli schermi, a loro volta, delimitano camere all’interno delle quali viene creato il vuoto. Con questo accorgimento il calore proveniente dall’esterno incrementerà la temperatura del gas senza aumentare la temperatura dell’elio liquido.
I consumi con questi tipi di magnete variano intorno ai 0.4 - 0.5 litri/h per l’elio e ai 2 litri/h per l’azoto con un’autonomia tra i due riempimenti (rabbocco) di 20 – 30 giorni.
Nei magneti di ultima generazione la camera d’azoto liquido è stata sostituita da un dispositivo denominato “testa fredda”, costituito da un compressore che pressurizza costantemente l’elio liquido, mantenendolo a bassa temperatura, per consentirgli di raffreddare a sua volta due lamine metalliche che avvolgono le camere interne del magnete; con questo sistema aumentano le condizioni di freddo riducendo i consumi.

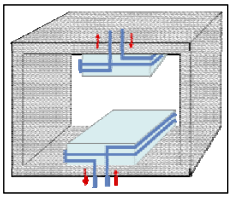
Magnete Permanente

Il Magnete Permanente è realizzato con blocchi di materiale ad alta memoria magnetica e magnetizzati attraverso l'azione di una forte scarica elettrica.
Si utilizzano materiali magnetici "duri", ovvero materiali capaci di mantenere "indefinitamente" la magnetizzazione acquisita.
La qualità del magnete è misurata in termini d'energia specifica, cioè d'energia immagazzinata per unità di volume.
I materiali inizialmente utilizzati erano ferriti, leghe di cobalto e terre rare, bario ceramico (con bassa energia specifica e costi elevati); attualmente si utilizzano leghe di neodimio-boro-ferro che hanno una maggiore energia specifica (maggiore intensità di CMS prodotto: fino a 0.3 T) e un minor costo.
Generalmente il magnete permanente è un sistema dipolare: ciò che può cambiare è la configurazione, tanto che elemento di confronto e punto centrale di questi tMRN sono i problemi legati all'ingegneria ed all'ottimizzazione dell'architettura.
Alcune case produttrici usano una struttura ad "**H**" che consiste in un grande circuito di richiusura delle linee di forza, in acciaio con blocchi di materiali magnetici permanenti posti sopra e sotto l'apertura per l'introduzione del paziente; altri hanno sviluppato un magnete ibrido in cui la parte a magnete permanente è costruita a forma di **anello** con segmenti di magnete a forma di **trapezio** o **cilindro**.



Magnete Ibrido

Questo tipo di magnete utilizza, unendole, le tecnologie sia del tRMN permanente sia di quello resistivo. La progettazione e realizzazione di questo tipo di tomografo ha lo scopo di migliorare l'efficienza dell'apparecchio potendo esprimere intensità di CMS fino a 0.5T.
I vantaggi e gli svantaggi sono da correlare alle due tecnologie utilizzate.
Tra i vantaggi bisogna considerare un ridotto campo disperso, l'orientamento verticale del campo magnetico principale che consente l'utilizzo di bobine RF solenoidali con maggior rapporto S/N, la configurazione di tipo aperta, il non utilizzo di liquidi criogeni (magneti ibridi con tecnologia resistiva), un ridotto effetto proiettile e costi d'acquisto e gestione ridotti.
Gli svantaggi sono il peso elevato del tomografo, l'elevato consumo d'energia elettrica la sensibilità alle variazioni di temperatura ambientale e la fluttuazione di corrente elettrica che si ripercuotono negativamente sull'intensità ed omogeneità di campo.

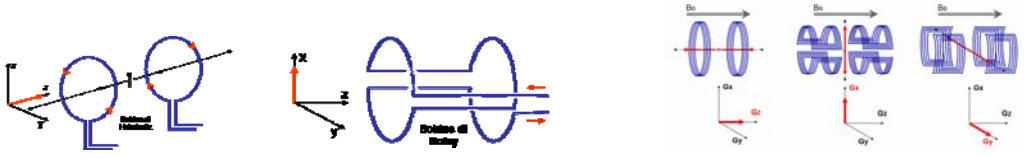


SISTEMA DEI GRADIENTI

Il processo di ricostruzione dell'immagine rappresenta la sintesi di tutta la fase di acquisizione delle informazioni provenienti da ogni unità di volume (voxel) che compongono le sezioni dell'oggetto e che vengono, in seguito, elaborate dal calcolatore. Ogni sezione ha uno spessore.
L'individuazione sui tre piani dello spazio dei voxel e la determinazione del loro spessore sono possibili grazie all'introduzione di gradienti di campo.
I gradienti di campo sono prodotti da avvolgimenti o bobine (bobine di gradiente) che generano campi magnetici variabili nel tempo e nello spazio e d'intensità crescente in modo uniforme lungo una direzione, **in aggiunta** al CMS principale. Quanto più l'intensità di gradiente di campo cresce nell'unità di spazio, tanto più il gradiente è definito alto (o ripido).
Rendere riconoscibile ogni punto (voxel) nello spazio mediante l'azione di un gradiente su un campo magnetico omogeneo è necessario per far risuonare i protoni a quella determinata intensità di CMS risultante e che, quindi, precedono con quella rispettiva frequenza di Larmor ($\varphi=\gamma B$); in tal modo possono essere sottoposti all'influenza di una radiofrequenza relativa al valore di campo magnetico corrispondente alla loro localizzazione.
I gradienti di campo presenti in un tRMN sono in numero di tre ed orientati lungo le tre dimensioni dello spazio (*X, Y e Z*); grazie alla combinazione dei tre gradienti fra loro è possibile ottenere sezioni del corpo oggetto di studio secondo qualsiasi piano dello spazio, oltre ai tre piani ortogonali (trasverso, coronale e sagittale).
Un gradiente di campo è più debole del CMS principale (di 2-3 ordini di grandezza) ed è prodotto da tre bobine di gradiente coassiali al magnete principale e, nei tomografi di vecchia concezione (superconduttivo e resistivo), sono prodotti da tre separate bobine del tipo resistivo (che ne consentono l'attivazione e disattivazione). Esse sono posizionate all'interno del gantry del magnete principale.
I Gradienti di campo sono caratterizzati dai seguenti parametri:

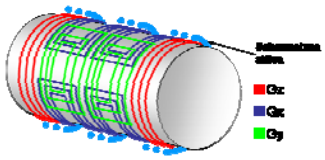
- la ***Potenza*** (Ampiezza), indica la massima variazione di campo nell'unità di spazio, misurata in milliTesla per metro (mT/m);
- il ***Tempo di salita*** (rise time), indica la velocità con la quale il gradiente fornisce il massimo rendimento (massima efficacia), misurato in millisecondi;
- lo **slew-rate**, indica il rapporto fra la massima potenza ed il tempo necessario per raggiungerlo, espresso in mT/m/msec.

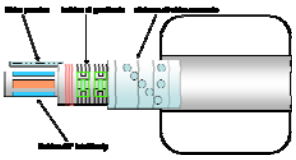
Geometria delle bobine di gradiente:
il gradiente *Gz* può essere prodotto tramite due bobine circolari coassiali, disposte simmetricamente rispetto al centro del magnete e percorse da correnti di direzione opposte (**bobine di Helmholtz**); per ottenere i gradienti *Gx* e *Gy* la geometria delle bobine è la stessa (**bobine di Golay**) ma con diversa configurazione (disposizione), costituite da due coppie di bobine a "sella" (l'angolo abbracciato da ogni singola bobina e le loro dimensioni sono scelte in modo tale da ottenere la migliore performance lineare del gradiente).



Schema di riferimento per la costruzione delle bobine di gradiente: la prima geometria rappresenta le bobine di Helmholtz per la generazione di un gradiente lungo l'asse Z; la seconda rappresenta le bobine di Golay per la generazione di un gradiente lungo l'asse X e Y.

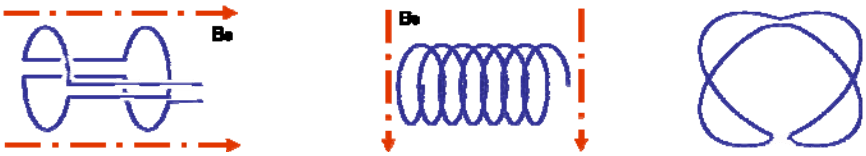
I gradienti di campo consentono, quindi, la selezione dello strato da esaminare. Lo spessore dello strato è determinato dalla ripidità spaziale del gradiente di selezione: quanto più il gradiente cresce nell'unità di spazio, tanto più sottile sarà lo strato e maggiore la risoluzione spaziale lungo l'asse perpendicolare. Le coordinate spaziali bidimensionali all'interno dello strato, necessarie alla ricostruzione delle immagini, saranno determinate mediante l'applicazione di gradienti che generano differenze fra le frequenze di precessione dei protoni lungo la loro direzione e verso. Lo spessore dello strato non può essere ridotto oltre misura, poiché diminuisce anche il numero di protoni posti in risonanza, riducendo in tal modo anche il rapporto S/N a discapito della qualità dell'immagine.





BOBINE A RADIOFREQUENZA

Le Bobine a radiofrequenza (RF) sono i componenti di un tRMN necessari a trasmettere l'energia d'eccitazione ai nuclei indagati, deviandoli dal loro stato d'equilibrio allineato al campo magnetico principale (B_0). Sono delle vere e proprie antenne, costituite essenzialmente da un avvolgimento di rame, reso idoneo a ricevere la massima intensità di segnale in corrispondenza della banda di frequenza introdotta dai gradienti di campo.
La geometria e la forma delle bobine sono condizionate dal tipo di magnete in uso, poiché il **campo a RF deve essere perpendicolare a quello principale**. Sono in uso tre tipi di bobine: quelle a "sella" generalmente utilizzate con magneti a campo orizzontale; quelle di tipo "solenoidale" utilizzate con magneti a campo verticale; quelle ad "ellissi incrociate" utilizzabili indifferentemente con i due tipi di campo.



La scelta della geometria della bobina è fondamentale per la sua stessa efficienza ed è condizionata dal dover raggiungere un compromesso tra l'ampiezza del segnale captato e l'uniformità del campo d'eccitazione.
Potenzialmente ogni bobina può sia trasmettere sia ricevere i segnali RF, ma nei tRMN di nuova generazione il compito di trasmettere il segnale è affidato ad una bobina che è posta fissa all'interno del gantry del magnete ed ha il compito d'inviare gli impulsi RF prodotti dal generatore di forma d'onda e amplificati dall'amplificatore di potenza; questa bobina è detta bobina del corpo (body coil) e spesso è utilizzata sia come emittente sia come ricevente per lo studio di volumi ampi come l'addome ed il torace.
Le bobine dedicate alla sola ricezione di segnale, possono essere distinte in:

- **convenzionali lineari (di volume e di superficie);**
- **in quadratura;**
- **phased array.**

Le bobine convenzionali di volume hanno la forma di un cilindro cavo, all'interno del quale deve essere inserito il volume d'imaging del corpo oggetto di studio. Queste hanno una geometria a "sella" (o solenoidale con magneti a campo verticale) e posseggono un'ottima omogeneità di ricezione a tutto vantaggio del rapporto S/N, che sarà ulteriormente incrementato tanto più la cavità della bobina sarà occupata integralmente dalla struttura in esame; per questo motivo sono state prodotte bobine di volume di diversa grandezza quali, per esempio, quelle per la testa, per il collo, per l'addome e torace (l'addome e torace del neonato è esaminato con quella della testa), per l'articolazione del ginocchio ecc... È importante sottolineare che la regione in esame non deve però toccare la bobina perché, in questo caso, al rumore (artefatti) nell'immagine dovuta all'elettronica della bobina, si somma quello dovuto ai movimenti del paziente che amplificano i primi. Il rumore generato da fonti esterne è normalmente minimizzato da adeguate schermature del volume utile. Le bobine di volume a "sella", nelle più recenti apparecchiature, sono state in alcuni casi sostituite da bobine dette "a gabbia per uccelli"; queste sono bobine "circularly polarized" (CP) la cui superficie a cilindro è costituita da una serie di barre (Rod), ciascuna delle quali riceve il segnale RF dalla parte del volume d'imaging più vicina, con un netto miglioramento del rapporto S/R.

Le bobine convenzionali di superficie sono caratterizzate da un'alta risoluzione spaziale e da una forma variabile dipendente dal distretto corporeo da esaminare, consentono la ricezione del segnale RF dalle strutture superficiali e presentano una sensibilità al segnale RM con andamento quadratico (caduta del segnale con l'aumentare della distanza tra campione esaminato e bobina).
Questo tipo di bobine consentono lo studio di regioni superficiali, di utilizzare FOV più piccoli senza ridurre il rapporto S/N e di minimizzare l'artefatto da "ribaltamento" (fold-over).

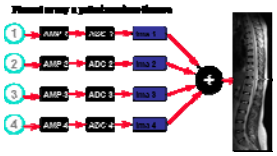
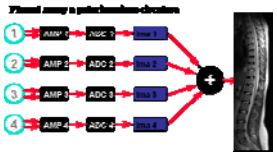
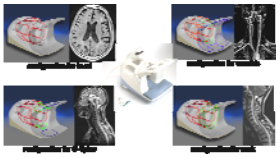
Confronto fra bobine di volume e di superficie: l'intensità utile del segnale in profondità di una bobina di superficie corrisponde approssimativamente ai 2/3 del diametro della bobina stessa.

Le bobine di superficie possono essere:

- di tipo piatto, impiegate per lo studio della colonna e degli arti;
- circolare per lo studio delle orbite, rocche, articolazione temporomandibolare e, in generale, per le strutture piccole e superficiali;
- avvolgenti (wrap-araund) per lo studio delle articolazioni del ginocchio, caviglia, spalla, ecc...;
- endocavitarie per le indagini della prostata, vescica e apparato genitale femminile.

Le bobine di ricezione phased array sono costituite da più bobine poste in parallelo fra loro. Ogni singola bobina riceve indipendentemente i segnali RF provenienti dal proprio settore di pertinenza ed esaminati in successione con un ritardo prestabilito. Le informazioni ricevute da ogni singola bobina sono successivamente elaborate e sommate alle altre in modo tale da ottenere un'unica immagine globale.

L'immagine così ottenuta è caratterizzata da un buon rapporto S/N nonostante un FOV molto ampio; in realtà, l'ottima risoluzione spaziale è dovuta ai singoli campi di vista ridotti che, sommati fra loro, costituiscono il FOV più ampio (50-60 cm).
Per lo studio della colonna, sono disponibili bobine phased-array composte di 5-6 antenne con campi di vista di circa 15 cm.
Gli attuali tRMN utilizzano bobine "phased array" a rilevazione in quadratura, composti di 12 elementi singolarmente preamplificati e parzialmente sovrapposti, riuscendo a coprire un FOV di 75cm. La possibilità di selezione degli elementi consente l'acquisizione della colonna, per esempio, dal tratto cervicale a quello lombo-sacrale, senza dover riposizionare il paziente.

EVOLUZIONE TECNOLOGICA

L'evoluzione tecnologica nell'ambito della risonanza magnetica per immagini consente di classificare le apparecchiature in diversi modi a seconda del punto di vista tecnologico o applicativo. Dal punto di vista tecnologico-funzionale i tRMN si distinguono in sistemi a **corpo intero** e **sistemi dedicati**. Un'ulteriore distinzione dei due sistemi è data dall'architettura di progettazione che consente di distinguere in tomografi a magnete chiuso e magnete aperto.
I magneti a corpo unico e chiuso hanno avuto un'ulteriore evoluzione con l'introduzione nel mercato di magneti di tipo superconduttivo a medio-alto campo (fino a 1,5T) del tipo "short-bore" ottenuti accorciando la lunghezza del magnete. Inoltre, per far fronte alla necessità di perseguire un sempre miglior rapporto costo/beneficio visto il notevole incremento del numero di esami e di rendere meno disagevole per il paziente l'indagine, sono stati sviluppati magneti aperti di medio-alto campo (0,6T, 0,7T e 1,0T) con tecnologia superconduttiva e con architettura a "**C**" o a "**tempietto**".
Considerando che la metodica RMI è diventata di routine per molte applicazioni, come per esempio quello osteo-articolare, che il miglioramento dei componenti del tRMN così come delle sequenze d'acquisizione, del software, dell'elaborazione del segnale rilevato e della qualità dell'immagine finale ottenuta con i magneti a basso campo, hanno fatto sì che sono state sviluppate apparecchiature dedicate di dimensioni sempre più contenute, d'ingombro e peso ridotto e con configurazione aperta.
La ricerca e lo sviluppo tecnologico del settore ha consentito, inoltre, di sviluppare apparecchiature per applicazioni speciali quali la RM Funzionale - RMf (tRMN ad elevata intensità di campo - maggiore di 1,5T), l'intervenzionistica e altre applicazioni specifiche.

In base a questi criteri e alla tecnologia disponibile è possibile attualmente classificare i sistemi in (R. Passariello-Elementi di tecnologia in radiologia e diagnostica per immagini):

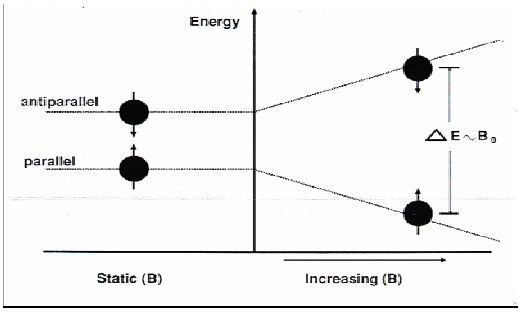
- **Sistemi chiusi "short-bore"**;
- **Sistemi aperti**;
- **Sistemi dedicati**;
- **Sistemi per applicazioni speciali**.

CARATTERISTICHE DEI TOMOGRAFI AD ELEVATO CAMPO

Dall'avvento della Tomografia a Risonanza Magnetica Nucleare, le apparecchiature con intensità di Campo Magnetico pari a 1.5 T sono state considerate il "gold standard" per coprire le varie applicazioni cliniche di tutti i distretti corporei. Tali apparecchiature, in virtù dei continui progressi che hanno interessato l'hardware (gradienti, bobine) e il software (sequenze di acquisizione e di elaborazione), sono diventate sempre più compatte, potenti e versatili, con conseguente migliore confort del paziente.
Tutto questo ha favorito lo sviluppo di sistemi RM per l'uso clinico anche a più alto campo magnetico. Nel 1997 la FDA ha innalzato, per l'uso dell'Imaging clinico tramite tomografia a Risonanza Magnetica, il limite massimo di intensità del Campo Magnetico Statico fino a 4T. Prima di questa importante decisione, l'uso di tomografi con campi magnetici di intensità superiore a 1.5T, presenti già da tempo sotto forma di prototipi, era riservato ad applicazioni di ricerca previa l'approvazione di specifiche direttive scientifiche. Miglioramenti dell'uniformità di campo magnetico, delle schermature e delle dimensioni più contenute hanno reso possibile l'istallazione di scanner ad alto campo in luoghi pensati e progettati per l'Imaging ad 1.5T.
Questi tRMN sono di tipo superconduttivo e autoschermati attivamente; i sistemi sono, inoltre, dotati di shimming passivo in fase di installazione e di autoshimming dinamico per compensare la disomogeneità introdotta dal paziente nel tunnel; il magnete è raffreddato a solo Elio liquido.
Le dimensioni dei gantry per i tomografi da 3T sono sovrapponibili a quelli con intensità di CMS inferiori (1-1,5T) ma il peso è maggiore perché, per poter ottenere CMS di intensità maggiore, è necessario aumentare il numero di spire che costituiscono il magnete, riducendo, a parità di volume, la quantità di elio (il peso è raddoppiato se si considera tRMN di 1,5 e 3T).

I gradienti sono generalmente progettati e realizzati secondo tecnologia Flessibile non risonante con amplificatori di tipo IGBT (Insulated Gate Bipolar Transistor) per una totale flessibilità nella definizione della forma d'onda in tutte le modalità di Imaging ai massimi valori di Slew Rate consentiti.

Se si considera che il sistema di protoni orientati all'interno del Campo Magnetico Statico costituisce la base del fenomeno della Risonanza Magnetica, l'inserimento dei nuclei di idrogeno (H) in un CMS di elevata intensità, costante nel tempo ed omogeneo nello spazio, rende probabile il loro orientamento secondo la direzione del CMS con verso parallelo (UP) o antiparallelo (DOWN).
Tali orientamenti, dipendenti dalla energia dei nuclei, rappresentano due situazioni di livello energetico diverso. Il livello UP richiede minor contenuto energetico da parte dei protoni rispetto a quello DOWN, quindi il verso antiparallelo è meno probabile, poiché necessita di maggiore energia da parte dei protoni. Vi sarà così una maggior quantità di protoni orientati UP rispetto a quelli DOWN.



Nell'Imaging a 3.0T si ha il raddoppio dell'SNR rispetto a quello dell'Imaging tradizionale, dal momento che la differenza energetica tra i due tipi di allineamenti cresce proporzionalmente con l'aumentare dell'intensità: maggiore è la differenza energetica tra i due tipi di allineamenti, maggiore è la magnetizzazione generata dai protoni e di conseguenza maggiore è l'ampiezza del segnale disponibile.

CONCLUSIONI

L'evoluzione scientifica e tecnologica in ambito delle apparecchiature di RMN, ha consentito lo sviluppo di un sistema dedicato e specializzato per rispondere a requisiti specifici di una particolare applicazione, mantenendo un rapporto costo/beneficio più favorevole rispetto al sistema total body; dimostrando accuratezza diagnostica, tempo d'esame generalmente inferiore, costi operativi ridotti ed elevata produttività.

Bisogna, inoltre, tener presente che i problemi relativi all'installazione ed ai costi di un'apparecchiatura a risonanza magnetica dipendono da numerose variabili tra le quali:

- il luogo disponibile per la collocazione e relativi spazi ed accessi;
- il tipo di macchina che si intende utilizzare;
- l'uso cui sarà dedicata, e cioè se solo per l'immaging oppure per l'immaging e analisi biochimico-funzionale.

In base a queste considerazioni si evince che il costo del singolo esame sarà tanto più basso quanto più la macchina sarà utilizzata e quanti più esami saranno eseguiti. Negli anni futuri, così come si è verificato con la Tomografia Computerizzata, è possibile prevedere una contrazione dei costi di acquisto e una più facile risoluzione dei problemi tecnici-logistico.
Si può, cioè, prevedere una continua evoluzione del mercato dei tomografi di Risonanza Magnetica Nucleare che vedrà coesistere sistemi dedicati per applicazioni specifiche di routine e sistemi total body a campo medio-alto impiegati per lo studio di problematiche caratterizzate da alta complessità diagnostica differenziale.

Francesco Paolo SELLITTI
Dpt. Neuroscienze – Neuroradiologia
Università degli Studi di Torino
Via Cherasco, 15 - 10126 Torino (I)
Tel. 011 633 5959 - Fax. 011 633 5009
francescopaolo.sellitti@unito.it