



UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PADOVA
FACOLTA' DI INGEGNERIA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN
INGEGNERIA ELETTRICA

TESI DI LAUREA MAGISTRALE

**MITIGAZIONE DELLE ONDE EM GENERATE
DA UN TOMOGRAFO RM E VALUTAZIONE
DELL'EFFICIENZA DI SCHERMATURE PER
RADIOFREQUENZE**

RELATORE: Prof. Roberto Turri
Dipartimento di Ingegneria Elettrica

CORRELATORE: Ing. Lorenzo Camiletti
Azienda Ulss 17 – Servizio di Ingegneria Clinica

LAUREANDO: Stefano Paluan

Anno Accademico 2010-2011

INDICE

INTRODUZIONE	1
1 LA RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE	3
1.1 INTRODUZIONE ALLA RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE	3
1.2 PRINCIPI FISICI DI RISONANZA MAGNETICA	3
1.3 BOBINE DI SHIMMING.....	8
1.4 EFFETTI DI ONDE RADIO SU NUCLEI ORIENTATI.....	8
1.4.1 <i>Il segnale e la misura del FID</i>	13
1.4.2 <i>Tempo di rilassamento T_1</i>	14
1.4.3 <i>Tempo di rilassamento T_2</i>	14
1.4.4 <i>Parametri di acquisizione</i>	15
1.5 INTRODUZIONE ALLE SEQUENZE DI ECCITAZIONE	16
1.5.1 <i>Saturation Recovery (SR)</i>	17
1.5.2 <i>Inversion Recovery (IR)</i>	19
1.5.3 <i>Spin Echo</i>	21
1.6 USO DEI GRADIENTI PER LA LOCALIZZAZIONE SPAZIALE.....	25
1.7 RICOSTRUZIONE DELL'IMMAGINE CON IL METODO DI FOURIER	26
1.8 DAI SEGNALI ALLE IMMAGINI	33
1.9 DAL FID ALLO SPETTRO: FT.....	37
1.10 LA TRASFORMATA DI FOURIER BIDIMENSIONALE	39
1.11 K-SPAZIO	40
1.12 CAMPO DI VISTA	42
1.13 QUALITÀ DELL'IMMAGINE	42
2 L'IMPIANTO RM E LA GABBIA DI FARADAY	45
2.1 INTRODUZIONE ALLA RISONANZA MAGNETICA NUCLEARE	45
2.2 STRUTTURA DELL'APPARECCHIATURA	46
2.2.1 <i>Il magnete</i>	48
2.2.2 <i>Bobine di Shimming</i>	53
2.2.3 <i>Bobine di gradiente</i>	53
2.2.4 <i>Bobine a radiofrequenza</i>	55
2.2.5 <i>Rivelatori di radiofrequenza</i>	58
2.2.6 <i>Il sistema di calcolo</i>	59
2.2.7 <i>La console dell'operatore</i>	59
2.2.8 <i>Il tavolo paziente</i>	60
2.3 GABBIA DI FARADAY	61
2.3.1 <i>Schermatura a radio frequenza per apparecchi RM-Imaging</i>	61
2.4 SALE E ZONE IN UN PRESIDIO DI RISONANZA MAGNETICA	67
3 LA NORMATIVA DI RIFERIMENTO	71
3.1 LA NORMATIVA ITALIANA IN MATERIA DI INSTALLAZIONE DI IMPIANTI DI RM.....	71
3.2 SICUREZZA IN UN PRESIDIO DI RM.....	72
3.2.1 <i>Campo magnetico statico</i>	73
3.2.2 <i>Campo magnetico variabile</i>	74
3.2.3 <i>Energia elettromagnetica a radiofrequenza (rf)</i>	74
3.2.4 <i>Rumore</i>	76
3.2.5 <i>Liquidi Criogeni</i>	77
3.3 PROBLEMATICHE ANNESSE ALLA SICUREZZA DELLE INDAGINI	77
3.4 GARANZIA DELLA QUALITÀ	78
3.4.1 <i>Protocolli esecutivi per i tomografi RM</i>	78
3.4.2 <i>Protocolli esecutivi per misure di SAR</i>	79
3.4.3 <i>Protocolli esecutivi per la verifica del funzionamento del sensore di ossigeno</i>	79
3.4.4 <i>Protocolli esecutivi per la verifica della tenuta della gabbia di Faraday</i>	80
3.5 IL REGOLAMENTO DI SICUREZZA	80
3.6 AREE DI RISCHIO DEL SITO RM	81
3.7 NORME GENERALI INERENTI ALLE AREE DI RISCHIO DEL SITO RM.....	81

3.7.1	Norme generali di sicurezza per i lavoratori	83
3.7.2	Norme di sicurezza per il personale addetto alle manutenzioni.....	84
3.7.3	Norme di sicurezza in situazioni di emergenza	85
3.7.4	Presenza di oggetti ferromagnetici nella sala del magnete.....	88
3.8	CONTROINDICAZIONI ALL'ESAME RM.....	90
3.9	LA NORMA CEI 64-8.....	91
3.9.1	Apparecchi elettromedicali	91
3.9.2	Separazione elettrica ed equalizzazione dei potenziali per l'alimentazione	93
3.9.3	L'impianto elettrico.....	94
4	ONDE EM E SCHERMATURE	97
4.1	ONDE ELETTROMAGNETICHE PIANE.....	97
4.1.1	Propagazione dell'onda elettromagnetica. Trattazione qualitativa.....	99
4.1.2	Trasporto di energia e vettore di Poyting	101
4.2	UNITÀ DI MISURA ESPRESSE IN DECIBEL	102
4.3	ANTENNE: POTENZIALI RITARDATI	103
4.3.1	Fondamenti di antenne: dipolo elettrico	103
4.3.2	Fondamenti di antenne: dipolo magnetico e impedenza d'onda	105
4.3.3	Impedenza d'onda	106
4.3.4	Antenna a dipolo lunga mezza lunghezza d'onda	106
4.3.5	Considerazioni sulle antenne biconiche.....	108
4.4	SCHERMATURA.....	108
4.4.1	Analisi con onde piane uniformi	109
4.5	GUIDE D'ONDA	114
4.6	PRINCIPIO DI BABINET	115
4.7	PROTEZIONE CONTRO LE EMISSIONI CONDOTTE.....	117
4.7.1	Filtri di alimentazione	117
4.7.2	Tecniche di protezione	119
4.7.3	Dispositivi per isolamento galvanico	119
5	VERIFICHE PER UN IMPIANTO DI RM.....	121
5.1	LA SICUREZZA IN UN PRESIDIO DI RM	121
5.1.1	Parametri funzionali del tomografo e sensore dell'ossigeno	121
5.1.2	Dispositivi di sicurezza in un presidio RM.....	124
5.2	VERIFICA DELLA GABBIA DI FARADAY	125
5.2.1	Norma MIL-STD 285, 1956	125
5.2.2	Norma IEEE Std 299-1997.....	128
6	VERIFICA DEL RISPETTO DELLE DISPOSIZIONI PER IL CASO IN ESAME	143
6.1	SICUREZZA PER OPERATORI, PAZIENTI E POPOLAZIONE.....	143
6.1.1	Raggiungimento dell'obiettivo per il pubblico.....	143
6.1.2	Raggiungimento dell'obiettivo per i pazienti	144
6.1.3	Raggiungimento dell'obiettivo per i lavoratori.....	145
6.2	RISULTATI DELLA MISURA.....	147
7	CONCLUSIONI	151
	BIBLIOGRAFIA.....	157

Introduzione

Nel vasto e complesso panorama della strumentazione elettromedicale, le apparecchiature per la produzione di bioimmagini a fini diagnostici rappresentano una delle componenti di maggiore complessità tecnologica, con un'incidenza nel sistema sanitario, sia in termini di costo che di efficienza diagnostica, estremamente sensibile.

Le apparecchiature per radiodiagnostica sono state, storicamente, uno dei primi esempi di rilevante inserimento di tecnologia nell'ambito sanitario anche se, dagli inizi del secolo sino agli anni '50, non si sono riscontrati evidenti progressi tecnologici e concettuali nelle metodiche per l'ottenimento di immagini radiografiche. L'introduzione, negli anni '50, dell'intensificatore d'immagine, ha portato ad una rapidissima evoluzione della diagnostica per immagini.

Tale evoluzione, culminata negli anni '70 con l'introduzione delle prime apparecchiature diagnostiche computerizzate, si trova tutt'ora in fase di crescita, dovuta sia allo straordinario progresso degli strumenti di calcolo oggi a disposizione, sia all'impiego di altre forme di energia, diverse dai raggi x, che consentono di ottenere immagini con un contenuto informativo - diagnostico sostitutivo.

Si ritiene dunque che un elevato standard qualitativo e funzionale delle apparecchiature radiologiche possa essere raggiunto e mantenuto solo attraverso una collaborazione stretta e costruttiva fra il tecnico di radiologia e il tecnico delle apparecchiature biomediche: il primo, in quanto utente diretto, è in grado di valutare immediatamente gli effetti di un basso grado di efficienza dell'apparecchiatura stessa; il secondo, sulla scorta di precise informazioni del tecnico di radiologia, è in grado di intervenire al massimo livello tecnologico al fine di garantire la perfetta funzionalità dello strumento.

Per quanto riguarda la sicurezza delle apparecchiature per la produzione di bioimmagini è necessario notare che, nella maggior parte dei casi, non è previsto alcun collegamento elettrico con il paziente, per cui la componente di maggior rischio resta circoscritta alle conseguenze derivanti dall'esposizione alle radiazioni, per le quali, peraltro, esiste un'ampia e consolidata normativa atta a tutelare sia pazienti che operatori.

E'importante inoltre verificare come per tutte le apparecchiature non propriamente radiologiche, che tuttavia vengono spesso utilizzate nelle sezioni radiografiche per esami specialistici (elettrocardiografi, defibrillatori, etc.), siano eseguiti i controlli necessari a garanzia dell'assenza di rischio elettrico nell'impiego dello stesso.

Oltre all'aspetto elettrico, l'apparecchiatura deve essere verificata anche dal punto di vista meccanico, parte che rappresenta il più delle volte una componente predominante del sistema, dalla cui integrità può sovente dipendere in maniera diretta l'incolumità del paziente.

Si può capire come l'insorgere di qualunque situazione pericolosa, sia per il paziente che per l'operatore, possa essere adeguatamente prevenuta solo attraverso un regolare programma di manutenzione preventiva delle apparecchiature condotto da tecnici preparati e operanti in collaborazione col personale sanitario.

All'interno di questa tesi andremo dunque ad analizzare la complessità dell'impianto di risonanza magnetica, dedicando particolari approfondimenti agli aspetti normativi e alle verifiche previste, focalizzando l'attenzione sul sistema di schermatura, ottenuto grazie alla gabbia di Faraday.

1 La risonanza magnetica nucleare

1.1 *Introduzione alla Risonanza Magnetica Nucleare*

La Risonanza Magnetica Nucleare è un impianto che riveste oggi un ruolo importante nell'ambito sanitario, e consente di effettuare tutta una tipologia di esami diagnostici, dalla neuroradiologia tradizionale a quella funzionale, dalla diagnostica internistica a quella ostetrico-ginecologica e pediatrica [1].

Il nostro corpo è caratterizzato da atomi che, in condizioni normali, sono dotati di protoni che ruotano liberamente in maniera casuale. La risonanza è dotata di un magnete che crea un forte e stabile campo magnetico al fine di allineare nello stesso verso tutti i protoni e ne determina la loro rotazione, tutti nello stesso senso. Viene successivamente inviato un segnale di frequenza all'interno del campo magnetico che va a determinare il disallineamento dei protoni; al termine dello stesso i protoni ritornano alla loro posizione di equilibrio, rilasciano energia.

Tale energia viene rilevata da una bobina di ricezione. Dalla rilevazione viene misurato il tempo che i protoni impiegano a ritornare nella loro posizione allineata (tempo rilassamento), fornendo le informazioni riguardanti il tipo di tessuto e ricostruendo l'immagine del sito in esame.

1.2 *Principi fisici di risonanza magnetica*

La Risonanza Magnetica Nucleare (NMR) rappresenta una tecnica spettroscopica utilizzata per ottenere informazioni microscopiche nonché fisiche e chimiche [4].

La risonanza valuta la risposta del nucleo atomico dell'idrogeno alla sollecitazione di un campo magnetico a radiofrequenza. Grazie alla NMR si ottengono sezioni in qualsiasi direzione, dotate di ottima risoluzione spaziale e l'immagine viene ricavata in base al modo con cui i nuclei rispondono e grazie alla differenza di risposta tra i vari tessuti. Il nucleo atomico è costituito da protoni e neutroni. Ogni nucleo è individuato dal numero atomico Z (numero di protoni) e dal numero di massa A (numero di protoni + numero di neutroni). Il nucleo dell'idrogeno stabile (^1H) non ha neutroni ed è costituito da un solo protone, avendo quindi numero atomico e numero di massa uguale a 1. Ciò che è meno conosciuto è che il nucleo può essere schematizzato come una trottola che ruota intorno a se stessa. Circa $2/3$ delle specie nucleari presentano un movimento di rotazione attorno al proprio asse e

cioè un certo moto angolare intrinseco quantificato dal momento angolare m_l . Associato a questo si ha un intrinseco momento di dipolo magnetico di spin, o momento magnetico di spin, μ , dovuto al moto di rotazione del protone attorno al proprio asse, che genera dunque un campo magnetico. Con il termine intrinseco vogliamo dire che m_l e μ sono caratteristiche proprie nucleo. A seconda del rapporto numerico fra protoni e neutroni lo spin nucleare può assumere valori pari a zero, a numeri seminteri o interi. In meccanica quantistica lo spin rappresenta **il momento angolare intrinseco associato alle particelle**. I possibili valori dello SPIN sono multipli interi di $\frac{1}{2}$.

Le componenti fondamentali del nucleo atomico (protoni e neutroni) hanno spin $\frac{1}{2}$; anche l'elettrone ha spin $\frac{1}{2}$. Quindi lo spin del nucleo è dato dall'accoppiamento degli spin dei neutroni e dei protoni che lo costituiscono. L'isotopo principale dell'atomo di **IDROGENO** è costituito da *1 protone con spin nucleare $\frac{1}{2}$* [5].

Poiché cariche elettriche in movimento generano campi magnetici, anche intorno a tali nuclei è presente un campo magnetico: sotto questo aspetto il nucleo può essere considerato come un dipolo con momento angolare magnetico netto μ e rappresentato come una barretta magnetica avente un polo positivo e un polo negativo. Il rapporto μ/I (dove I è il numero di spin) viene chiamato "rapporto giromagnetico" o costante γ , ed essendo in funzione della massa (numero di massa A) e della carica (numero atomico Z) assume valori caratteristici per ogni tipo di nucleo. Nuclei dotati di idonee proprietà magnetiche e presenti nei tessuti biologici sono idrogeno ^1H , carbonio ^{13}C , azoto ^{14}N , fluoro ^{19}F e fosforo ^{31}P : questi nuclei hanno una distribuzione sferica uniforme della carica e spin uguale a $\frac{1}{2}$ e conseguentemente avranno possibilità di soli due livelli energetici (infatti le regole della meccanica quantistica stabiliscono che il numero degli orientamenti e pertanto dei livelli energetici possibili è uguale a $2I + 1$) [11]. Sono nuclei che sono caratterizzati da un numero dispari di protoni e/o neutroni nel nucleo. Solo i nuclei di questo sottogruppo si prestano a fornire un segnale RM adatto alla formazione dell'immagini; gli altri gruppi o non hanno momento magnetico ($I = 0$), e quindi non danno segnale di risonanza, o hanno possibilità di più di due livelli energetici quantici ($I > 1/2$) dando luogo a segnali di difficile interpretazione. Tali nuclei, in virtù del protone e neutrone non appaiato hanno un momento dipolare magnetico netto che li rende adatti allo studio RM e alla spettroscopia. Nel nostro caso studieremo il nucleo dell'idrogeno, il più idoneo allo studio RM perché quantitativamente più rappresentato nelle strutture biologiche (il corpo umano è costituito per il 70% d'acqua) e perché dotato di un rapporto giromagnetico ottimale. Sono allo studio altri nuclei atomici. Per il principio di esclusione di Pauli gli spin dei protoni e dei neutroni pari si autoeliminano e perciò solo gli atomi con numero dispari di protoni e/o neutroni hanno spin netto, fra i quali quelli dell'idrogeno. Per semplicità da qui in poi schematizzeremo ogni atomo di idrogeno con uno spin. Si può esprimere l'intensità del momento angolare intrinseco posseduto dai nuclei con la relazione:

$$m_l = \frac{h}{2\pi} I \quad (m_l : \text{momento angolare intrinseco, momento angolare di spin, spin}). \quad 1.1$$

con I : n. quantico magnetico di spin, h : costante di Plank ($6.63 \cdot 10^{-34}$ J·s).

A causa della carica elettrica nucleare e della rotazione del nucleo (cariche in movimento), al momento angolare è associato un momento magnetico di intensità μ :

$$\mu = \gamma \frac{h}{2\pi} \sqrt{I \cdot (I + 1)} \quad 1.2$$

con γ che rappresenta il rapporto giromagnetico (costante propria dei nuclei).

Tale momento magnetico è dovuto al movimento di rotazione del nucleo, che, essendo formato da particelle dotate di carica elettrica (i protoni), dà luogo alla generazione di un momento magnetico. Le proprietà magnetiche in RM dei nuclei sono relative ad isotopi stabili e dunque non radioattivi [13].

In assenza di campi magnetici esterni, μ hanno direzione casuale (figura 1.1) e risultante della somma vettoriale (magnetizzazione M) nulla. Questo a causa dell'agitazione termica. La presenza del solo campo magnetico terrestre (0,05T) non è sufficiente a produrre un orientamento degli spin.

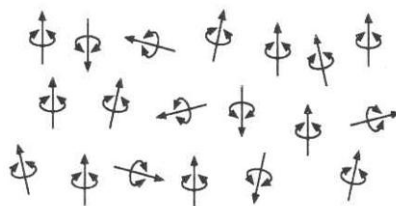


Figura 1.1 - Orientamento casuale degli spin

Un campo magnetico esterno B_0 applicato, omogeneo e costante nel tempo (CMS, campo magnetico statico), è in grado di produrre l'orientazione dei nuclei introducendo un movimento di rotazione (moto di precessione) attorno all'asse del CMS (asse z) che ha una frequenza caratteristica. La sommatoria dei momenti magnetici determina un vettore di magnetizzazione (MM), la cui intensità è proporzionale al campo magnetico statico.

Secondo la meccanica quantistica un nucleo di spin $I = 1/2$ può assumere, se sottoposto ad un campo magnetico costante B_0 , due direzioni, una a maggiore energia (parallela al campo, detta "UP") e l'altra ad una energia minore (antiparallela al campo stesso, detta "DOWN").

B_0 , diretto lungo l'asse z, suddivide gli spin in due popolazioni (up e down) ognuna con un proprio livello energetico secondo l'effetto Zeeman.

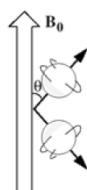


Figura 1.2 - Orientazione degli spin prodotta dal CMS

Inoltre B_0 esercita un momento torcente inducendo gli spin a compiere un movimento di precessione attorno all'asse Z. In presenza di CMS la risultante dei vettori non sarà più uguale a zero, ma sarà un vettore avente direzione del CMS, verso parallelo e intensità pari alla differenza tra vettori paralleli e antiparalleli [12].



Figura 1.3 - Disposizione degli assi in un tomografo RM

Riferendo lo spazio all'interno del tunnel del magnete e quindi il CMS ad un sistema di assi cartesiani XYZ, la direzione delle linee di forza del campo corrisponde a Z e quindi, nei magneti resistivi e superconduttivi, all'asse longitudinale del paziente. Considerando un sistema di assi cartesiani xyz, con asse z orientato secondo la direzione del CMS, i nuclei orientati parallelamente in eccedenza rispetto a quelli orientati in senso contrario realizzano una magnetizzazione macroscopica (MML) chiamata longitudinale poiché avente la stessa direzione (asse z) del CMS. La MML coincide con l'asse secondo il quale risulta steso il paziente, ed è orientata verso la testa. Gli infiniti piani ortogonali a Z, sezioni trasversali del paziente, sono definiti dagli assi XY (figura 1.3).

In realtà i nuclei non sono esattamente allineati secondo la direzione z: oltre al moto intrinseco di rotazione attorno all'asse nucleare (spinning), i momenti magnetici di spin dispongono di un moto di precessione intorno alla direzione del CMS. Quindi, a causa del momento meccanico torcente, esercitato da B_0 su tutti gli spin, si ottiene un moto di precessione di tutti i μ (momenti magnetici) attorno a B_0 con velocità angolare Ω ed angolo θ :

$$\Omega = \gamma \cdot B_0 \quad \text{Legge di Larmor} \quad 1.3$$

Dove Ω : velocità di precessione
 γ : costante di Larmor
 B_0 : intensità campo magnetico statico

Mentre la frequenza di Larmor viene definita:

$$f = \frac{\gamma \cdot B_0}{2\pi} \quad 1.4$$

Dove f : frequenza di precessione
 γ : costante di Larmor
 B_0 : intensità campo magnetico statico

Tale frequenza sarà pari a quella della radiazione elettromagnetica, che sarà inviata per eccitare esattamente i nuclei facenti parte di una determinata sezione.

La costante giromagnetica (che è un numero adimensionale che descrive una caratteristica intrinseca di un nucleo in un determinato ambiente) nei protoni di idrogeno è pari a 42.5 MHz/T. Ciò significa che in presenza di un campo magnetico da 1.0 T gli spin di idrogeno ruotano con frequenza 42.5MHz. Con 0.5 T la frequenza scende a 21 MHz. Pur avendo tutti i protoni la stessa frequenza di precessione, sempre a causa dell'agitazione termica essi non si trovano tutti nella stessa fase, ovvero sono desincronizzati tra loro. Proprio per questo la risultante dei vettori (magnetizzazione macroscopica longitudinale, **MML**, concorde al verso di B_0) si trova sulla direzione z e non si avrà nessuna **MM** (magnetizzazione macroscopica) sul piano trasversale (**MMT**, magnetizzazione macroscopica trasversale, disposta sul piano xy ortogonale a B_0).

La differenza di spin ($N_{UP} - N_{DOWN}$) genera nell'insieme di spin nucleari un vettore di magnetizzazione **M** (figura 1.4). L'interazione con un segnale RF permette il ribaltamento del vettore **MM**.

Il vettore di magnetizzazione si genera, secondo la statistica di Boltzmann. Il numero di nuclei disposti nella posizione up è leggermente maggiore rispetto a quelli nella posizione down e ciò dà luogo ad una magnetizzazione netta:

$$M = \mu(N_{UP} - N_{DOWN}) \quad 1.5$$

sapendo che ad 1T, 37°C, si hanno 6 spin per 1 milione di ^1H nuclei, dove N_{UP} e N_{DOWN} sono il numero di nuclei che si trovano nella posizione parallela o antiparallela;

Si può esprimere la generica energia assunta dalle due distribuzioni come:

$$E = -\mu \cdot B_0 = -\mu_z \cdot B_0 = -\frac{\gamma}{2\pi} h \cdot m_l \cdot B_0 \quad 1.6$$

Quindi, note le due possibili distribuzioni si definiscono due tipi di energie quantizzate:

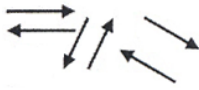










$$\text{Spin-up} \quad m_l = +\frac{1}{2} \quad E_{up} = -\frac{1}{2} \frac{\gamma}{2\pi} h B_0 \quad 1.7$$

(bassa E , concorde a B_0)

$$\text{Spin-down} \quad m_l = -\frac{1}{2} \quad E_{down} = \frac{1}{2} \frac{\gamma}{2\pi} h B_0 \quad 1.8$$

(alta E , di verso opposto a B_0)

Tabella 1.1 – Tabella riassuntiva del comportamento degli spin e del vettore MM

	Orientamento dei dipoli magnetici nucleari	Schema per la somma vettoriale dei dipoli	MM risultante
In assenza di B_0			Nessuna
In presenza di B_0			
$B_0 + RF$ di 90°			
$B_0 + RF$ di 180°			

Per indurre una transizione tra i due stati energetici di una particella, facendola passare dallo stato di bassa energia allo stato di più alta energia, è necessario fornire una esatta energia ΔE . Questa transazione avviene mediante un impulso a RF tale da essere caratterizzato da una frequenza che va da 15 e 80 MHz (per i nuclei di idrogeno).

$$\Delta E = \frac{\gamma}{2\pi} hB_0 \tag{1.9}$$

La distribuzione dei nuclei immersi in un campo magnetico statico avviene secondo la statistica di Boltzman (a temperatura costante) [15]. Il rapporto tra i nuclei nella posizione up (N_{UP}) e i nuclei down (N_{DOWN}) è definito:

$$\frac{N_{UP}}{N_{DOWN}} = e^{-\frac{\Delta E}{KT}} \tag{1.10}$$

con K : costante di Boltzmann T : temperatura assoluta

Il momento magnetico risultante ottenuto facendo la somma vettoriale dei vari momenti magnetici, è la magnetizzazione M (figura 1.4), definita come:

$$M = \sum_i \mu_i \tag{1.11}$$

Sapendo che generalmente ($N_{UP} > N_{DOWN}$) (il numero di nuclei in posizione up è maggiore del numero di nuclei in posizione down), M_z è positivo netto e concorde con B_0 , questo in condizioni di equilibrio.

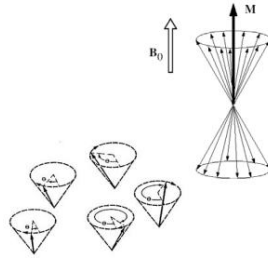


Figura 1.4 - Situazione di equilibrio in seguito all'applicazione di CMS

Se B_0 è orientato lungo Z, in condizioni di equilibrio, le componenti della magnetizzazione sono:

$$M_Z = M_0 \text{ e } M_{XY} = 0 \text{ (condizioni di equilibrio)}$$

Per facilità di rappresentazione, è necessario introdurre una terna di riferimento $x'y'z'$ ruotante con la stessa frequenza di precessione (frequenza di Larmor) della magnetizzazione M ove quest'ultimo vettore appare fermo rispetto ad essa [14].

E' possibile distinguere questo sistema di coordinate che ruota dagli apici apposti sui nomi degli assi X e Y, X' e Y'.

1.3 Bobine di shimming

Un aspetto sostanzialmente risolto dallo sviluppo tecnologico dell'ultimo decennio è quello della schermatura del magnete, cioè la limitazione del campo disperso attorno al magnete stesso. Tutti i magneti attualmente utilizzati sono efficacemente auto schermati (mediante dispositivi a geometria cilindrica, a parallelepipedo, a galleria di sezione poligonale), attenuando il campo disperso, permettendo una riduzione dell'ingombro [15].

La presenza di materiali ferromagnetici fissi nell'ambiente nel quale è installato il magnete può indurre variazioni distrettuali dell'omogeneità di campo. Si rende quindi necessario l'uso di dispositivi che possano aggiungere o sottrarre magnetizzazione nei punti dell'ambiente ove questo è richiesto. Si definisce shimming attivo quello prodotto da bobine interne al tunnel del magnete e alimentate in forma controllata e modulabile, shimming passivo quello prodotto da blocchi ferrosi posti all'esterno in modo da correggere (in virtù della proprietà del ferro di comportarsi come una vera e propria spugna nei confronti delle linee di forza di un campo magnetico) deformazioni del campo non correggibili con lo shimming attivo. Il sistema a RM provvede, all'atto dell'accensione, ad un aggiustamento dello shimming attivo. Il livello di omogeneità così ottenuto consente di effettuare procedure di imaging tradizionale. L'uso di sequenze con soppressione spettrale del segnale proveniente dal tessuto adiposo richiede un livello ulteriore di ottimizzazione dello shimming, ottenuto con procedure automatizzate. Il passaggio alla spettroscopia necessita un'ottimizzazione pressoché assoluta dell'omogeneità che, anche su sistemi avanzati, richiede procedure di shimming manuali con attivazione multicanale relativamente complesse.

1.4 Effetti di onde radio su nuclei orientati

E' possibile perturbare i nuclei allineati, mediante un campo magnetico supplementare trasversale B_1 , applicato perpendicolarmente all'asse di B_0 ed oscillante ad una frequenza corrispondente a quella di precessione dei nuclei di idrogeno. In questo modo, nell'interazione tra B_1 e i nuclei di precessione, si verifica il fenomeno della risonanza, ovvero la massima cessione di energia tra il campo magnetico B_1 e i nuclei di idrogeno.

Il campo magnetico B_1 trasmette energia ai nuclei mediante onde elettromagnetiche appartenenti alla banda delle radiofrequenze (RF), con λ compresa tra 30 e 300m. In relazione alla durata dell'applicazione di B_1 è possibile ottenere un minore o maggiore assorbimento di energia da parte dei nuclei e una conseguente variazione della magnetizzazione macroscopica. L'assorbimento di energia da parte dei nuclei si manifesta con il ribaltamento di alcuni di essi dalla posizione parallela (a minor

contenuto energetico) a quella antiparallela (a maggior contenuto energetico): in determinati casi, ad esempio con impulsi RF a 90° , si ha sincronizzazione dei movimenti di precessione. Le variazioni della magnetizzazione microscopica (singoli nuclei, μ) comportano conseguenti variazioni della magnetizzazione macroscopica che consistono in modificazioni dell'intensità e dell'orientamento del vettore magnetizzazione macroscopica MM ; tale vettore ruoterà creando, rispetto a z, angoli la cui ampiezza (90° , 180°) è direttamente proporzionale alla durata dell'impulso. L'angolo di cui essi si spostano è detto flip angle. Utilizzare un flip angle di 90° vuol dire ruotare gli spin dall'asse longitudinale al piano assiale; con un impulso di 180° gli spin vengono invertiti. Ovviamente si può utilizzare un qualsiasi valore di flip angle portando il vettore in situazione intermedia. Il moto descritto dal vettore MM è definito "moto di spin", come indicato nella figura 1.5 [6].

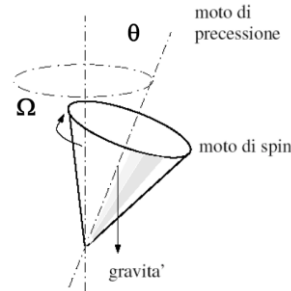


Figura 1.5 – Moti caratteristici dei nuclei di idrogeno immersi in CMS e sottoposti a RF

L'energia scambiata da B_1 con i nuclei è:

$$E = h\nu = h \frac{\gamma}{2\pi} B_0 = \Delta E \quad 1.12$$

L'energia emessa da B_1 si trasferisce agli spin con la massima efficienza, in quanto stimolo e spin sono in risonanza (hanno la stessa velocità angolare). B_1 cede l'energia che serve perché alcuni nuclei passino dalla posizione up alla posizione down. La frequenza di risonanza (pari alla frequenza di Larmor) è espressa come:

$$f_r = \frac{\Omega}{2\pi} = \frac{\gamma \cdot B_0}{2\pi} = 1 - 100 \text{MHz} \quad 1.13$$

La perturbazione introdotta dal campo magnetico B_1 , ortogonale a B_0 è tale da avere le seguenti caratteristiche:

- piccola intensità (μT);
- rotante sul piano xy (attorno a B_0);
- di breve durata (ms).

Interagendo con il vettore di magnetizzazione M , B_1 provoca:

- in riferimento rotante, l'inclinazione di M verso il piano xy, di un angolo pari a $\alpha = \Omega \delta t = \delta B_0 \delta t$, detto flip angle (figura 1.6) e con δt tempo di applicazione;
- rispetto al riferimento fisso, una rotazione a spirale di M attorno a B_0 , con velocità angolare Ω , portandosi sul piano xy (figura 1.6).

Il campo B_1 viene applicato mediante due possibili tipologie di impulsi: la prima di una durata tale da produrre una inclinazione del vettore di magnetizzazione di $\alpha = 90^\circ$, la seconda di $\alpha = 180^\circ$ (quindi durata doppia). Possono essere applicati singolarmente, o in sequenza, in base alle informazioni che si desidera ottenere.

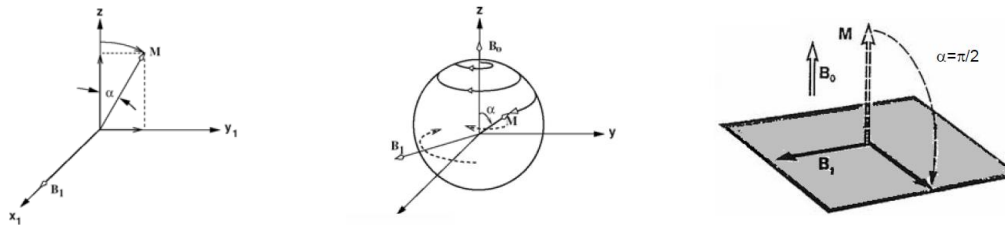


Figura 1.6 - Comportamento del vettore M dopo l'applicazione degli impulsi RF

Usare un flip angle di 90° significa ruotare gli spin dall'asse longitudinale al piano assiale; con un impulso di 180° invece gli spin vengono invertiti. Il vettore avrà due componenti: una longitudinale parallela alla direzione del campo magnetico statico (generalmente indicata asse z) e una assiale, perpendicolare al campo magnetico (indicata sul piano xy). Affinché il segnale possa essere registrato, lo stesso deve avere sempre una componente assiale (per via della presenza del campo magnetico statico lungo l'asse z che impedisce la rilevazione di magnetizzazioni aggiuntive). Con un impulso a 90° scompare la componente longitudinale M_z mentre compare la componente trasversale M_{xy} . Questo avviene quando $N_{UP} = N_{DOWN}$ e quindi M_z scompare. Per impulsi RF a 90° i nuclei vengono inoltre a trovarsi in coerenza di fase. In questa situazione i nuclei paralleli e antiparalleli, uguali per numero, si trovano a precedere in sincronia tra loro e con il campo magnetico B_1 : la risultante dei vettori sarà un vettore con direzione perpendicolare a z , ruotante sul piano xy alla stessa frequenza dei nuclei e di B_1 . In questo modo si crea una magnetizzazione macroscopica trasversale e si è annulla quella longitudinale [6].

Il vettore MM sotto l'impulso a 90° si porta sul piano xy compiendo un moto a spirale intorno all'asse z . In relazione al riferimento rotante precedentemente introdotto, è possibile concepire questo movimento come un semplice ribaltamento dall'asse z all'asse y .

Se invece l'impulso applicato ha una durata doppia rispetto a quella occorrente per ottenere una rotazione di 90° , un maggior numero di nuclei up assorbe energia e si orienta con verso antiparallelo, con conseguente eccedenza di nuclei antiparalleli rispetto ai paralleli: si verifica una inversione di popolazione dei due livelli rispetto alla situazione originaria. In questo caso però non si ha sincronizzazione, per cui si verifica una situazione esattamente speculare a quella dei nuclei immersi in B_0 senza impulso RF, ed il vettore di MM è orientato sull'asse z ma con verso antiparallelo, cioè ruotato di 180° rispetto alla situazione di partenza. Scompare quindi la magnetizzazione macroscopica longitudinale parallela e si forma una MM antiparallela rispetto al verso di B_0 .

Cessata l'applicazione dell'impulso, il vettore di magnetizzazione, continuando a precedere intorno a B_0 , cambia nel tempo il suo angolo di precessione, fino a tornare all'equilibrio, restituendo all'ambiente l'energia precedentemente assorbita. La cessione di energia avviene tramite onde elettromagnetiche appartenenti alla banda delle RF: tali radiazioni costituiscono il segnale RM (FID) e vengono ricevute da una bobina ad induzione elettromagnetica che è solitamente la stessa che ha generato l'impulso perturbatore B_1 . L'apparato ricevente dispone di una geometria che consente di registrare un segnale proporzionale alla sola componente trasversale della MM (MMT). La misura della magnetizzazione sul piano trasverso è agevole per i seguenti motivi: non esiste altra magnetizzazione sul piano XY , in quanto le linee di forza del campo magnetico principale si estrinsecano secondo l'asse Z . Inoltre, la MMT , una volta indotta, ruota sul piano XY con frequenza pari a quella di Larmor e questa oscillazione ne rende possibile la misura. Una volta cessato l'impulso RF, il ritorno all'equilibrio avviene mediante i fenomeni di rilassamento, che è possibile considerare indipendenti per semplicità, anche se non lo sono. Il rilassamento avviene secondo la direzione:

- **longitudinale:** M_z gradualmente ricompare. Ciò viene indicato come spin-lattice e il tempo necessario per recuperare il 63% della componente è detto T_1 ;

- assiale/trasverso:** M_{XY} gradualmente scompare, la componente assiale si riduce molto rapidamente. Tale fenomeno è causato dall'interazione spin-spin e il tempo in cui essa si riduce del 63% viene chiamato T_2 . Tale valore è caratteristico della sostanza: una sostanza con T_2 breve perde la sua componente assiale molto velocemente; viceversa quella con T_2 lungo ha bisogno di più tempo per perdere tale componente.

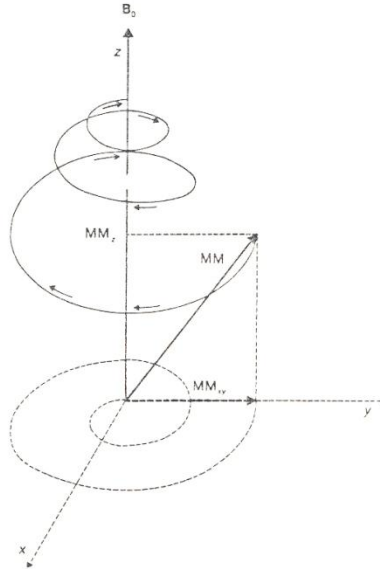
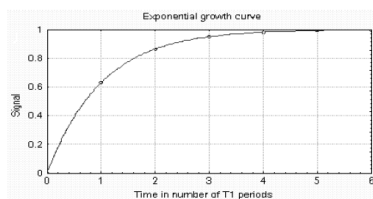


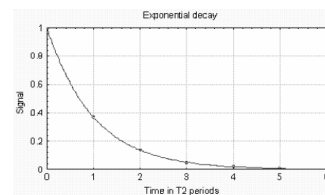
Figura 1.7 - Andamento della MM durante il rilassamento

I due rilassamenti sono distinti, ed entrambi i processi hanno andamento esponenziale. E' possibile osservare l'andamento delle componenti del vettore MM (M_z e M_{xy}) al variare dei tempi T_1 e T_2 . La restituzione dell'energia assorbita, che porta a riassetto dei protoni sotto l'influenza del CMS, viene detta "rilassamento". Essa avviene secondo modalità ben precise ed è influenzata da numerosi parametri che ne condizionano la velocità e quindi il tempo. La magnetizzazione macroscopica longitudinale ritorna al valore di equilibrio ad una velocità caratterizzata dalla costante di tempo T_1 ; quella trasversale si annulla con una costante di tempo detta T_2 .



$$M_z \propto 1 - e^{-\frac{t}{T_1}}$$

Andamento del recupero di M_z al termine dell'impulso, con costante di tempo T_1



$$M_{xy} \propto e^{-\frac{t}{T_2}}$$

Andamento di M_{xy} al termine dell'impulso, con costante di tempo T_2

Figura 1.8 - Andamenti delle componenti del vettore MM durante il rilassamento

Il segnale emesso durante il rilassamento sotto forma di onde EM, ha ampiezza, durata e conformazione dipendenti da vari parametri intrinseci alla struttura in esame: i più importanti dei quali sono la densità protonica (ρ , definita come il numero di protoni risonanti per unità di volume di tessuto in esame, all'aumentare di esso, a parità di altri parametri, aumenta l'intensità del segnale RM) e i tempi di rilassamento T_1 e T_2 .

Il fenomeno della risonanza magnetica può essere così schematizzato: viene inviato un impulso RF, che inizia a spostare gli spin dall'asse longitudinale verso il piano assiale [2]. Quando l'impulso termina, se esiste una componente assiale, si genera un segnale che può essere registrato. Il segnale rilevato viene chiamato *FID* (Free Induction Decay) e ha un'ampiezza tanto maggiore quanto più

grande è il numero dei nuclei risonanti. Il decadimento di tale curva dipende dal T_2 della sostanza che si sta studiando. Ciò è vero solo in presenza di campo magnetico omogeneo, situazione che nella realtà non si presenta mai. Le disomogeneità del magnete e quelle introdotte dal corpo umano, fanno sì che il segnale decada molto più rapidamente. Al termine di un impulso RF gli spin presentano tutti una componente nel piano assiale, nella stessa direzione, la cui somma genera un vettore di notevole intensità. Gli spin però non rimangono fermi ma ruotano in questo piano con velocità diverse: alcuni vanno più piano, altri più veloci, finché ad un certo punto sono così sparpagliati che la loro somma vettoriale da segnale nullo. Questo fenomeno è indicato con il termine *defasamento*, fenomeno che richiede di considerare un nuovo tempo di rilassamento, indicato con T_2^* , più corto di T_2 . Il defasamento provoca un annullamento precoce della componente M_{XY} . T_2^* tiene conto delle inomogeneità intrinseche al tessuto in esame ed anche di quelle legate al campo magnetico statico o eventuali gradienti imposti. L'inomogeneità del CMS è tale da tradursi in diverse velocità di precessione dei nuclei nello spazio [3].

Le cause estrinseche del defasamento protonico sono da considerare reversibili e come tali possono essere annullate o minimizzate nel segnale misurato applicando un impulso supplementare a 180° a RF adeguata o un gradiente invertito. In realtà non si considera T_2 , ma la costante di tempo reale T_2^* , che tiene conto della disomogeneità di B_0 , espressa come:

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} = \frac{1}{T_2} + \frac{\gamma \cdot \Delta B_0}{2} \tag{1.14}$$

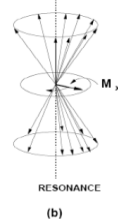
Con T_2 : rilassamento spin-spin
 ΔB_0 : massima disomogeneità B_0

Ricapitolando:

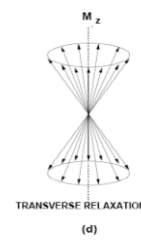
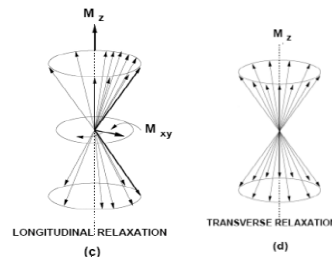
Fase a: Equilibrio $N_{UP} > N_{DOWN}$
 μ con fase casuale, si ha solo la componente M_Z



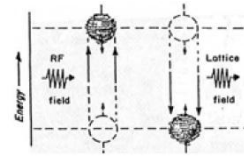
Fase b: Risonanza $N_{UP} = N_{DOWN}$
 M in fase, compare M_{XY} , viene abbattuta la magnetizzazione sul piano xy con uno stimolo a 90°



Fase c: Rilassamento longitudinale (spin-lattice)
 Cessione di E da nuclei a reticolo,
 aumentano $N_{DOWN} \rightarrow N_{UP}$
 $N_{DOWN} > N_{UP}$ e $M_Z \neq 0$



Fase d: Rilassamento Trasverso (spin-spin)
 Cessione E tra nuclei, si ha il passaggio da spin up a spin down e viceversa
 Perdita di coerenza di fase
 $M_{XY} \rightarrow 0$



B_1 viene generato attraverso una bobina orientata ortogonalmente al campo statico e alimentata con corrente sinusoidale a frequenza pari alla pulsazione di Larmor. In base all'ampiezza del segnale, è possibile risalire alla durata dei tempi T_1 e T_2 , capendo quindi quale tessuto stiamo considerando.

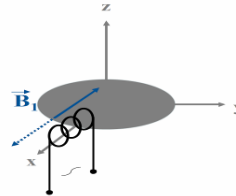


Figura 1.9 - Bobina trasmittente/ricevente complanare

1.4.1 Il segnale e la misura del FID

Nel moto di ritorno all'equilibrio, la componente sul piano xy della magnetizzazione M induce, in una bobina ricevente situata nel piano xy (figura 1.9), un segnale elettromagnetico detto segnale di decadimento libero (FID, Free Induction Decay), dipendente dal tempo che contiene l'informazione sulla dinamica con cui il vettore di magnetizzazione torna alla condizione di equilibrio. Questo ritorno avviene con costanti di tempo caratteristiche T_1 e T_2 .

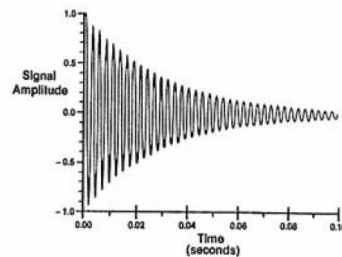
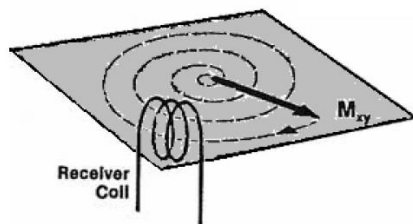
Il vettore M_{XY} ruota sul piano e diminuisce in modulo; per la legge di Faraday-Lenz, induce una f.e.m.:

$$V \propto \frac{\partial \Phi}{\partial t} \tag{1.15}$$

L'induzione avviene secondo la legge di Faraday: la corrente indotta su una spira è proporzionale alla rapidità di variazione del flusso magnetico che attraversa la spira stessa. La magnetizzazione del voxel di tessuto produce un flusso magnetico e la precessione della magnetizzazione sul piano trasverso ne causa la variazione. La f.e.m. indotta nella bobina ricevente è un segnale definito FID, che è un segnale sinusoidale con le seguenti caratteristiche:

$$f = \Omega/2\pi;$$

con ampiezza esponenziale decrescente con costante di tempo $\tau = T_2$.



Oscilla alla frequenza di Larmor

Figura 1.10 - Bobina di ricezione ed andamento tipico del FID

La f.e.m. misurata presenta un andamento oscillante sinusoidale con modulo che decade a zero, come indicato nella figura 1.10. L'importanza della MRI deriva dalla possibilità di misurare T_1 e T_2 , che caratterizzano i diversi tessuti ed il loro stato. Significativa è la tabella 1.2, dove sono riportati alcuni valori di T_1 e T_2 in base alla tipologia dei tessuti.

Tabella 1.2 - Valori caratteristici di T_1 e T_2 in base al tessuto, con $B_0 = 0,5T$, $37^\circ C$

Tessuto	T_1 (ms)	T_2 (ms)
Grasso	192	108
Fegato	397	96
Pancreas	572	189
Tiroide	605	102
Muscolo cardiaco	644	75
Muscolo scheletrico	629	45
Materia bianca	687	107
Polmone	756	139
Milza	760	140
Rene	765	124
Materia grigia	825	110
Sangue	893	362
Liquor	~ 1500	~ 1500
Acqua	~ 3400	~ 3400

1.4.2 Tempo di rilassamento T_1

A seguito di un impulso la componente M_Z torna all'equilibrio con costante di tempo T_1 detta tempo di rilassamento longitudinale, precedendo con velocità Ω . Si parla di rilassamento longitudinale in quanto ci si riferisce al ripristino, da parte dei protoni che avevano assunto la posizione antiparallela, della loro posizione di equilibrio, cioè quella parallela. T_1 è detto anche tempo di rilassamento spin-reticolo (spin-lattice), in quanto i protoni (spin), nel riallinearsi, scambiano energia con l'ambiente molecolare circostante, condizionando la velocità di rilassamento, pertanto sarà diversa a seconda del tipo di tessuto, della quantità di acqua presente, etc. Il recupero della M_Z longitudinale avviene secondo una curva esponenziale, crescente nel tempo, in modo tale che la M_Z avrà raggiunto l'86% del suo valore massimo al tempo $2T_1$ ed il 95% al tempo $3T_1$. L'equazione che descrive questo fenomeno:

$$M_Z = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad 1.16$$

Il T_1 può essere considerato come espressione termodinamica degli scambi energetici fra i nuclei ed ambiente circostante. Se la magnetizzazione si trova lungo l'asse $-z$ al termine dell'impulso RF, il ritorno all'equilibrio viene descritto dall'equazione:

$$M_Z = M_0(1 - 2e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad 1.17$$

Il T_1 è influenzato, oltre che dalle caratteristiche intrinseche del tessuto, anche dall'intensità del CMS, in quanto la restituzione dell'energia RF precedentemente assorbita dipende dalla frequenza di risonanza e quindi dal CMS.

1.4.3 Tempo di rilassamento T_2

La componente trasversale M_{XY} , torna a zero con un tempo caratteristico T_2 , detto tempo di rilassamento magnetico nucleare trasversale o "spin-spin". Il rilassamento trasversale si riferisce alla

perdita della coerenza di fase assunta dai protoni durante l'impulso RF (a 90°) e al conseguente annullamento del vettore di magnetizzazione macroscopica trasversale (legato alla perdita di coerenza). Anche il T_2 è una costante di tempo ed è pari al tempo necessario alla **MMT** per ridursi del 63% del suo valore iniziale. La curva di decadimento della **MMT** ha un andamento di tipo esponenziale decrescente nel tempo; nel tempo $2T_2$ il vettore **MMT** ha perso l'86% del valore iniziale e al tempo $3T_2$ il 95%. T_2 è condizionato dall'interazione tra i campi magnetici dei protoni (spin) adiacenti: maggiori sono le interazioni fra i campi magnetici adiacenti, maggiore sarà la velocità con cui viene persa la coerenza di fase e quindi la **MMT**. E' possibile descrivere il decadimento secondo l'equazione:

$$M_{XY} = M_{XY0} e^{-\frac{t}{T_2}} \quad 1.18$$

Contrariamente al rilassamento longitudinale, il rilassamento trasversale non è influenzato dall'intensità del CMS e non porta a variazioni d'energia del sistema. E' importante notare che non può persistere **MMT** ove sia completamente ripristinata **MML** [18]. Viceversa, lo scambio energetico spin-reticolo e quindi il recupero della **MML** può continuare anche quando la **MMT** sia, in seguito alla perdita della coerenza di fase, completamente annullata: a ciò consegue che il T_2 di una determinata sostanza o tessuto è sempre minore, o al più uguale, al rispettivo T_1 .

1.4.4 Parametri di acquisizione

Per una corretta esecuzione dell'esame, idonea a produrre immagini di qualità, alcuni parametri necessitano di adeguata impostazione tra cui:

- T_R : il parametro T_R (tempo di ripetizione) esprime in millisecondi la durata dell'intervallo di tempo tra i diversi treni di impulsi delle varie sequenze (intervallo 90° - 90°). Il parametro è importante per esaltare i contrasti sulla base delle differenze di tempi di rilassamento T_1 e T_2 o sulla base delle differenze di densità protonica.
- T_E : il parametro T_E (tempo di echo) esprime in millisecondi la durata dell'intervallo di tempo tra l'impulso RF a 90° e la fase di campionamento dell'echo. Il parametro è fondamentale per esaltare i contrasti sulla base delle differenze di tempi di rilassamento T_1 e T_2 o sulla base delle differenze di densità protonica. L'incremento del valore del T_E comporta un miglioramento del rapporto segnale-rumore.
- Numero di campionamenti: l'incremento del numero di campionamenti, direttamente proporzionale al tempo di esame, determina un aumento del rapporto S-N e una riduzione degli artefatti da movimento (ghosts).
- La risoluzione spaziale: esprime la capacità del sistema di riprodurre fedelmente particolari piccoli e ad alto contrasto. Maggiore è la risoluzione spaziale e maggiore è la possibilità per il radiologo di individuare particolari di piccole dimensioni.
- Il contrasto di un oggetto: è rappresentato da una variazione del livello di grigio presente in un'area dell'immagine rispetto alla zona circostante. In ambito medico radiologico vi è interesse a distinguere regioni contrastograficamente diverse. Il contrasto dipende dalle caratteristiche del sistema e dalla sua risoluzione spaziale, oltre che dal tipo di struttura indagata e dal tipo di sequenza che ha originato il segnale.
- Il rumore di un'immagine: è dovuto a variazioni di densità di informazione presenti sull'immagine non riscontrabili nell'oggetto visualizzato. Esso introduce granulosità che può compromettere la leggibilità e l'interpretazione dell'immagine. L'analisi del rumore è notevolmente complicata dal fatto che numerosi sono i parametri di acquisizione che lo influenzano. Importantissimo è il rapporto segnale/rumore, intendendo con questo termine il segnale di disturbo proveniente da vari fattori quali fonti elettromagnetiche esterne, l'elettronica del sistema, il paziente stesso.

1.5 Introduzione alle sequenze di eccitazione

Nella RM un impulso RF, con opportuna energia, tale da modificare lo stato di magnetizzazione indotto dal campo magnetico esterno, può essere erogato per una durata di tempo variabile. In questo modo si ottiene la rotazione della magnetizzazione macroscopica di 90° o 180° , a cui segue, nella fase di ritorno all'equilibrio, l'emissione di un segnale detto *FID* con durata che sarà funzione dei tempi di rilassamento T_1 e T_2 . Se si rileva direttamente il segnale, si possono verificare almeno due inconvenienti: nella fase di passaggio tra regime di emissione e ricezione si verifica un tempo morto, che determina, solitamente, la perdita di parte del *FID*; secondariamente, i magneti per l'uso clinico, presentano molto spesso disomogeneità del campo tali da determinare, se non opportunamente corrette, rapido decadimento del segnale *FID* in relazione con il T_2 . Per ovviare a tali problemi, si rileva il segnale non in maniera diretta, ma tramite la captazione del suo eco ottenuto con l'invio di un impulso supplementare a 180° . L'impulso supplementare permette di compensare gli effetti della disomogeneità del CMS e cioè di permettere il ripristino della coerenza di fase perduta a causa di tali disomogeneità. Il segnale così ottenuto (l'eco) è un segnale puro che tiene conto solo della perdita di coerenza di fase derivante dalle disomogeneità magnetiche della struttura in esame [9].

Le sequenze enfatizzano volta per volta T_1 , T_2 e ρ , cioè diverse sequenze di eccitazione evidenziano la dipendenza del *FID* dai vari parametri NMR. Un parametro dell'esperimento comune a tutte è T_R , tempo di ripetizione della sequenza.

Generalmente una sequenza viene individuata mediante una notazione tipica:

$$(\alpha_1 - t_1 - \alpha_2 - t_2 - \dots - \alpha_m - t_m)_n$$

dove: α_i : impulso a α_i gradi (tipo di impulso)

t_i : intervallo di tempo (tra gli impulsi)

n : numero di ripetizioni sequenze

La MRI differisce dalle altre tecniche di "imaging" in medicina per il fatto che, per ottenere un'immagine, è possibile sfruttare in diversi modi le proprietà intrinseche dei tessuti. La possibilità di variare il tempo di ripetizione, il tempo di eco e il tempo di inversione forniscono all'operatore un gran numero di possibili combinazioni di parametri, ciascuno dei quali peserà in modo diverso sulla immagine finale. I metodi di "imaging" sopra descritti possono essere modificati per fornire maggiore contrasto tra tessuti aventi differenti tempi di rilassamento. Sono qui di seguito riportate tre sequenze comunemente usate. Esistono sequenze di spin echo e quelle di gradient echo. La sequenza di spin echo è costituita da un impulso di 90° seguito, dopo il tempo τ , da un impulso di 180° . Passato lo stesso tempo τ dopo questo impulso si crea l'eco. Se si immaginano gli spin nel piano assiale, per il fenomeno del defasamento dopo il tempo τ alcuni, i più veloci, saranno più avanti, altri, i più lenti, indietro. L'impulso di 180° inverte gli spin: i più veloci si trovano indietro, i più lenti avanti. Passato lo stesso tempo τ i più veloci avranno raggiunto i più lenti e gli spin saranno di nuovo tutti paralleli dando il massimo del segnale. L'impulso di 180° annulla il defasamento provocato da disomogeneità costanti nel tempo, nulla però può contro il fenomeno spin-spin. Le sequenze spin-echo sono quindi sensibili al decadimento T_2 .

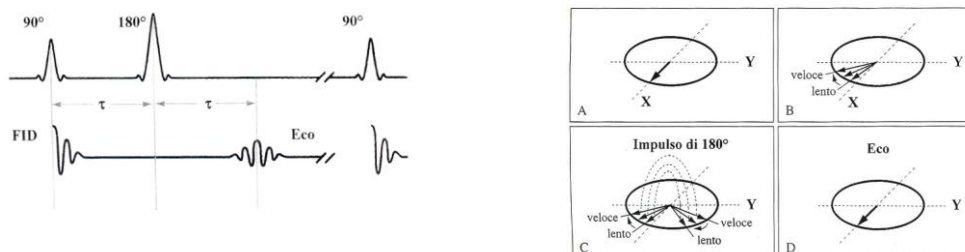


Figura 1.11 - Andamento tipico di una sequenza SE ed effetto dell'impulso a 180°

Le sequenze gradient echo, invece, creano l'eco causando prima il defasamento volontario (questa operazione viene fatta per mezzo di una variazione del campo magnetico chiamata più comunemente

gradiente, da cui il nome delle sequenze) e poi il rifasamento della stessa quantità (anch'esso con un gradiente ma di segno opposto). Non essendo presente l'impulso di 180° , non è possibile compensare le disomogeneità del campo e per tale motivo la sequenza è sensibile al fenomeno T_2^* .

1.5.1 Saturation Recovery (SR)

I nuclei, orientati secondo il campo magnetico B_0 , vengono sottoposti ad un campo in radiofrequenza, generato da una bobina posta sul piano xy, che va a perturbare la situazione di equilibrio. Nei vari punti del piano che andiamo ad interessare, andiamo ad applicare una o più sequenze di impulsi, espresse mediante un certo angolo α che andrà ad abbattere il vettore di magnetizzazione M in modi diversi [10]. La tecnica SR consiste in una sequenza di impulsi di eccitazione di 90 gradi, ripetuti ad intervalli di tempo di durata T_R (tempo di ripetizione), tempo caratteristico più lungo del T_2 ma più corto del T_1 .

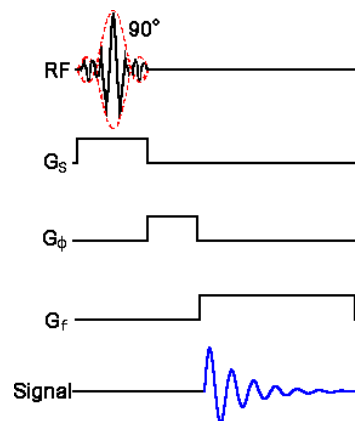


Figura 1.12 - Sequenza SR, andamento temporale

E' la sequenza più semplice ed è nota anche con il nome di *FID* ripetuta. L'acquisizione del segnale ha luogo immediatamente dopo l'emissione di ciascun impulso e può essere ripetuta più volte in maniera tale da migliorare il rapporto segnale/rumore del segnale ricevuto. E' possibile giocare sulla dipendenza dell'immagine dai valori di T_1 e ρ (densità protonica) in base alla durata di T_R , ottenendo quindi immagini con caratteristiche diverse.

In questo modo non si rileva tutto il segnale T_1 , specie quando questo sia lungo, ma solo la parte più intensa e perciò più significativa, costituita dalla porzione di incremento rapido della curva esponenziale di magnetizzazione longitudinale (recupero della stessa) con costante T_1 . In questo modo, essendo il *FID* molto intenso, migliora il rapporto segnale/rumore; questo tipo di sequenza, a parità di tempo di rilevamento dati, fornisce immagini con migliore qualità rispetto a una sequenza nella quale l'intervallo di tempo tra gli impulsi abbia durata uguale al T_1 . Le immagini derivanti da questa sequenza dipendono dalla densità di protoni di idrogeno ρ e dal T_1 delle singole strutture a seconda della durata T_R ; non vi è invece alcuna dipendenza dal T_2 , essendo il T_R sempre più lungo di quest'ultimo. Quando il T_R sia più breve o uguale al T_1 le immagini saranno fortemente dipendenti dal T_1 , con segnale più intenso per tessuti con T_1 breve e meno intenso per T_1 lunghi; saranno così esaltate le differenze del T_1 dei vari tessuti.

Quando invece il T_R sia più lungo, l'immagine sarà fortemente dipendente dalla densità protonica. Quanto più lungo è il T_R , quindi, tanto maggiore è l'intensità del segnale RM, ma minore il contrasto T_1 dipendente; quest'ultimo è maggiore per T_R corti, anche se questi comportano un segnale RM meno intenso.

Si può osservare che non c'è legame tra i fenomeni che interessano l'andamento della magnetizzazione M lungo l'asse z e quelli sul piano xy. Questo perché T_1 è relativo al piano trasverso xy e i due fenomeni fisici sono indipendenti. L'unico punto di contatto tra i due fenomeni è l'ampiezza S del FID (valore iniziale), proporzionale ad M_z . Il modulo di M è legato al numero di spin. Tanti più sono gli spin, tanto più c'è differenza tra quelli nella posizione spin-up e quelli nella

posizione down, ed aumenta il modulo del vettore di magnetizzazione M , che cresce sia lungo z che sul piano xy. Questa sequenza viene espressa con la notazione:

$$(90^\circ - T_R)_n \quad \text{con } n \geq 2$$

Con un unico impulso a 90° , l'ampiezza S fornisce informazioni solo su ρ , non su T_1 , ecco perché risulta necessario produrre almeno due impulsi. Si ottiene dunque che l'ampiezza S del secondo FID (al tempo T_R) è proporzionale a M_z al momento del secondo impulso, che dipende da T_1 , sapendo che $S(t)$ è un segnale nel tempo. E' possibile osservare che:

$$S(t) \propto M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right) = \rho \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right)$$

$$S(T_R) \propto \rho \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right)$$

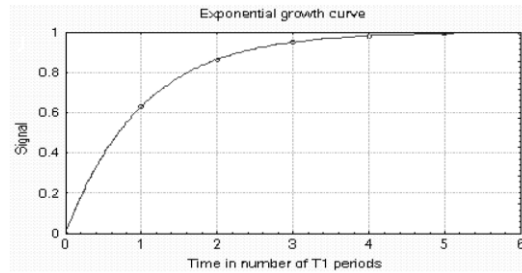


Figura 1.13 - Andamento del recupero di MML

Con M_0 valore iniziale di M a $t = 0$ (posizionato su xy). Le figure che seguono evidenziano quali sono le dinamiche relative a questa tipologia di sequenza:

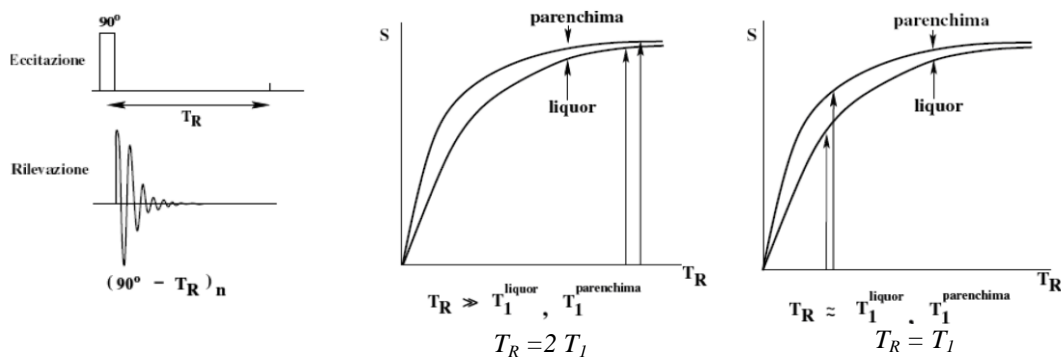


Figura 1.14 - Sequenza Saturation Recovery

- Se $T_R \gg T_1$: il contrasto tra i tessuti dipende solo da ρ , non si ha quindi legame con T_1 ;
- Se $T_R \approx T_1$: il contrasto tra tessuti dipende essenzialmente da T_1 , si ha uno stretto legame con T_1 .

Osservando le immagini di figura 1.14, è possibile nota che:

- Se $T_R = T_1$: il vettore che si abbatte è il 60% di quello iniziale M ;
- Se $T_R = 2 T_1$: il vettore che si abbatte è l'80% di quello iniziale M .

Con T_R tempo di campionamento della curva esponenziale. Il contrasto diminuisce all'aumentare di T_R . Con $T_R = 4s$ il contrasto risulta legato solo a ρ .

1.5.2 Inversion Recovery (IR)

La sequenza IR è realizzata applicando un impulso a 180° seguito da un impulso a 90° . Il primo provoca il ribaltamento del vettore di magnetizzazione \mathbf{M} in direzione antiparallela al campo magnetico esterno. Successivamente i nuclei tendono a riportarsi nella configurazione iniziale, seguendo il processo di rilassamento T_1 e cedendo l'energia in eccesso al reticolo. La magnetizzazione \mathbf{M} pertanto si porta dal verso $-z$ al verso $+z$ con modalità temporale dipendente da T_1 .

Poiché la magnetizzazione lungo l'asse z non può essere misurata, T_1 millisecondi (intervallo di tempo $\leq T_1$) dopo l'impulso a 180° si applica un secondo impulso a 90° che, provocando la rotazione delle componenti del campo sul piano xy , consente la detenzione del segnale *FID*.

Il segnale che si ottiene con questa sequenza di invii RF è quindi funzione della quantità di magnetizzazione longitudinale recuperata (T_1) durante il T_1 (tempo che intercorre tra la RF a 180° e quella a 90°). Variando quest'ultimo parametro si possono ottenere immagini dipendenti maggiormente dai T_1 più lunghi o da quelli più corti.

In tale maniera il segnale di *FID* ottenuto dopo il secondo impulso dipende dall'entità del rilassamento spin-reticolo avvenuto durante i due impulsi, risultando proporzionale alla densità protonica e presentando una più complessa dipendenza da T_1 e dai tempi di ripetizione degli impulsi T_R e T_I .

Con la sequenza IR possono essere ottenuti due tipi di immagine che vengono definite "immagine reale" o "immagine modulo". L'immagine reale si basa sull'effettivo recupero della *MML* e di conseguenza, in relazione all'andamento di tale recupero, il segnale potrà essere negativo, pari a zero o positivo. Nell'immagine modulo viceversa, il segnale si fonda sul valore assoluto, il modulo appunto, della *MML* e quindi si verifica il ribaltamento dei valori negativi in valori positivi.

Come si può notare, il segnale aumenta al diminuire del T_1 e all'aumentare del T_2 e diminuisce all'aumentare del T_1 e al diminuire del T_2 . In un'acquisizione T_1 -pesata l'intensità del segnale si basa infatti sul ripristino della *MML* e quindi quanto più corto è il T_1 tanto più rapido è il recupero ed intenso il segnale: sull'immagine risultante il contrasto fra due strutture è proporzionale alla differenza fra i loro T_1 . Viceversa in un'acquisizione T_2 -pesata l'intensità del segnale si basa sul diminuire della *MMT* e pertanto quanto più lungo è il T_2 tanto più lenta è tale diminuzione ed intenso il segnale: il contrasto d'immagine è in questo caso proporzionale alla differenza fra i T_2 delle strutture.

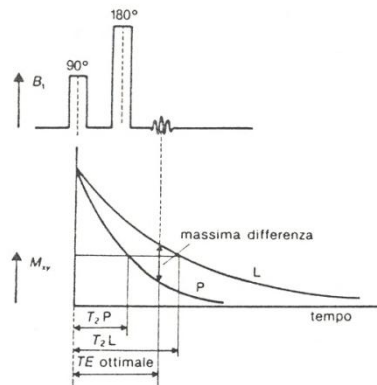


Figura 1.15 - Rilevazione del massimo contrasto

In entrambi i casi il massimo contrasto fra due strutture si ha se il segnale viene rilevato quando la distanza fra le curve rappresentanti l'andamento della *MM* (figura 1.15) di tali strutture in esame è più grande. In una generica sequenza spin-eco l'intensità del segnale dipende dai parametri intrinseci (ρ , T_1 , T_2) la cui importanza relativa è determinata dai tempi della sequenza e cioè dai parametri estrinseci (T_E , T_R).

In questa sequenza l'intensità relativa del segnale emesso dipende dal rapporto tra intervallo intercorso tra i due impulsi e valore del T_1 delle strutture in esame; le immagini ottenute sono pertanto dipendenti dal T_1 .

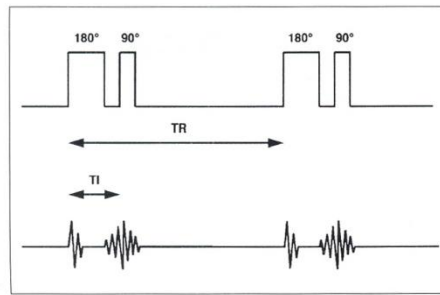


Figura 1.16 - Sequenza IR

La sequenza IR ha peculiare esaltazione del contrasto delle immagini nei riguardi di strutture a diverso T_1 ; mentre per valori di intervallo fra i due impulsi maggiori del T_1 si osservano piccole differenze di intensità tra strutture a T_1 lungo e strutture a T_1 breve, per valori di intervallo fra i due impulsi uguali o inferiori al T_1 , le differenze di intensità fra strutture con diverso T_1 sono esaltate con conseguente aumento di contrasto delle immagini che ne derivano.

Le immagini ottenute con questa sequenza, a parità di tempo di acquisizione, avranno rumore di fondo maggiore di quelle ottenute con SR; nel contempo però le immagini ottenute con IR sono più ricche di contrasto. Anche qui, come per la sequenza SR, il rilevamento del segnale può avvenire anche con tecnica spin-echo, facendo seguire a pochi millisecondi dal secondo impulso a 90° un terzo impulso a 180° che non modifica la dipendenza del segnale dal T_1 , ma serve solo a generare il segnale sottoforma di eco. E' possibile esprimere questa sequenza con la notazione:

$$(180^\circ - T_i - 90^\circ - T')_n$$

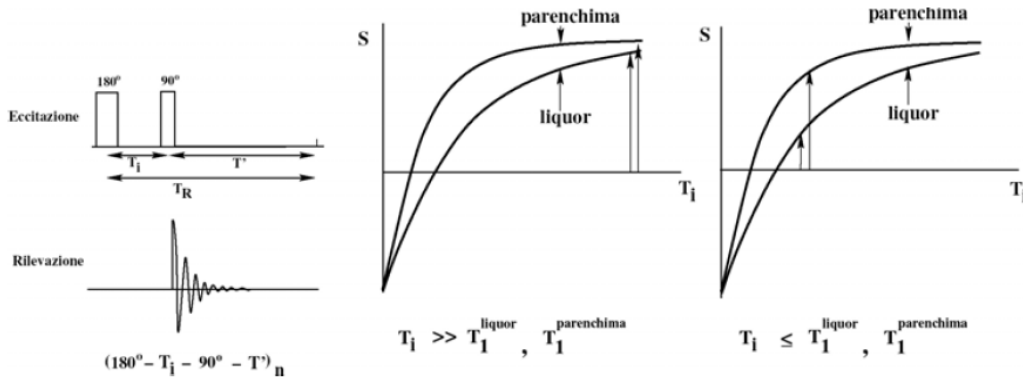


Figura 1.17 - Sequenza IR

L'ampiezza del FID misurato è proporzionale al valore di M_z al momento dell'impulso a 90°, che dipende da T_1 . Si ottiene dunque:

$$S(t) \propto \rho \left(1 - 2e^{-\frac{T_i}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right)$$

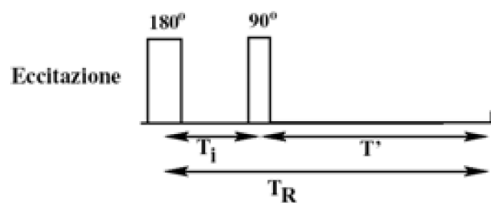


Figura 1.18 - Sequenza IR, ordine temporale

$$S(t) \propto \rho(1 - 2e^{-\frac{T_i}{T_1}})$$

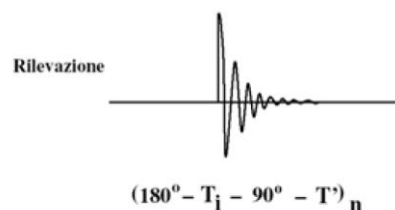


Figura 1.19 - Sequenza IR, rilevazione del FID

L'ampiezza del segnale S misurato è sempre positiva, anche durante l'inversione di \mathbf{M} (a meno di uno usare una rilevazione sensibile alla fase di \mathbf{M}). La parte negativa delle curve misurate viene ribaltata specularmente. Per la sequenza Inversion Recovery si usa $T_R = 1s$, mentre in base alla scelta di T_1 , è possibile variare il contrasto.

1.5.3 Spin Echo

Invece di osservare il FID che consegue a un semplice impulso di RF, si può effettuare nella sequenza SE il rilevamento di un segnale eco che si ottiene inviando due emissioni pulsate di RF. Inviata la sequenza di impulsi, dopo un intervallo di tempo dal suo inizio (definito tempo di eco T_E), si avrà la formazione di un segnale RF di ritorno, che risulterà essere dipendente dal tempo di rilassamento T_2 . Il primo impulso a 90° , provoca una rotazione sul piano xy della magnetizzazione dei nuclei interessati, inducendone coerenza di precessione; a questo punto i diversi momenti magnetici μ iniziano, in concomitanza al rilassamento longitudinale T_1 -dipendente, anche una più rapida perdita della coerenza di fase (o di precessione) che è in funzione del T_2 e viene misurata dal decremento della magnetizzazione trasversale. I protoni o gruppi di protoni (le cui magnetizzazioni microscopiche compongono la \mathbf{MM}) risentono delle pur piccole disomogeneità del CMS e delle interazioni magnetiche tra loro stessi e si avrà dunque lo sfasamento in alcuni gruppetti più veloci e in altri meno veloci con conseguente diminuzione del valore di \mathbf{MMT} .

Se poi viene applicato al sistema un nuovo impulso di RF di 180° , esso determinerà un ribaltamento del senso di rotazione: una specie di dietrofront che disporrà i gruppetti più veloci in posizione arretrata rispetto a quelli meno veloci. Essendo però i più veloci a trovarsi indietro, in breve tempo raggiungeranno i più lenti e i gruppetti di spin si troveranno in fase tra loro, emettendo la RF di ritorno, dopo un tempo durante il quale sarà stato possibile porre la bobina in situazione ricevente: così, con l'impulso a 180° , si ha un segnale che può essere considerato l'eco del segnale FID che avevamo ottenuto con l'impulso a 90° ed è per questo motivo che la sequenza viene denominata spin-eco. In questo momento la magnetizzazione trasversale viene ristabilita e determina un segnale di eco, la cui ampiezza sarà in rapporto con il numero di protoni interessati al fenomeno e con il grado di coerenza di fase raggiunto. La perdita e il successivo recupero della coerenza di fase dei protoni, dopo i due impulsi a 90° e 180° , quantizzano il tempo T_2 , in rapporto pertanto con il misurato tempo t .

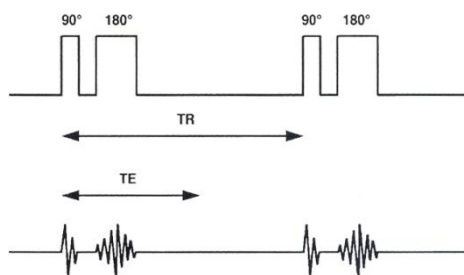


Figura 1.20 - Sequenza di impulsi SE

In seguito si avrà una diminuzione del segnale sul piano xy mentre la magnetizzazione macroscopica aumenterà sull'asse z con velocità funzione del T_1 .

Il segnale nella sequenza spin-echo dipende, quindi sia da T_1 che da T_2 ; per separare le due componenti devono essere variati i tempi di ripetizione degli impulsi (T_R) e il tempo tra l'impulso a 90° e quello a 180° (tempo di eco, T_E).

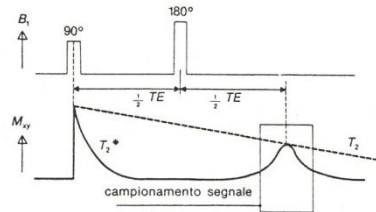


Figura 1.21 - Andamento della MMT durante la sequenza SE

Aumentando quest'ultimo intervallo si incrementa il segnale dovuto al tempo di rilassamento T_2 (immagini T_2 -dipendenti); incrementando invece il tempo di ripetizione, o riducendo il tempo t si realizzano immagini dipendenti da T_1 . Si può così comprendere come la sequenza SE possa essere utilizzata nella forma qui descritta per la misura del T_2 oppure, con più lungo tempo di ritardo, venga applicata alle sequenze saturation recovery, e inversion recovery per ottenere un segnale T_1 dipendente, più forte di quello rilevabile direttamente. Per tali ragioni la SE può essere considerata la sequenza più ricca di potenzialità diagnostiche nell'imaging con RM.

Perciò per poter esaltare il segnale T_2 si introduce quella che è definita sequenza SE T_2 -pesata. Per ottenere questo tipo di sequenza è necessaria l'adozione di T_E e T_R lunghi. L'impiego di T_R lunghi, genericamente maggiori dei T_1 della struttura in esame, permette infatti il completo recupero della MMT delle varie strutture fra un rilevamento ed il successivo e conseguentemente di non esaltare le differenze fra i diversi T_1 . Viceversa l'allungamento del T_E fa sì che il segnale di eco venga rilevato quando la perdita di coerenza protonica e quindi di MMT , derivante dalla disomogeneità intrinseca della struttura in esame, sia già avanzata: in questo modo vengono messe in risalto le differenze fra i vari T_2 e la sequenza risulta T_2 -pesata. In pratica, l'impiego del T_R lungo riduce la dipendenza dal T_1 dell'immagine, mentre un lungo T_E ne esalta la dipendenza dal T_2 .

Se nell'ambito dello stesso T_R , dopo il primo impulso a 90° , vengono inviati vari impulsi a 180° si avrà la formazione di tanti echi, e quindi tante immagini, quanti sono gli impulsi a 180° inviati: questo procedimento, di uso assai frequente, viene definito tecnica multieco (ME).

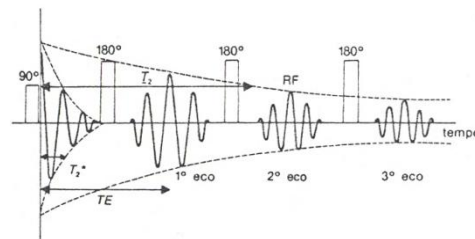


Figura 1.22 - Sequenza multieco, con FID successivi

Negli echi tardivi (eseguiti cioè ad un tempo multiplo del T_E) è possibile notare una maggior differenziazione delle strutture a T_2 breve da quelle a T_2 lungo per il più lento decadimento della MMT di queste ultime che risultano quindi intense. Per “**immagine pesata in T_2** ” si intende una immagine nella quale il contrasto dipende dal valore caratteristico di T_2 dei tessuti. Quando si usa un sistema di risonanza magnetica, aree più chiare in un immagine pesata in T_2 rappresentano tessuti con valori di T_2 relativamente lunghi.

Inoltre, più è lungo il T_E usato, maggiore è l'effetto del rilassamento trasversale che interviene prima dell'acquisizione del segnale. Perciò usando un T_E lungo, tessuti con T_2 corto scompaiono dall'immagine.

Quando si aumenta il T_R , si diminuisce l'effetto del T_1 nell'immagine. Un T_R sufficientemente lungo per questo scopo è di solito di 1000ms o più.

Una “**immagine pesata in T_1** ” è invece una immagine nella quale il contrasto dipende dal valore caratteristico di T_1 dei tessuti. Immagini di questo tipo possono essere ottenute sia usando appropriate sequenze di spin-eco, sia con metodi di “inversion-recovery”.

Vengono prese ora in considerazione due strutture campioni delle quali una abbia T_1 breve e l'altra T_1 lungo. Dopo gli impulsi RF a 90° e 180° e l'emissione dell'eco, le strutture in esame recuperano la **MML** con velocità inversamente proporzionale al rispettivo T_1 . Alla fine del T_R (breve, 350ms), la struttura con T_1 corto ha recuperato gran parte della **MML**, al contrario di quella con T_1 lungo che ne ha recuperata poca.

La quantità di **MMT** e quindi l'intensità di segnale sono, come logico, proporzionali alla **MML** e pertanto, al secondo rilevamento, la struttura con T_1 corto avrà un intenso segnale, mentre quella con T_1 lungo emetterà scarsamente.

Questa tipologia di sequenza riesce a compensare l'effetto della disomogeneità di B_0 . E' possibile esprimerla mediante la notazione:

$$(90^\circ - (T_E/2 - 180^\circ - T_E/2) - T)_n$$

L'impulso a 180° applicato dopo $T_E/2$ riallinea gli spin e genera un eco del **FID** dopo ulteriore $T_E/2$ (tempo di eco T_E). L'impulso a 90° , oltre ad abbattere M tiene anche in fase tutti gli spin. Si ottiene dunque sul piano trasverso, un progressivo sfasamento degli spin che provoca la scomparsa di M_{XY} e lo smorzamento del **FID**. Ciò implica la generazione di un eco nel segnale, indotta con l'invio di un impulso a 90° seguito da un impulso a 180° .

L'impulso di rifasamento (a 180°) può essere ripetuto più volte, dando origine ogni volta alla generazione di un corrispondente segnale di eco (la magnetizzazione sul piano xy compare dopo che i nuclei veloci raggiungono i lenti), la cui ampiezza diminuisce fra un eco e l'altro, secondo la costante di tempo T_2 . L'impulso a 180° non altera la frequenza di rotazione.

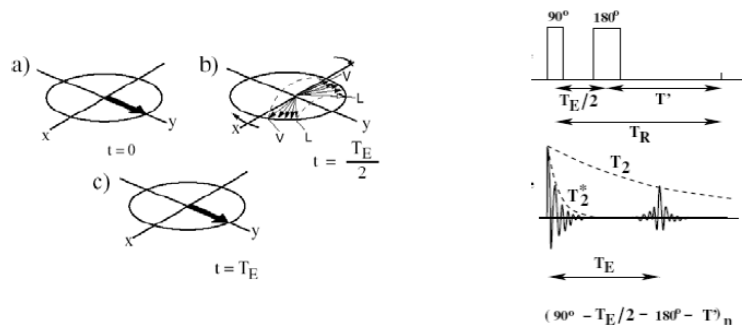


Figura 1.23 - Sequenza SPIN ECHO

Al tempo T_E si dà il primo eco: in questo istante l'ampiezza del segnale è proporzionale a ρ e anche a T_1 . I parametri impostati dall'operatore sono T_E e T_R . L'operatore decide il $T_E/2$ e quindi l'istante di applicazione dell'impulso a 180° .

L'ampiezza S del **FID** al tempo T_E risulta essere proporzionale a:

$$S \propto \rho \cdot \left(1 - 2e^{-\frac{(T_R - T_E/2)}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Se $T_E/2 \ll T_R$ (vero in applicazioni cliniche):

$$S \propto \rho \cdot \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}}$$

Con: T_R e T_E parametri scelti dall'operatore
 T_1 , T_2 e ρ parametri caratteristici del tessuto

T_R è il tempo dopo il quale si riapplica la sequenza (100 ms). Ad esempio se voglio ricavare T_2 , vado ad applicare una sequenza con vari ribaltamenti a 180° così determinata:

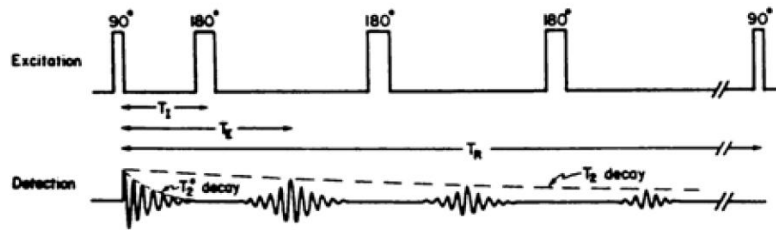


Figura 1.24 – Sequenza spin ECHO, con più impulsi a 180°

E' possibile esprimerla con la notazione:

$$(90^\circ - (T_E/2 - 180^\circ - T_E/2)_m - T')_n$$

Echi ed impulsi sono separati da un tempo T_E e sono tra loro sfasati di $T_E/2$. Vengono forniti impulsi negli istanti $T_E/2, 3T_E/2, etc.$ Gli echi e la rilevazione del segnale avvengono agli istanti $T_E, 2T_E, 3T_E$. Ad esempio in figura 1.24 è possibile osservare come, per ricavare T_2 , sia consentito fornire una sequenza con vari ribaltamenti a 180° . Si ottengono dunque echi successivi. La relazione dell'ampiezza contiene T_1, T_2 e ρ : scegliendo in maniera opportuna T_E e T_R si rende il segnale dipendente in maniera più marcata rispetto ad uno di questi tre parametri. E' possibile fare tre considerazioni in base ai valori di T_E e T_R :

- T_R grande: il recupero lungo l'asse Z è completo, il fenomeno si esaurisce su T_1 ;
- T_E piccolo: non si lascia il tempo agli spin di aprirsi e defasarsi dopo aver abbattuto M su xy;
- T_R grande, T_E piccolo: si eliminano le dipendenze sia da T_1 che da T_2 .

Si ottengono dunque immagini pesate in T_1, T_2 o ρ :

- Immagini T_2 -pesate:

Se $T_R \gg T_1$ ($T_R = 4T_1$) si ottiene

$$S \propto \rho \cdot (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}} \approx \rho \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}} \quad \text{L'immagine non dipende da } T_1$$

- Immagini T_1 -pesate:

Se $T_E \ll T_2$ si ottiene

$$S \propto \rho \cdot (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}} \approx \rho \cdot (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) \quad \text{L'immagine non dipende da } T_2$$

- Immagini ρ -pesate:

Se $T_E \ll T_2$ e $T_R \gg T_1$ si ottiene

$$S \propto \rho \cdot (1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}} \approx \rho \quad \text{L'immagine non dipende né } T_1 \text{ da né da } T_2$$

Volendo riassumere con una tabella quella che è la sequenza spin-echo, si è visto che in base ai parametri di selezione impostati, è possibile rendere l'immagine dipendente dai parametri caratteristici in modo diverso:

Tabella 1.3 - Dipendenza delle immagini dai parametri di selezione

	T_E breve	T_E lungo
T_R breve	T_1	T_1, T_2
T_E lungo	ρ	T_2

Il contrasto cambia a seconda della scelta di T_E . Cambiando T_E e T_R si ottengono immagini molto diverse tra loro. E' possibile osservare dunque i seguenti andamenti (figura 1.25), dove viene evidenziato come varia l'ampiezza S del segnale di FID in relazione ai parametri che si possono impostare, valutata per due diversi tessuti in esame.

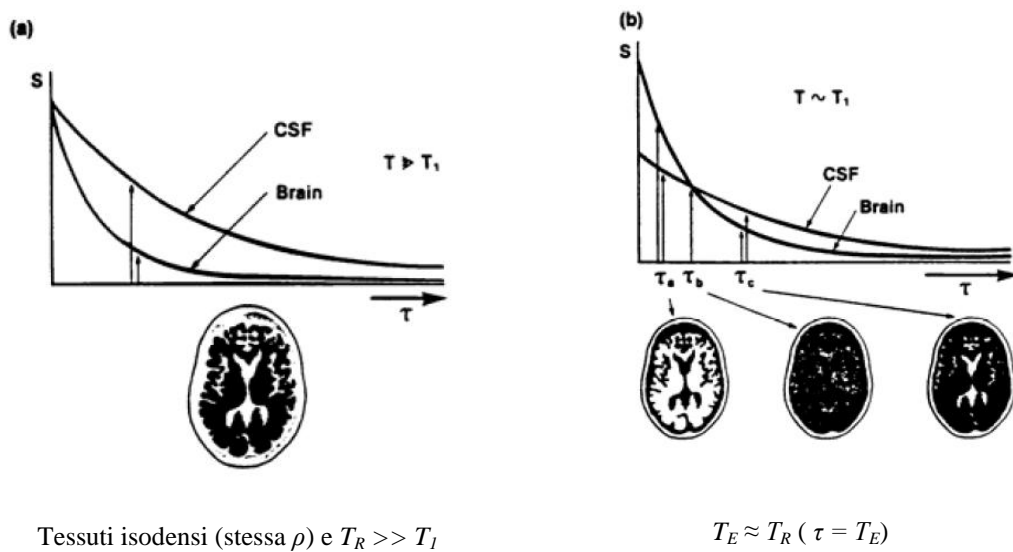


Figura 1.25 - Variazione del contrasto nella sequenza di spin echo

1.6 Uso dei gradienti per la localizzazione spaziale

E' necessario individuare le modalità idonee a distinguere i segnali provenienti dai diversi voxel della regione in esame, facendo una codifica spaziale del segnale NMR. Come è possibile, dal solo segnale misurato FID , ricavare informazioni sui singoli contributi dei singoli voxel di un volume? [7] Si deve introdurre la derivata del campo magnetico, il gradiente lineare sovrapposto a B_0 ad esempio lungo x :

$$B(x) = B_0 + G_x x \tag{1.19}$$

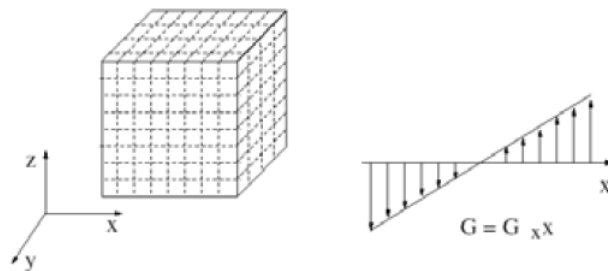


Figura 1.26 - Introduzione dei gradienti per la localizzazione spaziale

La sessione di imaging genera una serie di suoni cadenzati e ripetitivi dovuti all'accensione/spengimento dei gradienti di campo magnetico. Il campo B_0 non è più costante ma cresce linearmente al crescere della coordinata x . B_0 rappresenta un campo statico e viene indicato con:

- G_x : il gradiente lungo l'asse x ;
- $G_x \cdot x$: l'indicazione di quanto aumenta il campo magnetico spostandosi lungo x .

I gradienti si misurano in mT/m. Sono disponibili oggi risonanze con generatori di gradienti in grado di produrre una variazione di campo pari a 20-25mT/m. Il tempo di salita dei gradienti è un parametro fondamentale ed indica quanto tempo impiega per andare da zero al valore massimo e la capacità di lavorare al massimo della forza (Duty Cycle). Più i gradienti sono veloci, migliori sono le qualità dell'esame e la risoluzione spaziale. Dalla legge di Larmor risulta che:

$$\Omega = \gamma \cdot B_0 \Rightarrow \Omega(x) = \gamma \cdot B(x) = \gamma \cdot B_0 + \gamma \cdot G_x x \quad 1.20$$

Da cui si può ricavare la coordinata x unicamente collegata alla frequenza angolare. Questo legame permette di ricavare la posizione dei vari contributi. Ottengo dunque:

$$x = \frac{(\frac{\Omega}{\gamma} - B_0)}{G_x} = g(\Omega) \quad 1.21$$

La coordinata x è associata alla frequenza $f = \Omega/2\pi$. Il campo B_0 non è più costante ma cresce linearmente al crescere della coordinata x .

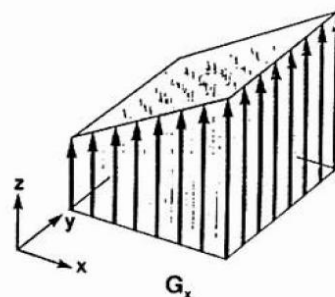


Figura 1.27 - Variazione del campo nello spazio lungo una direzione

In MRI vengono usati 3 gradienti lungo i tre assi: G_x , G_y e G_z . Questo permette di localizzare nello spazio il singolo *Voxel*, grazie alla codifica di frequenza e di fase.

1.7 Ricostruzione dell'immagine con il metodo di Fourier

Per la ricostruzione dell'immagine viene attualmente utilizzato il metodo della trasformata di Fourier in due dimensioni $2DFT$, veloce ed affidabile. Con questo metodo sono necessarie più acquisizioni per arrivare alla ricostruzione dell'immagine. Durante l'esame di RM l'intero soggetto entra nel magnete. Questo comporta una risposta da parte di tutti gli spin del corpo e non permette quindi alcuna localizzazione spaziale. In realtà vengono eccitati (ossia portati sul piano assiale) solo i nuclei la cui frequenza di Larmor è uguale a quella degli impulsi a RF. Se si vogliono avere informazioni unicamente da una sezione è necessario che solo gli spin di quella sezione abbiano quella frequenza di precessione pari a quella dell'impulso RF. A tale fine, al CMS prodotto dal magnete possono essere sovrapposti dei gradienti, diversamente orientati nello spazio. La frequenza di precessione dipende linearmente dall'intensità del CM e pertanto se quest'ultimo differisce da voxel a voxel anche la frequenza di precessione sarà differente in ogni voxel (minimo elemento di volume dello strato con cui si interagisce).

In queste condizioni ogni elemento di volume avrà una propria frequenza di precessione e sarà riconoscibile; il segnale raccolto dalle bobine può essere analizzato tramite la trasformata di Fourier, che permette di convertire un segnale di ampiezza in rapporto al tempo in uno di ampiezza in rapporto alla frequenza. Fatta questa premessa, in una scansione trasversale, per selezionare lo strato da esaminare viene sovrapposto al campo magnetico principale un gradiente con direzione z: tale gradiente è tale da incrementare la sua intensità lungo l'asse del paziente (asse z) fino ad un massimo di circa l'1% (figura 1.28).

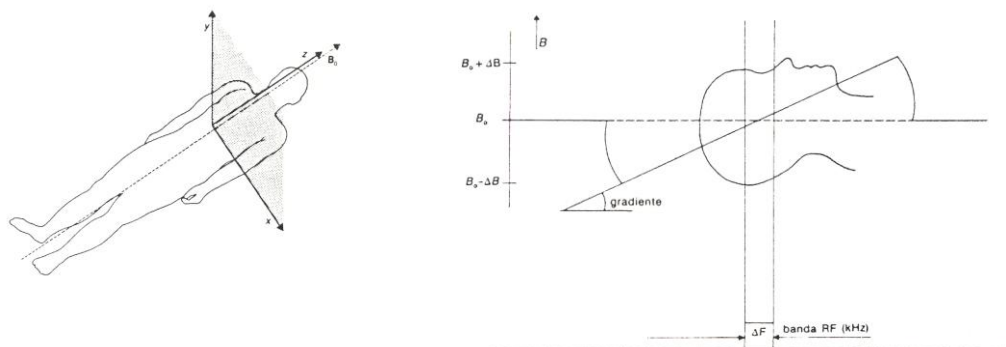


Figura 1.28 - Selezione della sezione

In presenza di tale gradiente ogni sezione assiale è caratterizzata da una propria intensità di campo ed i suoi nuclei da una frequenza di precessione diversa da quella dei nuclei di ogni altra sezione assiale: per porre in risonanza i nuclei della sezione prescelta è necessario inviare un impulso RF di frequenza uguale a quella di precessione propria dei nuclei della sezione in questione. In pratica, se un impulso RF a stretta banda viene applicato in presenza di un gradiente, solo i nuclei di un determinato strato saranno posti in risonanza con creazione di una *MMT*, trasversale al CMS, producendo poi, al cessare dell'impulso RF un segnale captato dalla bobina.

Lo spessore della sezione è determinato dall'altezza (o ripidità) del gradiente e dall'ampiezza della banda RF di eccitazione. Attualmente vengono adottati spessori di sezione che variano dai 2.5 ai 10 mm. Questo procedimento viene chiamato "eccitazione selettiva". In RM, diminuendo lo spessore di sezione, diviene minore anche il numero di protoni che è possibile porre in risonanza con conseguente diminuzione del rapporto segnale/rumore (*S/R*).

Il tipo di gradiente più utile nell'MRI è un gradiente di campo magnetico lineare mono-direzionale. Un gradiente di campo magnetico mono-direzionale lungo l'asse z in un campo magnetico B_0 indica che il campo va aumentando lungo la direzione z. La risoluzione spaziale migliora all'aumentare dell'intensità e della rapidità del gradiente, dando la possibilità di definire meglio zone adiacenti, dotandole di frequenze di precessione diverse e rendendole facilmente individuabili. In questo modo si ottengono informazioni su una direzione, ma si ha bisogno di altri due tipi di informazioni per ottenere la localizzazione spaziale completa. Come per le altre metodiche, il minimo elemento su cui la macchina da informazioni è chiamato *voxel*. La macchina media tutto ciò che è contenuto nel *voxel* e associa a tale elemento un livello di grigio. Il *voxel* è costituito dallo spessore della sezione e dall'area di un altro componente chiamato pixel. Da ciascun voxel è possibile ottenere indicazioni mediante un vettore di magnetizzazione *MM*. Le dimensioni del pixel sono date dal campo di vista diviso il numero di righe e colonne (righe e colonne costituiscono la matrice acquisizione dati).

Il gradiente precedentemente utilizzato permette di definire spessore e posizione della sezione (gradiente di selezione, lungo z). Gli altri due gradienti permettono di determinare posizioni e dimensioni dei pixel. E' possibile osservare l'esempio relativo ad una sequenza SE. Tra l'invio dell'impulso a 90° e quello a 180°, lo strato selezionato viene sottoposto ad un gradiente in direzione y che porterà i vari nuclei a diversificare le loro frequenze di precessione e pertanto le loro velocità. Al cessare di tale gradiente y, i vari nuclei, pur tornando a precedere ad uguale velocità, resteranno sfasati tra di loro e tale sfasamento rimarrà anche quando, dopo l'impulso a 180°, essi verranno sottoposti al gradiente in direzione x che li porterà a differenziare la loro frequenza di precessione colonna per colonna (codifica di frequenza – gradiente di lettura). Pertanto, sul piano xy selezionato, le colonne avranno una codifica di frequenza, mentre le righe una codifica di fase. **Questo vuol dire che ogni pixel del piano è individuato da due coordinate: le frequenze forniscono l'ascissa, mentre le fasi indicano l'ordinata.** Questo procedimento viene ripetuto tante volte quante sono le

righe della matrice (ad esempio 128 o 256), variando progressivamente il valore del gradiente di codifica di fase (lungo y) e rilevando ogni volta il segnale di FID con cui si va a riempire lo spazio K . I risultati di ogni acquisizione vengono analizzati ricorrendo alla 2DFT: al termine del procedimento ogni voxel è caratterizzato da tre coordinate e da un'intensità di segnale e pertanto può essere ricostruita l'immagine. Nell'analisi è stato sempre considerato il caso di una scansione trasversale per la quale il gradiente di selezione è orientato sull'asse z , quello di preparazione sull'asse y e quello di lettura lungo x .

Volendo analizzare meglio queste dinamiche, è possibile osservare la sequenza da una prospettiva macroscopica dei vettori di spin, immaginando un cubo di spin immerso in un campo magnetico. Per la ricostruzione delle immagini è necessario adottare un metodo (metodo di Fourier) che prevede i seguenti passi:

- Preparazione (selezione della sezione assiale);
- Evoluzione (codifica di una coordinata in fase);
- Lettura (codifica dell'altra coordinata in frequenza).

1. Preparazione (slice selection)

Il cubo è composto da molti elementi di volume, ognuno col suo proprio vettore di magnetizzazione netta. Viene supposto di voler creare l'immagine di una fetta nel piano XY . Il campo magnetico B_0 è orientato lungo l'asse Z . Il gradiente di selezione della fetta è applicato lungo l'asse Z e gli impulsi RF fanno ruotare solamente quei pacchetti di spin nel cubo che soddisfano la condizione di risonanza. Il campo magnetico statico lungo l'asse z è esprimibile come:

$$B_z = B_0 + z \cdot G_z \tag{1.22}$$

Questi pacchetti di spin sono localizzati, in questo esempio, in un piano XY . La localizzazione del piano lungo l'asse Z rispetto all'isocentro è data da:

$$Z = \frac{\Delta\nu}{\gamma \cdot G_z} \tag{1.23}$$

dove $\Delta\nu$ è la deviazione dalla frequenza ν_0 (i.e. $\nu - \nu_0$), G_z l'intensità del gradiente di selezione della fetta e γ il rapporto giromagnetico. Gli spin localizzati prima e dopo questo piano non sono interessati dagli impulsi RF; saranno perciò trascurati per gli scopi di questa presentazione. Per semplicità, ci concentreremo su un sottoinsieme di 3×3 vettori di magnetizzazione netta [10]. L'immagine degli spin in questo piano è del tipo:

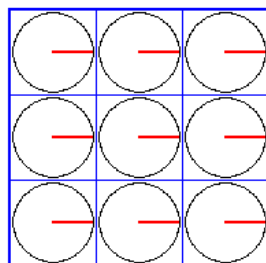


Figura 1.29 - MMT della sezione interessata, matrice 3x3

Una volta ruotati nel piano XY questi vettori precedono alla frequenza di Larmor data dal campo magnetico che ognuno di essi sta subendo. Se il campo magnetico è uniforme, ognuna delle nove frequenze di precessione risulta uguale. Viene eseguita dunque una selezione assiale lungo Z , con la frequenza di Larmor alterata lungo z :

$$\Omega(z) = \gamma \cdot (B_0 + G_z z) = \Omega_0 + \gamma \cdot G_z z \quad 1.24$$

Applicando dunque un impulso a 90° con $f' = \Omega'/2\pi$ esattamente pari a quella di precessione dei protoni appartenenti alla sezione in esame ed andando ad quindi ad eccitare solo gli spin posti a $Z = Z_p$, si ottiene:

$$\Omega' = \Omega(z_p) = \Omega_0 + \gamma \cdot G_z z_p \quad 1.25$$

Il piano $Z = Z_p$ acquista una magnetizzazione M_{XY} non nulla. I segnali MR acquisiti provengono solo dal piano selezionato, tutti gli altri piani hanno frequenza di Larmor diversa perché non sono in risonanza con Ω' . Si vanno a considerare dunque solo due dimensioni.

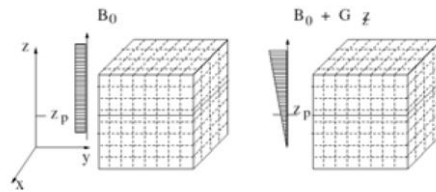


Figura 1.30 - Metodo di Fourier

Lo spessore Δz della fetta dipende dalla larghezza di banda $\Delta\Omega$ dell'impulso e all'intensità di gradiente G_z . E' possibile variare la dimensione di Δz diminuendo $\Delta\Omega$ o aumentando G_z . Per una buona risoluzione in z occorre un impulso a banda stretta. Si ottiene che:

$$\Delta z = \frac{\Delta\Omega}{\gamma \cdot G_z} = \frac{\Delta\nu}{\gamma \cdot G_z} \quad 1.26$$

Con queste due equazioni, si nota che la posizione della sezione lungo l'asse z è rappresentata dal valore di centro banda, mentre lo spessore della sezione è associato alla larghezza di banda di impulso $\Delta\Omega$ oppure al gradiente G_z .

Successivamente vengono usati G_x e G_y per ottenere un insieme di *FID* in cui le coordinate delle posizioni sono codificate in fase e in frequenza.

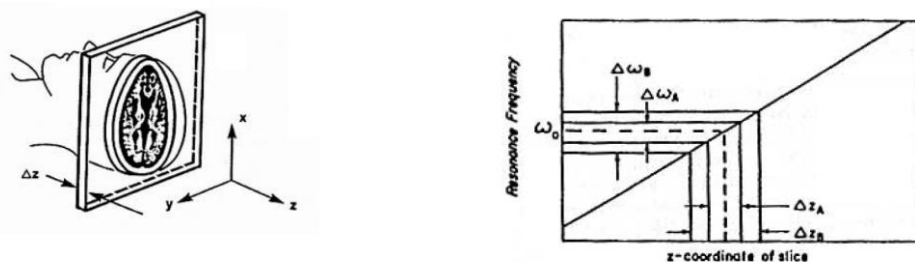


Figura 1.31 - Analisi della slice, banda passante

2. Evoluzione (fase di codifica)

Nella sequenza per imaging, dopo il gradiente di selezione della fetta è applicato un gradiente di codifica di fase. Assumendo che questo sia applicato lungo l'asse Y , gli spin a diverse posizioni lungo l'asse Y cominciano a muoversi di moto di precessione a frequenze di Larmor diverse. Per effetto della relazione di Larmor, il gradiente G_y fa sì che i nuclei ruotino nel loro moto di precessione, a frequenze diverse lungo l'asse y . All'istante $t = 0$, a causa dell'eccitazione precedente, i momenti magnetici della slice selezionata hanno tutti la stessa fase. Da $t = 0$ in poi, applicando il gradiente lungo y , i momenti ruoteranno con una velocità dipendente dalla loro posizione y . In un generico

istante finale $\Delta T y$, i nuclei che ruotavano più velocemente, avranno accumulato una fase maggiore. Dopo aver rimosso il gradiente lungo y , gli spin continuano a ruotare tutti alla stessa frequenza, tuttavia essi ricordano l'angolo di fase impostato dal gradiente G_y nel periodo precedente. Quando il gradiente di codifica di fase viene spento, i vettori di magnetizzazione netta ruotano con ugual frequenza ma possiedono fasi diverse (lungo la direzione Y , questo sfasamento è stato indotto dal gradiente di codifica di fase applicato lungo l'asse Y che ha prodotto diverse velocità di precessione). La fase è determinata dalla durata e dall'ampiezza degli impulsi del gradiente di codifica di fase. Il gradiente di codifica di fase viene applicato n volte tante quante sono le righe della matrice da acquisire. Ad ogni ripetizione varia di intensità, partendo da $-G_y$ fino ad arrivare a $+G_y$. Minime ampiezze producono piccoli sfasamenti, dunque il segnale di FID avrà ampiezza maggiore, e si posizionerà al centro dello spazio k . Ai bordi invece l'intensità del gradiente è massima, dunque saranno presenti grandi sfasamenti e il segnale di FID registrato avrà ampiezza minore. In questa fase è necessario codificare una coordinata della sezione, ad esempio y con la fase. Viene applicato un gradiente G_y che consente di far muovere gli spin con frequenza di precessione:

$$\Omega(y) = \Omega_0 + \gamma \cdot G_y \cdot y \quad 1.27$$

Con durata t_y , con accumulo di fase dipendente da y in base alla relazione:

$$\varphi_y = (\Omega_0 + \gamma \cdot G_y \cdot y) \cdot t_y \quad 1.28$$

che rappresenta la fase degli spin dopo t_y .

Gli spin di tutti i voxel con medesima y hanno medesima fase φ e da qui è possibile eseguire la codifica di fase.

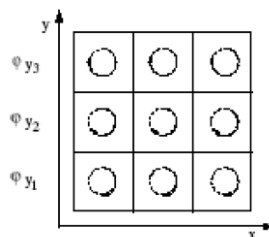


Figura 1.32 - Applicazione del gradiente lungo y , codifica di fase

3. Lettura (codifica di frequenza)

Terminato l'impulso del gradiente di codifica di fase, viene attivato un impulso del gradiente di codifica in frequenza, ad esempio nella direzione $-X$. Il gradiente di codifica in frequenza causa una precessione dei pacchetti di spin a velocità dipendenti dalla loro localizzazione lungo X . Ora, è necessario prestare attenzione al fatto che ognuno dei nove vettori di magnetizzazione netta è caratterizzato da un unico angolo della fase e un'unica frequenza di precessione (quindi velocità di rotazione diversa). Se fosse disponibile un modo per determinare fase e frequenza del segnale generato da un vettore di magnetizzazione netta, sarebbe possibile associarlo a uno dei nove elementi. Una semplice trasformata di Fourier è in grado di eseguire questo per ogni singolo vettore di magnetizzazione netta localizzato in qualche punto nello spazio 3×3 . Per esempio, se un singolo vettore fosse localizzato nel punto $(X, Y) = 2, 2$, il FID conterrebbero una sinusoide di frequenza 2 e fase 2. Una trasformata di Fourier di questo segnale produrrebbe un picco a frequenza 2 e fase 2. Purtroppo, una trasformata di Fourier monodimensionale non è in grado di far questo in una matrice 3×3 , quando più di un vettore è localizzato in una differente posizione lungo la direzione della codifica di fase. Sarebbe necessario un incremento del gradiente di codifica di fase per ciascuna localizzazione nella direzione del gradiente di codifica di fase (di fatto, è necessaria un'equazione per ciascuna incognita). Quindi, se ci sono tre localizzazioni lungo la direzione della codifica di fase, saranno necessarie tre differenti intensità del gradiente di codifica di fase e tre unici FID. Se si

vogliono risolvere 256 punti nella direzione della codifica di fase occorreranno 256 differenti intensità di gradiente di codifica di fase e registreremo 256 differenti *FID*.

Il passo successivo consiste nell'andare a codificare l'altra coordinata della sezione (x) con la frequenza. Viene spento il gradiente G_y e viene applico il gradiente G_x (di lettura) e gli spin si muovono con moto di precessione con velocità esprimibile come:

$$\Omega(x) = \Omega_0 + \gamma \cdot G_x \cdot x \quad 1.29$$

Si ottiene dunque una situazione dove gli spin di tutti i voxel con medesima x hanno medesima frequenza $\Omega(x)/2\pi$, da cui la codifica di frequenza. Ogni voxel dell'immagine 2D del piano dato dalla selezione di slice è identificato univocamente da una coppia (Ω_x, φ_y) . E' possibile riassumere lo schema temporale delle varie fasi:

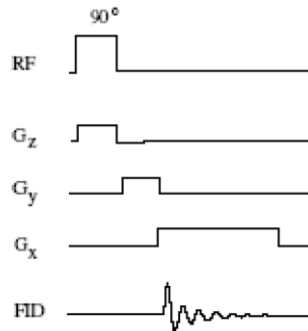


Figura 1.33 - Diagramma temporale degli eventi

Ω_x fornisce informazioni sulla coordinata x , mentre φ_y sulla coordinata y . Dal diagramma temporale degli eventi, osservabile in figura 1.33, si mette in evidenza la sequenzialità della procedura. Si ha contemporaneità negli impulsi a 90° e del gradiente G_z . Il *FID* viene misurato durante l'applicazione di G_x . Il segnale *FID* può essere analiticamente espresso come:

$$S(t) = I(x, y) \cdot e^{j(\Omega \cdot t + \varphi)} \quad 1.30$$

con $I(x, y)$ in funzione di $M_{XY}[\rho, T_1, T_2]$.

Con demodulazione con Ω_r si passa in banda base dove si hanno frequenze più maneggevoli e si ottiene che:

$$S(t) = I(x, y) \cdot e^{j[(\Omega - \Omega_r) \cdot t + \varphi]} \quad 1.31$$

Lo specifico voxel in (x, y) , codificato come visto, dà un contributo esprimibile come:

$$S_{xy}(t) = I(x, y) \cdot e^{j[(\Omega_x - \Omega_r) \cdot t + \varphi_y]} = I(x, y) \cdot e^{j[(\Omega_0 - \Omega_r) \cdot t + \gamma \cdot G_x \cdot x \cdot t + (\Omega_0 t_y + \gamma \cdot G_y \cdot y \cdot t_y)]} \quad 1.32$$

Dunque il segnale complessivo, somma dei contributi da tutti i voxel:

$$S(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I(x, y) \cdot e^{j[(\Omega_0 - \Omega_r) \cdot t + \gamma \cdot G_x \cdot x \cdot t + (\Omega_0 t_y + \gamma \cdot G_y \cdot y \cdot t_y)]} dx dy \quad 1.33$$

trascurando il termine di fase costante $\Omega_0 t_y$, con le posizioni:

$$\Omega r = \Omega_0 \quad k_x = \frac{\gamma \cdot G_x t_x}{2\pi} \quad k_y = \frac{\gamma \cdot G_y t_y}{2\pi} \quad 1.34$$

con $t_x = t$ a cui si misura il *FID*; t_y = durata codifica di fase;

da:

$$S_{xy}(t) = I(x, y) \cdot e^{j[(\Omega_x - \Omega_r)t + \phi_y]} = I(x, y) \cdot e^{j[(\Omega_0 - \Omega_r)t + \gamma \cdot G_x x \cdot t + (\Omega_0 t_y + \gamma \cdot G_y y \cdot t_y)]} \quad 1.35$$

si ottiene:

$$S(k_x, k_y) = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} I(x, y) \cdot e^{j2\pi[k_x x + k_y y]} dx dy \quad 1.36$$

$I(x,y)$ si ottiene dalla trasformata di Fourier di $S(k_x, k_y)$. Lo spazio (k_x, k_y) è detto k-spazio. Facendo un esempio con un unico voxel contenente ^1H è possibile osservare ed analizzare la situazione sotto quattro prospettive:

- $I(x,y)$ nello spazio;
- N segnali con N campioni;
- FT per righe;
- FT per colonne, con ricostruzione dell'immagine nello spazio.

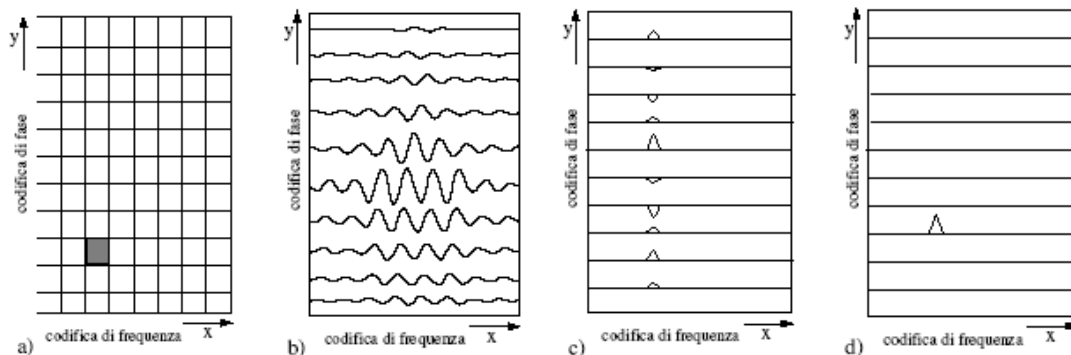


Figura 1.34 - Metodo di Fourier per la ricostruzione delle immagini

Il processo di acquisizione del segnale viene ripetuto per un numero di volte pari al numero dei voxel posti secondo l'asse codificato in fase per acquisire i segnali di echo necessari al processo di ricostruzione dell'immagine, per una durata generalmente di alcuni minuti. Ciò equivale a dire che il ciclo di acquisizione viene ripetuto tante volte quante sono le righe della matrice dello strato, variando in ogni ciclo di ripetizione solo l'intensità del gradiente di codifica di fase (G_y) lungo l'asse y . Maggiore è l'intensità del gradiente G_y maggiore sarà lo sfasamento tra gli spin e perciò il segnale di eco (FID) sarà meno intenso. Minore è l'intensità del gradiente G_y minore sarà lo sfasamento tra gli spin e perciò maggiore sarà l'intensità del segnale di eco (FID). Quando l'intensità del gradiente G_y è uguale a zero, non ci sarà alcun defasamento tra gli spin ed il segnale di eco presenterà la massima intensità. Per acquisire una matrice 128×128 servono almeno quindi 128 cicli. I 128 *FID* così ottenuti, ognuno corrispondente ad un valore diverso di G_y , vengono campionati 128 volte.

I vari segnali di eco si possono ordinare in base alle intensità del gradiente G_y applicato prima della lettura dell'eco ottenendo così l'immagine dei dati grezzi o K-spazio.

Applicando la trasformata di Fourier dall'immagine dei dati grezzi dello spazio K costituita da, ad esempio, cinque segnali di eco è possibile ricostruire un'immagine di matrice 5×5 in forma numerica

o digitale e mediante conversione dei valori numerici in scala di grigi si ottiene l'immagine RM. Ogni punto dello spazio K contiene informazioni di tutta l'immagine RM perché il segnale di eco proviene da tutti i protoni contenuti nello strato. Le informazioni sono distribuite in maniera caratteristica nello spazio K. La regione centrale dello spazio K contiene i dati della risoluzione di contrasto (i bianchi e i neri dell'immagine RM) mentre la regione periferica contiene i dati della risoluzione spaziale (le interfacce tra i tessuti). Ogni punto dello spazio K rappresenta una diversa combinazione degli sfasamenti degli spin contenuti nello strato; al centro dello spazio K si trova la massima intensità di segnale perché gli spin sono in fase, mentre ai bordi l'intensità di segnale è minore a causa del defasamento introdotto dal gradiente di codifica di fase.

Una volta generata la matrice dati, mediante la trasformata di Fourier è possibile ottenere le immagini. Ogni *FID* viene convertito nel dominio della frequenza mediante la trasformata di Fourier e, poiché la frequenza spaziale f_x dipende da x , ogni spettro così ottenuto rappresenta una proiezione lungo l'asse x della slice selezionata. A questo punto viene applicata una seconda volta la trasformata di Fourier lungo le colonne y della matrice di dati. Questa operazione finale produce il valore dell'intensità di ciascuno dei 16.348 (128x128) pixels che formano la slice. Il tempo totale richiesto per ottenere l'immagine di una singola slice può essere calcolato come il prodotto:

$$T_R \times N \times n$$

Dove T_R : tempo di ripetizione
 N : dimensione della matrice
 n : numero di volte che viene ripetuto il ciclo

Ipotizzando i valori $N=128$, $T_R=1.5$ secondi, $n=2$, si può affermare che il tempo totale richiesto per la generazione dell'immagine è di 6.3 minuti. Per ottenere un numero utile di immagini cliniche (ad esempio 16 slice contigue), il tempo totale di acquisizione dovrebbe essere di 1.7 ore. E' un tempo proibitivo, ecco perché sono state studiate tecniche di acquisizione veloci. La durata della scansione dipende dalla matrice dell'immagine da ricostruire che determina il numero delle righe necessarie alla ricostruzione e dal tempo di ripetizione (T_R) che corrisponde all'intervallo di tempo tra l'inizio dell'acquisizione di una riga e l'inizio dell'acquisizione della riga successiva. E' possibile ridurre la durata dell'acquisizione riducendo il numero delle righe che si vogliono acquisire, riducendo la durata della scansione in modi diversi, ad esempio dimezzando T_R tenendo presente però che si ottiene una conseguente riduzione del rapporto S/R .

1.8 Dai segnali alle immagini

Al fine di ottenere un'immagine o mappa di localizzazione degli spin, i *FID* devono essere trasformati secondo Fourier. I segnali sono prima trasformati secondo Fourier nella direzione della codifica di frequenza (solitamente l'asse X), per estrarre le informazioni relative alla localizzazione degli spin nel dominio delle frequenze, e poi trasformati nella direzione della codifica di fase, per estrarre le informazioni circa la localizzazione nella direzione di applicazione del gradiente di codifica di fase (asse Y) [10]. Per meglio mostrare questi concetti vengono proposti alcuni esempi. Si abbia un singolo voxel con magnetizzazione netta:

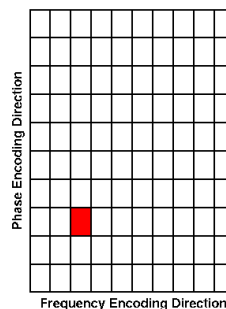


Figura 1.35 - Singolo voxel con *MM* netta

I dati del dominio della fase e del tempo, cui spesso si fa riferimento come "dati grezzi", saranno del tipo:

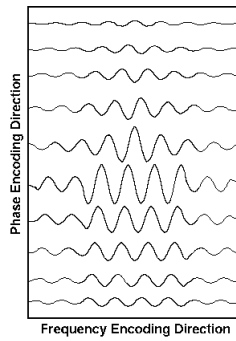


Figura 1.36 - Dati grezzi, spazio K

E' possibile osservare che c'è una sola frequenza di oscillazione nel dominio del tempo, inoltre è possibile distinguere anche una frequenza di oscillazione nella direzione della fase. Trasformando secondo Fourier prima nella direzione della codifica in frequenza si ottengono una serie di picchi alla frequenza corrispondente alla localizzazione lungo X del voxel contenente gli spin (figura 1.37).

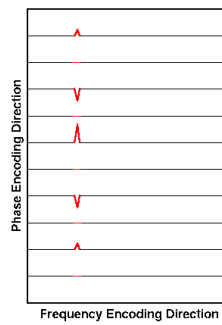


Figura 1.37 - Identificazione delle coordinate del voxel

$$(v - v_0) = \gamma \cdot Gf$$

1.37

osservando l'andamento oscillante nella direzione della codifica di fase (Y),

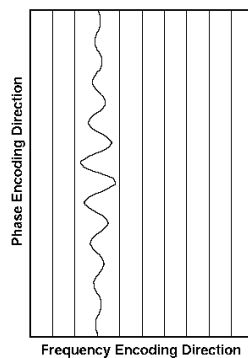


Figura 1.38 - Andamento oscillante secondo la codifica di fase

e successivamente trasformando secondo Fourier nella direzione della codifica di fase, si ottiene un singolo picco:

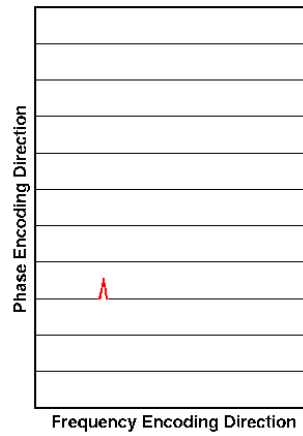


Figura 1.39 - Trasformata di Fourier secondo la codifica di fase

La frequenza e la fase di questo picco corrispondono alla localizzazione del voxel con gli spin (figura 1.39). Si abbiano ora due voxel con magnetizzazione netta nel piano di imaging:

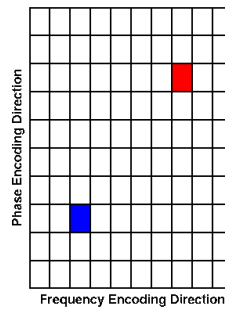


Figura 1.40 - Caso con due voxel

I dati grezzi saranno del tipo:

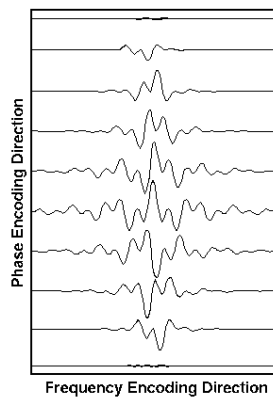


Figura 1.41 - Dati grezzi con due voxel

L'andamento della frequenza di oscillazione nel dominio del tempo osservato in figura 1.41 indica la presenza di più di una frequenza. Si osserva anche un andamento oscillante nella direzione della fase, anch'esso indice di due frequenze. Trasformando secondo Fourier nella direzione della codifica in

frequenza si ottengono una serie di picchi a due frequenze che corrispondono alle localizzazioni lungo X dei voxel (figura 1.42).

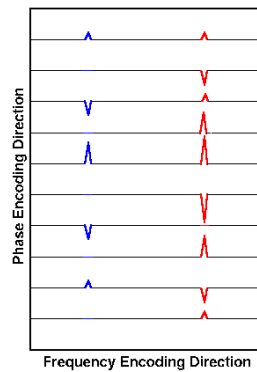


Figura 1.42 - Trasformata secondo la codifica di frequenza

$$(\nu - \nu_0) = \gamma \cdot Gf$$

1.38

Osservando l'andamento oscillante nella direzione della codifica di fase (Y) e successivamente trasformando secondo Fourier nella direzione della codifica di fase si ottengono due picchi.

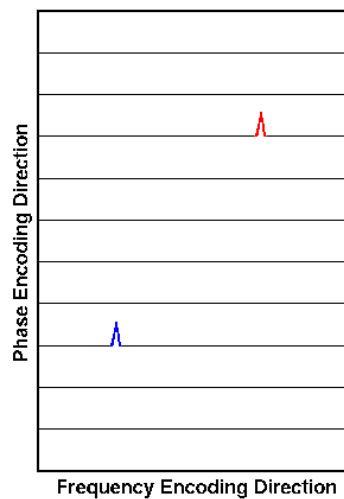


Figura 1.43 - Trasformata di Fourier secondo la codifica di fase

La frequenza e la fase di questi picchi corrispondono alle coordinate per la localizzazione dei voxel (figura 1.43). I dati trasformati secondo Fourier sono visualizzabili come immagine convertendo le intensità dei picchi in intensità dei pixel, in una scala di grigi, dell'immagine tomografica (figura 1.44).

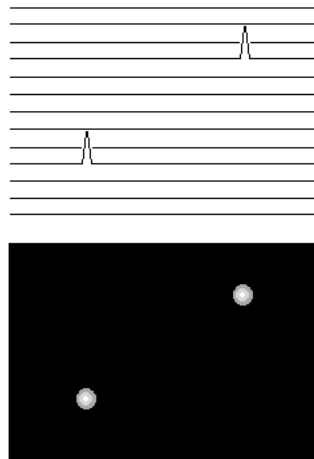


Figura 1.44 - Conversione dell'intensità dei picchi in intensità dei pixel

Richiamando la relazione tra la frequenza di campionamento, f_s , e l'ampiezza dello spettro, questa si applica anche in questo caso e determina il campo di vista (FOV) nella direzione della codifica in frequenza, presupponendo la rivelazione in quadratura della magnetizzazione trasversale.

$$FOV = \frac{f_s}{\gamma \cdot G_f} \quad 1.39$$

Per evitare artefatti da ribaltamento, il campo di vista (FOV) deve essere più grande delle dimensioni dell'oggetto da esaminare.

Il gradiente di codifica di fase varia tipicamente da un valore minimo di $-G\phi_{max}$ a un valore massimo di $G\phi_{max}$ in 128 o 256 incrementi di uguale misura. La relazione tra FOV e $G\phi_{max}$ è:

$$\int G_\phi \max dt = \frac{N}{(2 \cdot \gamma \cdot FOV)} \quad 1.40$$

dove N è il numero degli incrementi della codifica di fase. L'integrale $G\phi_{max}dt$ è calcolato sull'intervallo di tempo in cui il gradiente di codifica di fase è acceso. Più che la forma dell'impulso del gradiente di codifica di fase è importante che l'area sottesa dall'impulso sia appropriata.

In conclusione, durante un'acquisizione, l'apparecchiatura di risonanza magnetica registra dei segnali, che sono funzione del tempo, nei quali l'informazione sulla posizione degli spin relativa a un piano di imaging 2D è codificata grazie all'utilizzo di un gradiente di codifica in frequenza e uno di codifica di fase. Il campionamento dei segnali ad una frequenza f_s genera una matrice di dati bidimensionale detta spazio-k. La trasformata di Fourier dello spazio-k fornisce l'immagine di risonanza magnetica.

1.9 Dal FID allo spettro: FT

Il FID misurato su un campione contenente diverse specie nucleari risulta quindi una sovrapposizione di andamenti sinusoidali smorzati.

L'operazione che permette di ricavare dal FID la distribuzione di frequenze di risonanza nel campione (o detto in maniera più precisa SPETTRO NMR delle diverse specie chimiche nel campione) è la trasformata di Fourier, incaricata di mappare ogni segnale di precessione (sinusoide) osservato nel dominio del tempo, in una riga alla corrispondente frequenza del dominio (reciproco) delle frequenze. L'analisi e l'interpretazione dei segnali registrati da un'apparecchiatura di risonanza magnetica è basata sulla trasformata di Fourier. La trasformata di Fourier (FT: Fourier Transform) è un'operazione che permette di ottenere il contenuto in frequenza di un segnale.

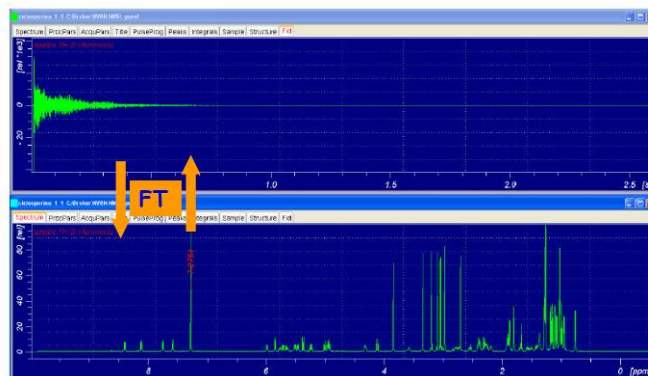


Figura 1.45 - Trasformata di Fourier del *FID*

Il *FID* contiene tutte le informazioni spettroscopiche ottenibili dal sistema assoggettato alla condizione di risonanza.

Lo spettro RM viene ottenuto dal *FID* applicando l'algoritmo della trasformata di Fourier. La trasformata di Fourier è definita analiticamente come:

$$f(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot e^{-i\omega t} dt = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \cdot [\cos \omega t - i \sin \omega t] \quad 1.41$$

Il cervello umano è capace di compiere una trasformata di Fourier. L'operazione effettuata dalla trasformata può essere assimilata ad un musicista che ascolta un insieme di toni (segnale nel dominio del tempo) e ne determina le note (contenuto in frequenza). La trasformata inversa di Fourier può essere assimilata ad un musicista che vede le note (frequenze) sullo spartito musicale e le converte in toni (segnali nel dominio del tempo).

Un vettore di magnetizzazione, partendo da $+X$, ruota attorno all'asse Z in senso orario in un periodo $1/\nu$. Il grafico di M_X come funzione del tempo è un'onda coseno di frequenza ν . Trasformando secondo Fourier questo segnale si ottengono due picchi in corrispondenza dei valori di frequenza $+\nu$ e $-\nu$. Pertanto, la FT del solo segnale M_X non è in grado di distinguere tra una rotazione in senso orario ed una in senso antiorario del vettore di magnetizzazione.

Il grafico di M_Y in funzione del tempo è una funzione -seno di frequenza ν . Trasformando secondo Fourier questo segnale si ottengono due picchi in corrispondenza dei valori di frequenza $+\nu$ e $-\nu$. Pertanto, la FT non può distinguere, dai dati forniti, tra un vettore che ruota a $+\nu$ ed un vettore di uguale modulo e verso opposto che ruota a $-\nu$. La trasformata inversa di Fourier (IFT) è definita come la sommatoria degli spettri nel dominio del tempo "pesati" per le frequenze in $f(\omega)$.

Per individuare esattamente il moto di rotazione, la soluzione è immettere nella FT entrambe le componenti, M_X e M_Y , del vettore di magnetizzazione (figura 1.46). La FT è infatti pensata per operare con due funzioni di ingresso, tra loro ortogonali, chiamate componente reale e componente immaginaria, o anche con il segnale complesso che le due componenti ortogonali formano.

In NMR ed MRI l'utilizzo della sola componente M_X o M_Y quale "ingresso" per la FT è chiamata *rivelazione lineare*, utilizzata nei vecchi spettrometri NMR per i quali era necessaria una fase di pre-processing per scartare la metà dei dati nel dominio delle frequenze.

L'utilizzo di entrambe le componenti M_X e M_Y è chiamata *rivelazione in quadratura* ed è l'attuale metodo di rivelazione dei moderni spettrometri NMR e dei tomografi per imaging. Con questo metodo la FT è in grado di distinguere tra $+\nu$ e $-\nu$ e, di conseguenza, è possibile usare tutti i dati del dominio delle frequenze.

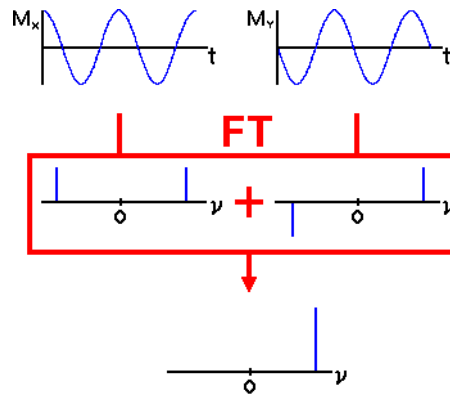


Figura 1.46 - Metodo della rilevazione in quadratura

Il teorema di convoluzione afferma che la FT della convoluzione di due funzioni è proporzionale al prodotto delle trasformate di Fourier delle singole funzioni, e viceversa. Se:

$$f(\omega) = FT[f(t)] \quad e \quad g(\omega) = FT[g(t)] \quad 1.42$$

allora,

$$FT[g(t) \otimes f(t)] = f(\omega)g(\omega) \quad e \quad FT[g(t)f(t)] = f(\omega) \otimes g(\omega) \quad 1.43$$

1.10 La trasformata di Fourier bidimensionale

La trasformata di Fourier bidimensionale (2DFT) è una trasformata di Fourier fatta su una matrice di dati bidimensionale. Considerando la matrice di dati bidimensionale descritta nella finestra grafica.

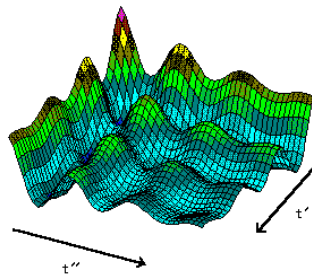


Figura 1.47 - Matrice di dati bidimensionale

Questi dati hanno una dimensione t' e una t'' . La trasformata di Fourier viene effettuata sui dati prima rispetto ad una dimensione e poi rispetto all'altra. Il primo set di trasformate di Fourier è effettuato rispetto alla dimensione t' per produrre un insieme di dati v', t'' .

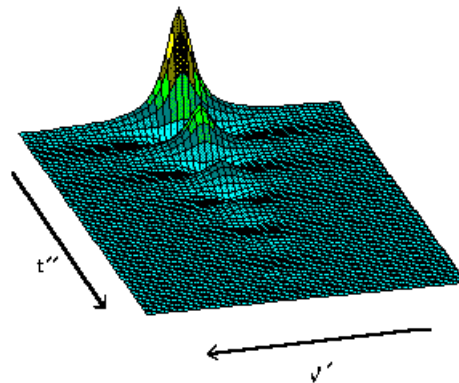


Figura 1.48 - Trasformata di Fourier secondo la prima dimensione

Il secondo set di trasformate di Fourier è fatto rispetto alla dimensione t'' per produrre un insieme di dati v', v'' .

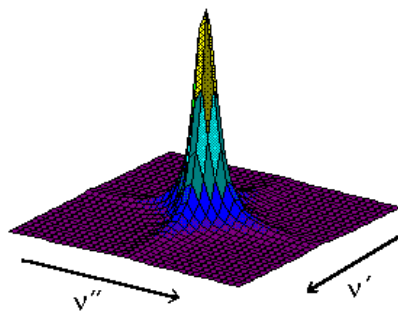


Figura 1.49 - Trasformata di Fourier secondo la seconda dimensione

Le moderne tecniche di imaging a risonanza magnetica fanno uso della trasformata di Fourier bidimensionale. Durante una scansione, l'apparecchiatura raccoglie un insieme di dati nell'equivalente delle dimensioni t' e t'' , chiamato spazio-k. Questi dati grezzi sono trasformati secondo Fourier per produrre l'immagine di risonanza magnetica che è l'equivalente dell'insieme di dati v', v'' sopra descritto. Poiché il risultato di una trasformata di Fourier è una funzione complessa, per la visualizzazione dell'immagine di risonanza magnetica viene normalmente effettuata un'operazione di modulo. Il modulo è uguale alla radice quadrata della somma dei quadrati della componente reale e di quella immaginaria.

1.11 K-spazio

Il segnale ricevuto è costituito da numerose onde radio analogiche che formano un'onda composta. Questa complessa onda composta contiene diverse e numerose frequenze, fasi e ampiezze. I segnali RM vengono convertiti da analogico a digitale producendo dati digitali costituiti da una serie di numeri che rappresentano punti lungo le onde radio. Questi dati vengono filtrati, caricati in memoria ed elaborati dal computer di acquisizione della RM. I dati non indicano direttamente la posizione dei protoni che li hanno generati, né rappresentano i punti di una immagine finale. Essi possono essere rappresentati in una matrice chiamata k-spazio. Ogni punto del k-spazio contiene i dati riferiti a tutte le porzioni dell'immagine RM corrispondente. Il k-spazio dunque rappresenta una matrice grafica di dati digitali RM che rappresenta l'immagine prima dell'analisi della trasformata di Fourier. La trasformata di Fourier del k-spazio è l'immagine fisica. Ogni punto del k-spazio contiene dati provenienti da tutte le posizioni dell'immagine RM. I punti del centro del k-spazio forniscono la maggior parte dell'intensità del segnale dell'immagine RM e determinano quindi il contrasto dei

tessuti dell'immagine. I punti della periferia invece forniscono informazioni sui contorni e dettagli più piccoli dell'immagine ma questi punti hanno poco effetto su quello che è il contrasto.

Il k-spazio viene raffigurato come una griglia di punti, ognuno dei quali rappresenta un numero complesso. Sebbene la griglia bidimensionale del k-spazio assomigli ad un'immagine bidimensionale dello spazio fisico, va ricordato che il k-spazio non corrisponde direttamente allo spazio fisico. Ogni eco di risonanza è ottenuta mentre il lobo di rifasamento del gradiente di frequenza è acceso. L'eco inizia prima del completo rifasamento, quando l'ampiezza complessiva del segnale è debole. Nel momento in cui il rifasamento diventa completo, l'ampiezza del segnale raggiunge un picco, dopo il quale l'ampiezza torna a decrescere. Il segnale analogico dell'eco è quindi convertito in segnale digitale, producendo uno specifico numero di punti di dati. Questi sono utilizzati per riempire una riga del k-spazio corrispondente all'asse di codifica di frequenza. Si ricordi che questa linea lungo l'asse di codifica in frequenza del k-spazio non corrisponde direttamente all'asse di codifica in frequenza dell'immagine RM finale. Gli estremi a destra e sinistra dell'asse di codifica in frequenza del k-spazio corrispondono ai dettagli più piccoli su questo asse, non ai lati di destra e di sinistra dell'immagine RM. Il centro del k-spazio rappresenta i dati che determinano la maggior parte del contrasto tissutale e dell'intensità totale del segnale dell'immagine ma che hanno bassa risoluzione spaziale. La periferia del k-spazio rappresenta i dati che determinano i dettagli più piccoli dell'immagine (figura 1.50).

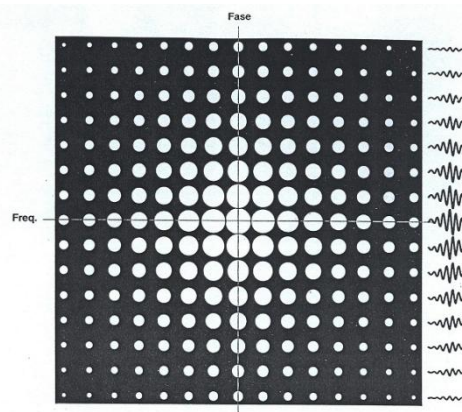


Figura 1.50 – Spazio K

Echi diversi sono ottenuti utilizzando diverse intensità del gradiente di codifica della fase. Per distinguere punti tra loro vicini, sono necessari gradienti di fase ad alta intensità. Gli echi ottenuti dopo l'applicazione di forti gradienti di fase forniscono informazioni riguardanti i dettagli più piccoli dell'immagine. I dati di questi echi sono rappresentati all'estremità superiore ed inferiore del k-spazio. I gradienti di fase più intensi defasano in qualche misura il segnale RM riducendone l'intensità totale. La maggior parte delle informazioni riguardanti l'intensità del segnale e il contrasto viene ottenuta utilizzando gradienti di codifica di fase deboli. Questi dati sono rappresentati dalle linee orizzontali vicino al centro del k-spazio. Per aumentare la risoluzione spaziale di un'immagine è necessario dunque ottenere echi più lontani dal centro del k-spazio. L'aumento della risoluzione spaziale è rappresentato come un aumento della dimensione del k-spazio. Nell'immagine fisica RM, tuttavia, aumentare la risoluzione spaziale di un'immagine significa ottenere più pixel per cm^2 di tessuto. Per consentire la ricostruzione, ogni immagine viene suddivisa tramite linee orizzontali e verticali in tante piccole aree uguali, pixel, ordinate in righe e colonne, ed il cui insieme prende il nome di matrice. I pixel sono la rappresentazione bidimensionale degli elementi di volume (voxel) nei quali si è suddiviso, sempre per esigenze di acquisizione e ricostruzione, ogni strato del campione in esame: la terza dimensione del voxel si identifica nello spessore di strato. La matrice viene caratterizzata tramite il numero dei suoi pixel, ad esempio 128×128 o 256×256 . Oltre alle due suddette, di uso più comune, esistono anche matrici 64×64 e 512×512 .

Le varie sequenze di invio di impulsi vengono ripetute, con metodo di ricostruzione 2DFT, un numero di volte pari al numero delle righe della matrice (ad esempio 128 o 256).

La matrice 256×256 consente una risoluzione spaziale migliore (essendo i pixel più piccoli), mentre 128×128 consente di aumentare l'intensità di segnale di quattro volte (al raddoppiare del lato, l'area, e quindi la quantità di protoni, quadruplica, avrà più protoni che contribuiscono a determinare la *MM*).

Da queste considerazioni deriva che la scelta della matrice di acquisizione e di ricostruzione deve essere effettuata in base a ciò che si vuole porre in evidenza tenendo conto del quesito clinico e del tipo di struttura in esame.

Il numero dei passi della codifica della fase (pari al numero di linee) è responsabile della durata dell'esame: più passi si eseguono più è lungo l'esame ma ovviamente migliore è la risoluzione spaziale (a parità di campo di vista il pixel sarà più piccolo e quindi la risoluzione sarà migliore). Impulsi a radiofrequenza e gradienti sono gli elementi base per costruire ogni tipo di sequenza. L'analisi di Fourier del k-spazio fornisce i pixel che permettono la ricostruzione di immagini bi/tri-dimensionali. Ad ogni pixel è associato un numero che rappresenta l'ampiezza del segnale RM in quella posizione spaziale (il segnale registrato proviene da tutti i punti della slice interessata, ma avrà intensità diverse). Il centro del k-spazio contiene dati che vengono utilizzati per derivare la maggior parte dei valori di ampiezza dei pixel nell'intera immagine e determinare quindi il maggior contrasto. La periferica del k-spazio ha poco effetto sul contrasto ma contiene dati che determinano la risoluzione.

1.12 Campo di vista

Il campo di vista (*field of view*, *FOV*) indica l'area espressa in mm^2 della zona su cui si deve eseguire l'acquisizione. La scelta del *FOV* deve essere effettuata tenendo conto delle dimensioni della zona interessata, escludendo quindi tutte le parti del campione che sarebbe superfluo esaminare: così facendo si concentra l'acquisizione sulla superficie di interesse, aumentando la definizione dell'immagine.

Non è tuttavia possibile scegliere un campo di vista troppo piccolo perché ciò potrebbe dar luogo al così detto "artefatto da *FOV*", dovuto al ribaltamento di strutture, escluse dal *FOV* stesso, all'interno dell'immagine, con relativo deterioramento di quest'ultima.

E' importante anche osservare che il *FOV*, rapportato alla matrice, determina la grandezza del pixel, in quanto:

$$\frac{FOV}{matrice} = \text{area del pixel}$$

1.44

1.13 Qualità dell'immagine

La qualità dell'immagine e quindi la capacità di rilevamento dell'eventuale lesione (PR globale) dipende non solo dalla risoluzione spaziale (RS), ma anche dalla sensibilità contrastografica (C) sulla quale si basano attualmente le potenzialità più interessanti della tecnica RM in relazione alla multiparametricità del segnale [8]. Questi fattori dipendono dalle caratteristiche intrinseche delle strutture in esame (T_1 , T_2 , etc), ma anche dal tipo di sequenza adottata e da numerosi altri parametri quali la matrice, il campo di vista, il numero di rilevamenti del segnale e le caratteristiche del CMS. Di fondamentale importanza è il rapporto *S/R* cioè il rapporto fra segnale utile e rumore di fondo, intendendo con questo termine il segnale di disturbo proveniente da varie sorgenti quali fonti esterne, rumore elettronico intrinseco o il paziente stesso. E' importante inoltre trattare il problema degli artefatti dovuti al movimento o da altre cause e i procedimenti metodologici e tecnici atti alla loro riduzione.

Non trascurabili sono quelli legati all'aspetto ingegneristico, dovuti ad esempio al malfunzionamento della macchina o un'insufficiente schermatura del CMS o della RF. Gli artefatti si traducono negativamente in quella che è la qualità dell'immagine. Ad esempio, in seguito ad attività respiratoria del paziente è possibile produrre un deterioramento della qualità dell'immagine, definito come artefatto da movimento.

Altra tipologia di artefatto da movimento è la sfumatura, dove si ha scarsa definizione delle strutture in movimento, più evidente a livello di contorno. Questa può comparire dato che, essendo i tempi di acquisizione piuttosto lunghi, la struttura varia la sua posizione all'interno della matrice. Altri tipi di artefatto, non legati al movimento delle strutture, ma che possono condizionare la qualità dell'immagine, sono: artefatti da chemical shift, artefatto da *FOV*, artefatto da materiale magnetico.

L'artefatto da chemical shift è tale per cui, a parità di CMS, la frequenza di Larmor dei nuclei in generale e dell'idrogeno in particolare varia a seconda del tipo di molecola a cui appartengono e alla posizione che occupano nella molecola stessa: questa variazione della frequenza di risonanza è determinata dalle diverse conformazioni della nube elettronica che circonda il nucleo e che crea un campo magnetico che si oppone al CMS.

La differente conformazione della nube elettronica dell'idrogeno dell'acqua e del grasso porta ad una differenza della frequenza di risonanza: l'idrogeno del grasso con un'intensità di CMS di 0.35T ha una frequenza di risonanza mediamente maggiore di circa 50Hz rispetto all'idrogeno dell'acqua. Questo fatto porta ad un errore di ricostruzione nella direzione del gradiente di codifica di frequenza: il computer infatti, calibrato sulla frequenza di risonanza dell'acqua, attribuisce il segnale del grasso proveniente da un determinato voxel al voxel successivo, cioè a quello caratterizzato da una frequenza lievemente superiore.

L'artefatto da *FOV* invece è dovuto al ribaltarsi, all'interno del campo di vista, di strutture poste al di fuori di esso. Infine gli artefatti da materiali magnetici sono tali per cui la presenza di materiale magnetico, sia ferromagnetico che non, come clips metalliche, protesi dentarie, è capace di provocare alterazioni locali del campo magnetico con effetti a livello dell'immagine, quali cancellazione o distorsione di alcune zone. Analoghi artefatti possono essere causati dalla comparsa di correnti parassite al momento dell'accensione e spegnimento delle bobine. E' possibile classificare gli artefatti in base al processo di codifica del segnale, e ciò deriva dalla constatazione che la modalità di presentazione di molti artefatti nell'immagine nasce proprio da come il segnale RM è stato acquisito, in quanto vi è una dipendenza degli artefatti nei confronti dei parametri di scansione che almeno in parte sono controllabili dall'operatore. Identificando l'origine dell'artefatto, dopo aver indicato la categoria generale alla quale appartiene, è possibile individuare il metodo di correzione più idoneo e veloce per ridurlo ed eliminarlo. E' possibile dunque classificarli in base alla codifica del segnale RM:

- artefatti nella direzione della selezione dello strato;
 - interferenza tra gli strati.
- Artefatti nella direzione della codifica di fase;
 - aliasing;
 - artefatti da movimento;
 - accidentale;
 - respiratorio;
 - cardiaco;
 - flussi;
 - artefatti da radiofrequenze;
 - feedthrough.
- Artefatti nella direzione della codifica di frequenza;
 - chemical shift.
- Artefatti nella direzione della codifica sia di fase che di frequenza;
 - troncamento.
- Artefatti lungo le direzioni indipendenti dalle codifiche del segnale;
 - chemical shift (II tipo);
 - perturbazioni dell'uniformità del CMS;
 - suscettibilità magnetica;
 - errori nell'acquisizione dei dati.

Ci sono artefatti dovuti all'interferenza tra gli strati, dove a causa dell'imprecisione degli impulsi a RF, questi perturbano gli atomi di idrogeno presenti nello strato in maniera ottimale solo nella regione centrale della sezione, in quanto la perturbazione è meno efficace in corrispondenza dei bordi, ragione per cui gli atomi presenti in corrispondenza dei bordi, emetteranno un segnale di minore intensità. Sempre a causa dell'imprecisione degli impulsi RF, vengono perturbati anche atomi di idrogeno situati al di fuori dello strato in esame, e che possono trovarsi all'interno di uno strato contiguo. A causa della perturbazione subita, lo strato contiguo, una volta che il segnale proveniente da questo è stato acquisito, presenta un rapporto segnale/rumore minore.

Gli artefatti da radiofrequenze consistono nella presenza di una o più linee artefattuali che attraversano l'immagine nella direzione della codifica di fase. L'artefatto può essere originato da segnali provenienti da emittenti radiofoniche, televisive, da autoveicoli o ancora da apparecchiature elettriche ed elettroniche situate in prossimità del tomografo; inoltre il monitoraggio delle funzioni vitali del

paziente, quando viene eseguita con apparecchi non RM compatibili, può determinare la presenza dell'artefatto. La gabbia di Faraday è in genere sufficiente ad isolare il tomografo dalle radiofrequenze ambientali ma in questo caso non bisogna introdurre sorgenti di rumore nella sala del magnete e durante la scansione le porte devono rimanere chiuse. In alcuni sistemi viene isolato anche l'interno del gantry, mediante l'inserimento nel tunnel di una gabbia di forma cilindrica. Per valutare il grado di schermatura che deve essere fornito dalla gabbia di Faraday, prima che inizino i lavori vengono fatte delle misurazioni del livello del rumore di fondo ambientale, in maniera da valutare l'intensità dei disturbi radio presenti e quindi valutare l'attenuazione che deve essere offerta dalla schermatura; nella maggior parte dei casi un'attenuazione di 80dB risulta sufficiente.

2 L'impianto RM e la gabbia di Faraday

2.1 *Introduzione alla risonanza magnetica nucleare*

Un tomografo a RM è costituito da un insieme di complesse apparecchiature deputate al controllo degli eventi fisici che ne permettono il funzionamento. Il campo magnetico statico è generato da un magnete e la sua intensità è modulata nello spazio tramite avvolgimenti supplementari. L'impulso radio è inviato da bobine RF che, poste in fase di ricezione, hanno anche il compito di raccogliere il segnale emesso dai nuclei durante il rilassamento. Il segnale RM viene poi amplificato, convertito da analogico in digitale ed infine elaborato dal computer che provvede, tramite particolari procedure matematiche, alla ricostruzione dell'immagine sul monitor [16].

L'impianto di risonanza deve inoltre essere ospitato all'interno di un sito idoneo a contenere il campo magnetico generato. E' evidente come un'apparecchiatura a RM sia una macchina molto sofisticata, nella cui progettazione e realizzazione sono coinvolte competenze multiple elettrotecniche, elettroniche, informatiche e sistemistiche.



Figura 2.1 - Impianto di RM

2.2 Struttura dell'apparecchiatura

Un'apparecchiatura RM è costituita da componenti hardware dedicate interconnesse da un complesso sistema software di controllo. Le principali sono:

- il magnete per generare il campo B_0 , necessario per l'induzione della magnetizzazione macroscopica tissutale;
- le bobine idonee a generare il campo B_1 a RF, utilizzate anche per la ricezione del *FID*;
- le bobine generatrici dei gradienti;
- bobine ausiliare (poste attorno al magnete principale con funzione di contenimento e regolazione del campo);
- il sistema di calcolo;
- la console dell'operatore;
- compressore (chiller) dell'elio (per magneti superconduttori);
- il tavolo paziente.

Il magnete principale può essere permanente, resistivo o superconduttivo; deve essere tale da produrre un campo statico e omogeneo e ha la funzione di orientare (polarizzare) gli spin protonici. Quanto più alta è l'intensità del campo tanto più è elevato il rapporto segnale rumore (*SNR*) dell'immagine e quindi la qualità dell'immagine [25]. Le bobine di gradiente creano delle variazioni di campo magnetico lungo i tre assi spaziali che consentono di "localizzare" il segnale proveniente dai protoni. Ogni gradiente è lineare lungo l'asse a cui è applicato e uniforme rispetto gli altri due. Tali bobine sono realizzate con avvolgimenti conduttori percorsi da una corrente che viene modulata diversamente a seconda della sequenza di eccitazione. L'unità di misura dei gradienti è Tesla/metro e i valori tipici sono compresi tra 20 mT/m e 100 mT/m.

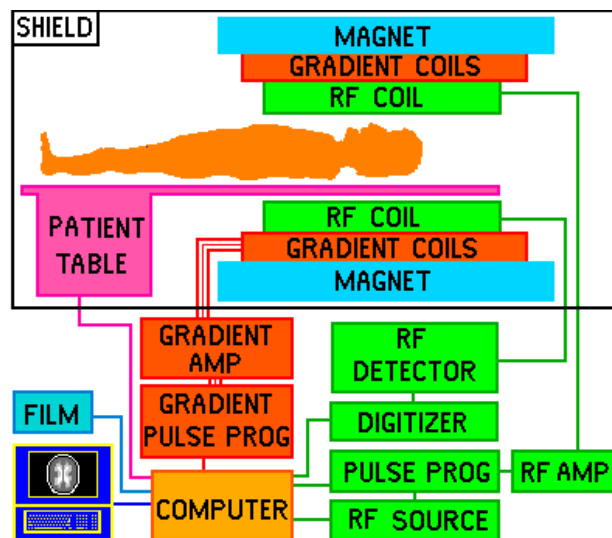


Figura 2.2 - Schema a blocchi di un impianto di risonanza magnetica

Le bobine a radiofrequenza hanno il duplice scopo di creare un campo magnetico oscillante perturbante gli spin protonici e di rilevare il moto di precessione della magnetizzazione trasversale. Esse sono costituite da elementi induttivi e capacitivi dal cui accoppiamento dipende la loro frequenza di risonanza. La bobina a RF più grande quella posta all'interno della macchina, detta bobina "body", le altre bobine sono esterne e vengono posizionate sopra il lettino a seconda dell'indagine richiesta. Tali bobine possono essere di tre tipi: riceventi e trasmettenti, solo trasmettenti, solo riceventi. Le bobine riceventi e trasmettenti trasmettono il campo magnetico oscillante, responsabile del fenomeno della "risonanza" dei protoni alla frequenza di Larmor, e ricevono l'energia proveniente dall'eccitazione della sezione esaminata. Le bobine solo trasmettenti sono usate per creare il campo perturbante oscillante e vengono accoppiate alle bobine solo riceventi che captano il segnale di *FID*.

Esistono diverse famiglie di bobine a radiofrequenza, ciascuna dedicata a particolari tipi di indagine. Sommarariamente si possono distinguere bobine di volume, circondanti il distretto anatomico studiato, bobine di superficie "appoggiate" all'oggetto di studio, bobine ad uso interno, ad esempio a catetere. Generalmente le bobine di superficie sono solo riceventi mentre quelle di volume sono riceventi e trasmettenti e quelle ad uso interno possono essere solo riceventi o riceventi e trasmettenti. Quando si impiegano bobine solo riceventi la trasmissione del campo magnetico oscillante è affidato alla bobina "body" della macchina.

Le bobine ausiliarie sono di due tipi: bobine di shimming e bobine di schermatura (shielding). Le bobine di shimming creano dei piccoli campi magnetici che sommandosi a quello principale lo rendono più omogeneo e consentono pertanto di mantenere il più costante possibile la frequenza di Larmor della zona di interesse. In aggiunta o in sostituzione di queste bobine a controllo elettronico talvolta vengono impiegati degli elementi di materiale ferromagnetico che, posti nelle vicinanze del magnete principale, ne modificano le linee di flusso (shimming passivo). Le bobine di schermatura possono essere attive (controllate elettronicamente) o passive (semplici avvolgimenti) e creano un campo magnetico ausiliario in grado di annullare localmente gli effetti del campo magnetico principale o dei gradienti nei punti in cui non sono necessari, ad esempio all'esterno del magnete.

Il segnale captato dalla bobina di ricezione ha una potenza molto bassa, nell'ordine dei milliwatt, per cui deve passare attraverso un preamplificatore a basso rumore di fondo che lo porta ad una potenza nell'ordine del kilowatt. Il segnale preamplificato, attraverso miscelazioni con frequenze di riferimento e filtri, viene portato ad una bassa frequenza e, attraverso due rilevatori di fase sfasati di 90° l'uno rispetto all'altro, viene sdoppiato in una componente in fase e una fuori fase. Il segnale (coppia di segnali) prima di essere digitalizzato subisce ulteriori filtri ed amplificazioni.

Il segnale analogico ricevuto dal sistema di acquisizione viene digitalizzato, ossia convertito in una serie di bit. Il criterio con cui avviene la digitalizzazione dipende dalla velocità di campionamento e la risoluzione spaziale desiderata. L'operatore, scegliendo la banda di campionamento, agisce sulla velocità di digitalizzazione del segnale e sul rapporto segnale/rumore. A basse bande di campionamento corrispondono tempi di acquisizione del segnale più lunghi e rapporto segnale rumore alto, viceversa ad alte bande di campionamento corrispondono tempi più brevi e intensità di segnale inferiore. Il segnale digitale viene Fourier trasformato da un elaboratore che, partendo dallo spazio K, arriva a creare l'immagine finale. L'operatore ha a sua disposizione una console per l'impostazione delle sequenze di acquisizione e per le successive fasi di visualizzazione, elaborazione, archiviazione e stampa delle immagini.

Il chiller, infine, è una pompa di raffreddamento che viene impiegata nei sistemi a magnete superconduttore. Il fluido impiegato come refrigerante è un criogeno, elio liquido a 0,95K (-272,22 °C) che mantiene gli avvolgimenti superconduttori (solitamente leghe di Niobio, Nb, e Titanio, Ti) ad una temperatura pari a 1,9 K.

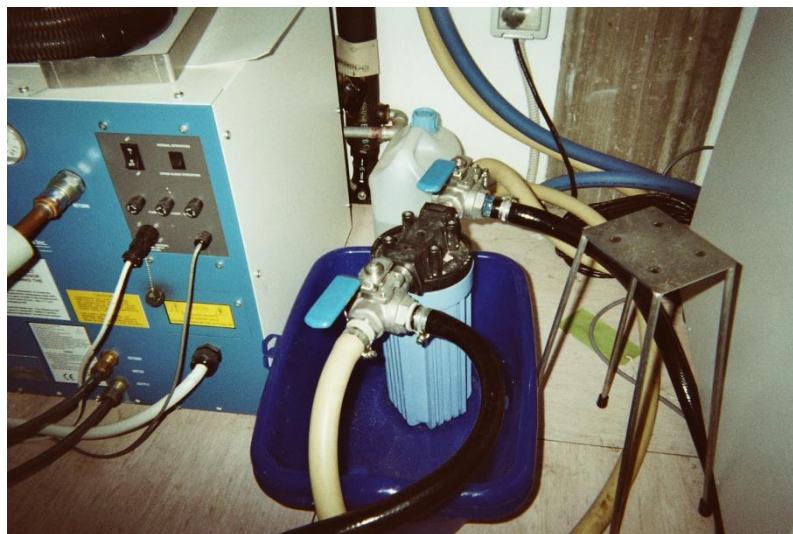


Figura 2.3 - Sistema di raffreddamento del magnete, locale tecnico

2.2.1 Il magnete

Il magnete rappresenta il componente fondamentale del sistema, in termini di costo, sia in termini di prestazioni dell'apparecchiatura, ed ha la funzione di generare il campo magnetico statico necessario per l'induzione del fenomeno di risonanza magnetica nei nuclei sui quali deve essere condotta l'indagine. Il campo deve essere quanto più possibile stabile nel tempo e soprattutto omogeneo. In base all'intensità è possibile avere una diversa velocità di precessione dei nuclei, secondo la legge di Larmor [33].

Il magnete è caratterizzato dall'intensità di campo magnetico generata e dal tipo di tecnologia impiegata per la sua realizzazione. La qualità dell'immagine dipende dall'intensità, dall'omogeneità e dalla stabilità del CMS. (L'intensità si misura in tesla o in kilogauss (kG)). Nei sistemi commercializzati, l'intensità di campo magnetico è compresa tra 0.02T e 3T (1 Tesla = 10^4 Gauss) e la tecnologia impiegata dipende strettamente dall'intensità del campo; i tipi di magnete impiegati sono:

- magnete permanente;
- magnete resistivo;
- magnete superconduttivo;
- magnete ibrido.

Si valuta l'omogeneità del campo B_0 in ppm, parti per milione. In ambito clinico è sufficiente avere una omogeneità di 100 ppm valutata all'interno di un volume sferico con un diametro di 25-50 cm.

Nel caso in cui si abbia bassa omogeneità di campo, nasce il problema che il numero di protoni eccitati da una certa RF sono minori e di conseguenza si ottiene una scarsa qualità determinata dal basso rapporto segnale/rumore. L'obiettivo è dunque quello di avere proprietà di campo magnetico statico costanti all'interno del volume utile.



Figura 2.4 - Magnete superconduttore durante le operazioni di rabbocco dell'elio liquido

Per alti valori di intensità del CMS si verificano alcuni inconvenienti tecnici, fra i quali ricordiamo un più frequente ed intenso apparire di artefatti da chemical shift ed una minor capacità di penetrazione dell'onda RF struttura in esame. Il CMS risente naturalmente dell'influsso dell'ambiente che lo circonda: il contenuto ferroso di ascensori, carrelli, ambulanze o strutture fisse, come travi o infissi metallici, provoca alterazioni dell'uniformità e della forma del CMS. E' da ricordare inoltre che anche il magnete influisce marcatamente sull'ambiente circostante; le elevate intensità di campo sviluppate possono alterare il funzionamento di apparecchiature elettroniche o stimolatori cardiaci, nonché provocare attrazione di oggetti ferromagnetici. Ecco perché si procede ad isolare il sistema mediante un sistema di schermatura (shielding) che ha la funzione di contenere le linee di forza del campo magnetico entro tali limiti da permettere l'utilizzazione degli ambienti circostanti al sistema senza che si verifichino iterazioni di rilievo. Le schermature vengono realizzate in *ferro dolce*: questo materiale ha la prerogativa di magnetizzarsi in presenza di un campo magnetico e di non mantenere magnetismo

residuo al cessare dell'induzione. Il campo indotto si oppone al campo magnetico principale con un'intensità proporzionale allo spessore del materiale ferroso usato. Le strutture di schermo esplicano la loro funzione fornendo una via preferenziale alle linee di forza del CM ed è pertanto di fondamentale importanza la loro simmetria. Il mancato rispetto della simmetria di costruzione comporta deviazione delle linee di forza e disomogeneità del CMS con cui consegue bassa risoluzione spaziale e distorsione dell'immagine. Tramite un sistema a gioghi di chiusura delle linee di flusso, è possibile realizzare direttamente intorno al magnete una schermatura efficace e relativamente economica il cui limite è rappresentato dal peso molto elevato. Una seconda soluzione è rappresentata dalla gabbia di Faraday: questa struttura situata a circa 1.5m dal magnete e costituita da barre di ferro distanziate fra loro in relazione alle linee di flusso del CMS. Lo shielding può essere inoltre realizzato applicando pannelli di ferro dolce alla parete della stanza che contiene il magnete: anche in questo caso si crea una struttura di peso assai elevato in quanto i pannelli devono avere uno spessore superiore al centimetro.

2.2.1.1 Il magnete permanente

Il magnete permanente si basa sull'impiego di materiali ferromagnetici preventivamente magnetizzati ed in grado di conservare tale magnetizzazione. Il magnete viene realizzato assemblando numerosi blocchetti di ferrite (o altre leghe speciali come ferro, cobalto, nichel e leghe di questi elementi) sino ad ottenere il campo magnetico delle dimensioni e delle caratteristiche desiderate. Questi blocchi devono essere inizialmente magnetizzati attraverso l'azione di una forte scarica elettrica, e mantengono un campo magnetico stabile per un tempo indefinito. Il magnete permanente presenta il vantaggio di un costo di realizzazione abbastanza ridotto e di costi di gestione praticamente nulli, in quanto non richiede nessun tipo di alimentazione per la generazione del campo. Inoltre il campo disperso risulta minimo, poiché il ferro stesso fornisce una via di ritorno al flusso magnetico. Non c'è bisogno di fluidi criogeni o corrente elettrica. E' presente una particolare geometria del campo che permette di usare bobine a RF solenoidali ad alto rapporto S/N. Per contro, l'intensità massima del campo è abbastanza limitata (circa 0.3T attualmente), l'omogeneità e la stabilità non sono molto elevate e l'elevato peso del sistema può creare problemi di installazione.

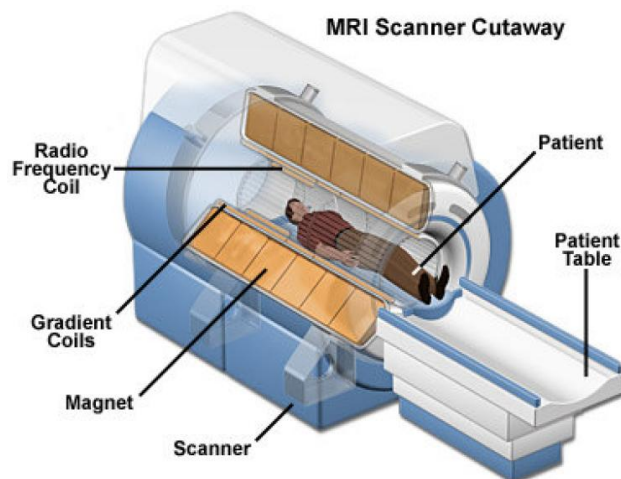


Figura 2.5 - Struttura dello scanner, disposizione delle bobine

Si può esprimere un parere in merito alla qualità andando a valutare quella che è chiamata energia specifica, cioè l'energia immagazzinata per unità di volume. Oggi si è passati dalla ferrite all'utilizzo di leghe di neodimio-boro-ferro oppure il bario ceramico, caratterizzate da una maggiore energia specifica ed un costo minore. E' possibile trovare magneti con struttura ad H o ad anello: la struttura ad H è aperta e i magneti sono posizionati sopra e sotto l'apertura per l'introduzione del paziente. Ecco perché è probabile trovare questi tipi di magneti all'interno di scanner aperti, utili per pazienti claustrofobici. La difficoltà di installazione ed assemblaggio legate all'enorme peso dei blocchi sono largamente compensate da un costo d'acquisto relativamente basso e da minime spese di gestione.

2.2.1.2 Il magnete resistivo

Si basa sulla circolazione di corrente continua in una o più bobine di dimensioni adeguate realizzate mediante materiale conduttore (rame o alluminio). Il CMS viene generato dalla circolazione di corrente, le bobine possono essere quattro o sei (figura 2.6). E' possibile spegnere il campo quando l'apparecchiatura non è in uso. La dissipazione di potenza per effetto joule (circa 75kW per un campo di 0.2T) rappresenta il principale limite all'ottenimento di campi di intensità elevata, evidenziando anche la necessità di adottare un sistema di raffreddamento potente ed affidabile. E' importante mantenere la temperatura costante nell'avvolgimento, per evitare variazioni della resistività degli avvolgimenti con conseguente fluttuazione dell'intensità di CMS e perdita della stabilità. Il campo magnetico generato è proporzionale alla corrente e al numero di spire attraversate [18].

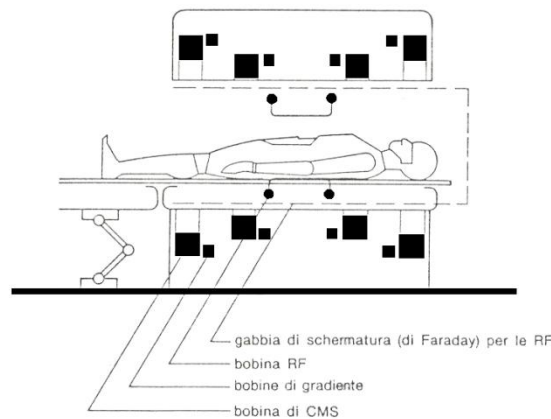


Figura 2.6 - Panoramica delle bobine

Il magnete resistivo è caratterizzato da un costo di realizzazione e di gestione abbastanza ridotto, da una buona omogeneità e stabilità del campo. Per contro la principale limitazione del magnete resistivo è rappresentata dalla limitata intensità di campo ottenibile. Sono possibili valori di campi generabili di 0,3T con una dissipazione di potenza pari a 200 kW e quindi trovano impiego nella realizzazione di macchine aperte a basso campo.

Gli elettromagneti si trovano con 4 o 6 bobine separate (spin coils) disposte in modo da creare una geometria sferica alla quale corrisponde un campo magnetico statico omogeneo. Tali bobine hanno forma circolare e sono ottenute con strisce di alluminio anodizzate. Sono inoltre racchiuse tra due piastre a corona circolare all'interno delle quali circola dell'acqua di raffreddamento.

Per rendere il campo più omogeneo (influenzabile dall'ambiente), si possono usare bobine di taratura (shim coils), percorse da correnti indipendenti, che producono gradienti uguali e contrari a quelli da eliminare.

Gli elettromagneti di nuova generazione sono ibridi, in quanto contengono nuclei di ferro che mantengono la magnetizzazione anche in assenza di corrente. Rispetto ai magneti permanenti si ha il vantaggio di un peso minore, però i costi di gestione sono superiori sia per l'impiego di corrente da usare per percorrere le bobine, sia per il sistema di raffreddamento.

2.2.1.3 Il magnete superconduttivo

Si basa sulla circolazione di corrente in un materiale in regime di superconduttività. La superconduttività è un fenomeno che si manifesta in alcuni metalli quando essi si trovano a temperature prossime allo zero assoluto (-273.13 °C) e che consiste in un annullamento della resistività del metallo stesso. Conseguentemente, realizzando una bobina con materiale in condizioni di superconduttività, è possibile ottenere la circolazione permanente di una corrente senza necessità di continua alimentazione della stessa e senza la dissipazione di potenza per effetto joule.

I campi generati sono altissimi, nell'ordine del Tesla (fino a 3T). La geometria è solenoidale, realizzata con bobine di tipo split coils. L'avvolgimento può essere lungo oltre 20 km ed è realizzato con fili di Nichel – Titanio o Niobio – Titanio intrecciati ed incamiciati in una matrice di rame mantenuta ad una temperatura prossima allo zero assoluto per immersione in un bagno di elio liquido. Il metallo usato per le spire è un particolare conduttore realizzato in fibra di niobio-titanio inclusa in rame che viene mantenuto al di sotto della temperatura di superconduzione (circa 4K, ossia -269 °C) da un sistema di raffreddamento che impiega criogeni (elio e azoto). I superconduttori non si oppongono al moto delle cariche rappresentanti la corrente elettrica, al loro interno circola, senza bisogno di una alimentazione costante, una corrente di $I = 200A$ introdotta inizialmente. La corrente elettrica che circola nelle spire è fornita solo al momento dell'accensione, fino ad ottenere l'intensità necessaria, grazie a generatori di corrente: a questo punto le estremità della bobina vengono cortocircuitate con del materiale superconduttore, in modo tale che non avendosi la minima dispersione di energia, si genera una corrente elettrica che circola in maniera permanente.

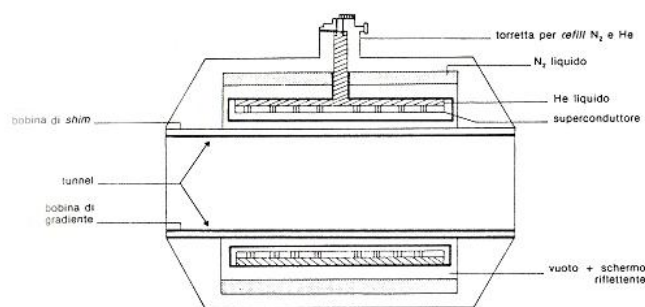


Figura 2.7 - Sezione di un tomografo RM con magneti superconduttore

Il sistema di raffreddamento è di fondamentale importanza non solo per il buon funzionamento dell'apparecchio, ma anche per evitare gli inconvenienti legati ad un aumento della temperatura. Qualora infatti si venisse a perdere la superconduttività dei materiali costituenti le bobine, si avrebbe un improvviso aumento delle resistenze, dissipazione di potenza elevata, creazione di archi elettrici, enorme produzione di calore e scarica dell'apparecchio (quenching).

Un evento importante che può manifestarsi nei tomografi con magneti superconduttivi è il quenching che consiste nel ripristino della resistenza nell'avvolgimento con conseguente scarica completa dell'energia immagazzinata nel magnete.

Il quench ha luogo quando si incrementano indiscriminatamente la corrente e il campo del magnete, o nel caso di espulsione massiccia di criogeni (elio e azoto). Durante il quench nell'avvolgimento si producono tensioni elevatissime (migliaia di volt) che possono formare archi elettrici tra le spire con effetti distruttivi. Per ovviare a tale possibilità si provvede ad incorporare l'avvolgimento in matrice di rame o ad installare appositi banchi di resistenza da connettere in parallelo all'avvolgimento all'atto del quench: in tal modo si crea una via preferenziale attraverso la quale dissipare energia che potrebbe distruggere tutto. Inoltre la rottura della tubazione dei liquidi o dei gas criogeni all'interno della sala magnetica, in caso di quench, provocherebbe lo spargimento degli stessi nel locale che renderebbe l'aria irrespirabile, congelerebbero gli eventuali tessuti umani con i quali venissero a contatto e, l'aumento di pressione all'interno della sala, potrebbe impedire l'apertura della porta di accesso, anche se per breve tempo.

In condizioni di normale funzionamento, un bagno di elio liquido a circa 4°K (-269°C) mantiene le spire alla temperatura ottimale; all'esterno si trova un criostato, complesso sistema costituito da schermi antiradianti, camere a vuoto e compartimenti in cui circola continuamente azoto liquido ed eventualmente anche elio liquido. Il tutto è protetto da una intercapedine mantenuta a 77 K attraverso la circolazione di azoto liquido, a sua volta protetta all'esterno da una camera a vuoto di tipo Dewar.

Per garantire la refrigerazione costante delle spire, come introdotto prima, l'avvolgimento e il bagno di elio sono contenuti in una struttura ermetica che funge da isolante termico: il criostato. Il criostato è una struttura disposta concentricamente all'avvolgimento e ed è costituita da schermi antiradianti raffreddati con azoto liquido (che ha un punto di ebollizione più alto dell'elio pari a 77 K) oppure con vapori di elio. Gli schermi inoltre delimitano delle camere all'interno delle quali viene creato il vuoto. Il calore che proviene dall'esterno, incrementerà la temperatura del gas senza aumentare l'ebollizione dell'elio liquido [24]. Questi magneti consumano 0,4-0,5 litri/ora per l'elio, e 2 litri/ora per l'azoto,

con un'autonomia tra i due riempimenti di 20-30 giorni. Per ridurre i consumi è stato introdotto un sistema che utilizza un refrigerante meccanico per mantenere gli schermi radianti a 20-100K. Questo dispositivo impiega come liquido di refrigerazione l'elio che fluisce in un circuito a se stante rispetto al magnete. Con questo accorgimento l'apparecchio ha un costo aggiuntivo di circa il 10% ma i consumi si riducono drasticamente: si passa ai 0,05 litri/ora per l'elio, e si azzerano i consumi di azoto. Nei magneti di ultima generazione la camera di 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.

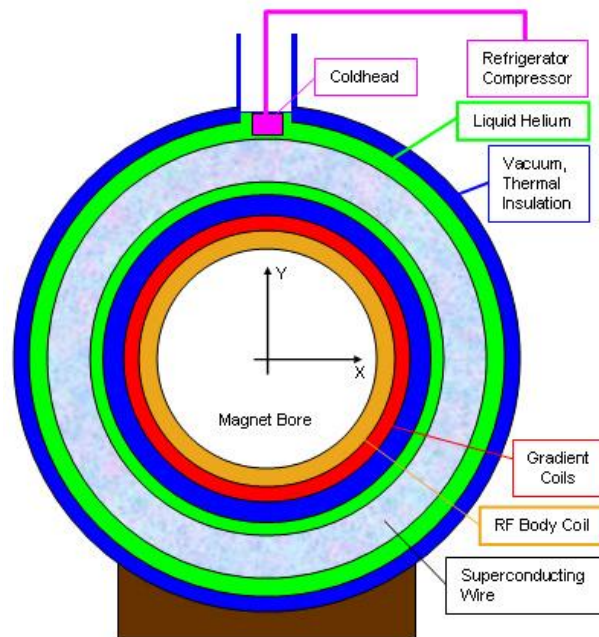


Figura 2.8 - Sezione di tomografo con magnete superconduttore

Il magnete superconduttivo viene fatto funzionare in modo continuo, cortocircuitando i terminali dell'avvolgimento con un interruttore, costituito da un filamento superconduttore che viene scaldato per portarlo allo stato resistivo e consente così l'invio o la sottrazione di corrente nell'avvolgimento nella fase di scarica e carica. Il passaggio allo stato persistente avviene disattivando il riscaldamento così che il filamento passa dallo stato superconduttivo e chiude l'avvolgimento in cortocircuito.

Il magnete superconduttore è caratterizzato da elevati valori di campo magnetico ottenibile, da elevata stabilità ed omogeneità del campo (1ppm) consentendo valori di B_0 intensi (1 ÷ 4T).

Il campo magnetico statico decade esponenzialmente con una costante di tempo tanto più lunga quanto più bassa è la resistenza complessiva dell'avvolgimento. Una volta che il magnete è stato assemblato ed installato, non è più possibile variare la posizione reciproca delle bobine che costituiscono il solenoide, poiché sono rigidamente fissate tra loro. Per realizzare il sistema di taratura dell'omogeneità del campo vengono impiegate bobine individuali costituite con tecnologia superconduttiva in alcuni casi, resistiva in altri. I costi di realizzazione sono molto elevati ed i costi di esercizio, derivanti dalla necessità continua di rabboccare i gas criogeni a seguito della loro evaporazione, sono anch'essi abbastanza elevati, a meno di non prevedere ad un sistema di recupero dei criogeni. E' possibile limitare i consumi dei gas liquidi mediante la loro riutilizzazione; il processo che riporta i gas a temperature intorno allo zero assoluto (criogene razione) è effettuato da apparecchiature assai costose, che tuttavia riducono le spese di gestione.

2.2.1.4 Magneti ibridi

Riuniscono le tecnologie dei magneti resistivi e di quelli permanenti, consentendo di realizzare campi fino a 0,5 T. Sono realizzati con fili resistivi percorsi da corrente e avvolti attorno a magneti permanenti.

Il campo generato è verticale e ha poca dispersione. La configurazione geometrica è aperta e non occorrono criogeni per il raffreddamento. Tuttavia si ha un elevato consumo energetico e una notevole sensibilità alle variazioni di temperatura ambientale e alle fluttuazioni di corrente elettrica. Il peso del tomografo è inoltre elevato. I sistemi con campi magnetici elevati consentono di ottenere una migliore risoluzione e possono essere usati in spettroscopia mentre quelli con campi magnetici deboli forniscono un miglior contrasto tissutale e sono meno costosi, inoltre spesso hanno configurazioni aperte che li rendono preferibili nel caso di pazienti claustrofobici.

2.2.2 Bobine di Shimming

All'interno del magnete principale sono sistemati degli avvolgimenti resistivi, chiamati bobine di "shim", che consentono di ottimizzare il grado di omogeneità del campo magnetico nel corpo in esame. E' possibile ridurre la non omogeneità di B_0 grazie alle tecniche di shimming. E' possibile utilizzare la tecnica attiva se si usano bobine aggiuntive per modificare localmente B_0 , posizionate al montaggio e poi mantenute. Si adotta invece la tecnica passiva se vengono adoperati nuclei di ferrite per compensare la presenza di eventuali masse metalliche.

2.2.3 Bobine di gradiente

Lo scopo fondamentale del sottosistema dei gradienti è quello di aggiungere al "grande" campo magnetico statico, un "piccolo" campo variabile nel tempo e nelle tre direzioni dello spazio, tale da consentire la selezione dello strato e la localizzazione, voxel per voxel, del segnale RM di risposta. La generazione dei gradienti è affidata a tre sistemi di bobine, alimentate separatamente e realizzate in maniera tale da generare campi magnetici orientati lungo x,y,z. Si dice che un campo magnetico ha un gradiente in una direzione quando la sua intensità è uniformemente crescente in tale direzione. Le bobine di gradiente producono i gradienti di campo magnetico B_0 . Si tratta di bobine a temperatura ambiente che grazie alla loro configurazione creano il gradiente desiderato. Viene descritto il sistema delle bobine di gradiente per un magnete superconduttore orizzontale, essendo i sistemi più comuni.

Un gradiente di B_0 nella direzione Z viene generato grazie ad una bobina anti-Helmholtz (figura 2.9). Per creare un gradiente di campo magnetico nella regione compresa tra i due avvolgimenti, viene fatta circolare una corrente nei due avvolgimenti in versi opposti. Il campo magnetico B di un avvolgimento si somma a B_0 , mentre il campo B al centro dell'altro avvolgimento si sottrae a B_0 . I gradienti di campo B_0 lungo X e Y sono creati da una coppia di bobine a forma di otto; quella dell'asse X crea un gradiente di B_0 nella direzione X in accordo alla direzione della corrente che circola nelle bobine; quella dell'asse Y crea un gradiente di B_0 lungo l'asse Y.

Quanto più tale crescita è rapida nell'unità di spazio, tanto più il gradiente si può definire "alto" o "ripido". Il sottosistema dei gradienti è tanto più efficiente quanto più intensamente e velocemente è in grado di variare l'intensità del campo magnetico locale in spazi ridotti all'interno del magnete, cioè nei tessuti in oggetto di studio. In pratica, la qualità dei gradienti può essere valutata sulla base dell'intensità massima di campo aggiunta al campo magnetico statico in uno spazio unitario (potenza dei gradienti, espressa in mT/m), e al tempo necessario per il raggiungimento di tale intensità o di una sua frazione definita (spesso 2/3).

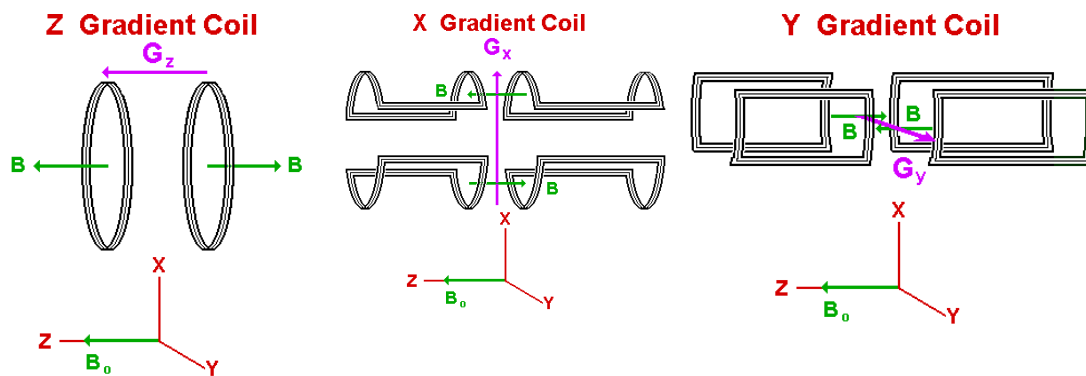


Figura 2.9 - Geometria delle bobine di gradiente

Potenza e tempo di salita sono usualmente compendati in un unico parametro, lo *slew rate*, uguale al loro rapporto, e quindi espresso in T/m/s. Le apparecchiature operanti a 1.5T offrono usualmente potenze dei gradienti tra 20 e 40 mT/m. L'evoluzione si è contraddistinta particolarmente quando si è verificata la disponibilità di magneti in grado di produrre campi magnetici statici sempre più omogenei con la possibilità di sovrapporvi, grazie ad opportuni gradienti, uno o più campi caratterizzati da variazioni temporalmente e spazialmente controllate sempre più intense e rapide (ripide). Le bobine di gradiente sono situate all'interno del magnete e sono disposte ortogonalmente tra loro, in modo da poter creare gradienti del CMS secondo qualunque piano dello spazio (figura 2.10).

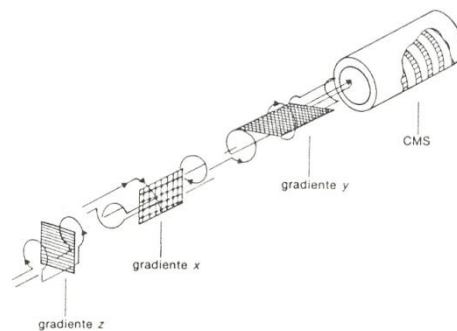


Figura 2.10 - Esempio di bobine di gradiente

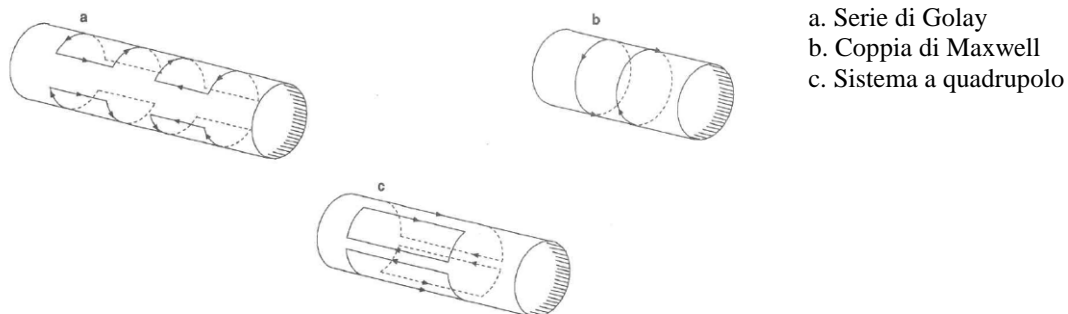


Figura 2.11 - Rappresentazione schematica delle bobine generatrici di gradienti

I gradienti sono dunque campi magnetici supplementari che vengono sovrapposti al campo magnetico principale per pochi millisecondi, durante la sequenza RF. I gradienti possono essere orientati anche

obliquamente; il tomografo è quindi in grado di eseguire scansioni reali secondo ogni piano dello spazio, senza necessità di spostare il paziente.

Un sistema elettronico di controllo della corrente circolante nelle bobine consente di generare gradienti diretti lungo qualunque direzione, combinando settorialmente i tre gradienti principali.

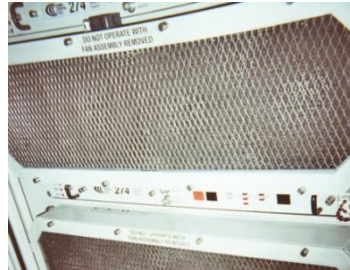


Figura 2.12 - Elettronica di controllo per la gestione dei gradienti, sistemi di raffreddamento

Dalle caratteristiche di stabilità e di commutazione dei generatori di controllo delle bobine e dalla linearità dei gradienti generati dipende in buona misura la qualità delle immagini ottenibili dal sistema. La geometria degli avvolgimenti consente che il campo da essi prodotto sia diretto sempre nella direzione z (cioè nella direzione del campo magnetico statico, parallelo all'asse del magnete superconduttore). Soltanto l'ampiezza del campo può essere variata lungo le tre direzioni (sono sufficienti gradienti di 1 o 2 gauss/cm). Concludendo, non è azzardato affermare che un'apparecchiatura operante a 1T con gradienti potenti e veloci può essere preferibile ad un'apparecchiatura operante a 1.5-2T con gradienti inadeguati.

2.2.4 Bobine a radiofrequenza

La magnetizzazione macroscopica (MM) è determinata dall'orientamento dei nuclei, entro il CMS, secondo le due direzioni consentite (parallela e antiparallela, up e down). E' possibile modificare la direzione della MM (ad es. di 90° , di 180°) determinando il passaggio dei nuclei da uno stato energetico più basso ad uno più elevato mediante somministrazione di energia. Tale energia è fornita da bobine che emettono impulsi radio con frequenza pari a quella di precessione dei protoni, in modo da poter dar luogo al fenomeno della risonanza. I protoni, al termine dell'impulso RF, tendono a ritornare nelle condizioni primitive, restituendo l'energia assorbita tramite emissione di onde elettromagnetiche. Tali onde, che costituiscono il segnale RM, vengono raccolte in genere dalle stesse bobine che le hanno emesse, poste alternativamente in situazione trasmittente e ricevente.

Una bobina deve risonare o produrre energia in maniera efficiente alla frequenza di Larmor. Tutte le bobine sono composte da un induttore e da un set di elementi capacitivi. La frequenza di risonanza ν di una bobina RF è determinata dall'induttanza (L) dell'induttore e dalla capacità (C) del condensatore.

$$\nu = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \tag{2.1}$$

Un altro requisito di una bobina per imaging è che il campo B_1 deve essere perpendicolare al campo magnetico statico B_0 . Il passaggio dalla trasmissione alla ricezione comporta un piccolo intervallo di tempo, durante il quale si verifica la perdita di una parte del segnale; per ovviare a questo inconveniente non si rileva direttamente il segnale, ma il suo eco, ottenuto mediante un impulso supplementare a 180° . Le dimensioni e forma di queste bobine possono variare a seconda della zona del corpo su cui si indaga. In particolare, per esami ad alta risoluzione in zone circoscritte del corpo, è possibile fare impiego di bobine superficiali, che vengono direttamente appoggiate sulla cute in corrispondenza della zona da visualizzare.

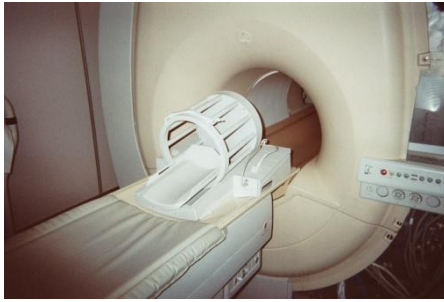


Figura 2.13 - Esempio di bobine RF di ricezione

Il trasmettitore deve essere in grado di generare la potenza a r.f. necessaria per l'eccitazione dei nuclei (sino a qualche kW), il ricevitore viceversa deve avere un'elevata sensibilità al fine di poter rilevare il debole segnale generato dai nuclei in precessione (μW). Le bobine situate sulle zone del corpo saranno in questo caso solo riceventi (figura 2.13). A causa del basso livello del segnale da ricevere, è necessario ridurre il più possibile l'influenza di campi a R.F. provenienti dall'esterno (trasmettitori radio, apparecchiature per marconiterapia, elettrobisturi, commutazioni di potenza, etc.), per tale ragione, la zona in cui l'apparecchiatura è installata viene protetta con una schermatura a R.F. (gabbia di Faraday).

2.2.4.1 Il trasmettitore

L'eccitazione iniziale dei nuclei viene realizzata mediante l'uso di brevi impulsi a r.f. di frequenza vicina a o pari a quella di Larmor. Come sorgente di frequenza si utilizza di solito un oscillatore a cristallo [10].

Nel trasmettitore è presente un circuito di apertura e chiusura programmata "gating" per due scopi: generare gli impulsi necessari per realizzare esperimenti RMN in regime impulsivo, interrompendo il collegamento con la sorgente a r.f. e isolare tra loro (quando il trasmettitore viene spento) il sistema di spin, il ricevitore e il trasmettitore stesso. L'impulso ottenuto dal circuito di "gating" viene poi modulato in modo da eccitare una specifica banda di frequenze detta "impulsi selettivi". E' quindi presente un amplificatore, in grado di raggiungere le potenze necessarie per la trasmissione dell'impulso negli avvolgimenti di dimensioni e forma tipicamente usati in MRI (cioè potenze nell'ordine del kW).

Gli impulsi di eccitazione in apparati MRI hanno lunghezze variabili tra pochi microsecondi, per impulsi ad onda quadra ("hard pulses") non selettivi, e qualche millisecondo per impulsi selettivi ("soft pulse").

La bobina emittente è dunque alloggiata nel tunnel del magnete (per la maggior parte dei casi), al di sotto del rivestimento interno e non è quindi visibile.

I parametri fondamentali che determinano le caratteristiche di un avvolgimento a r.f. sono il fattore di qualità (Q) ed il fattore di riempimento. Il valore di Q restituisce una misura di quanto fine può essere l'accordatura dell'avvolgimento alla frequenza scelta ed è inversamente proporzionale alle perdite dovute alla resistenza elettrica dell'avvolgimento stesso. In sistemi MRI a corpo intero si ottengono di solito valori di Q di qualche centinaio. D'altra parte, la presenza del paziente nell'avvolgimento provoca un aumento delle perdite resistive, dovuto alle correnti indotte nel corpo a seguito dell'accensione e dello spegnimento della radiofrequenza (correnti parassite o "eddy currents").

Il fattore di riempimento, invece, dipende da una misura di quanto è elevato il segnale proveniente da una data quantità di spin. Avvolgimenti più piccoli hanno fattori di riempimento più alti. Sono state studiate diverse geometrie di bobine r.f. in grado di fornire la massima omogeneità nella regione da analizzare. Tra le geometrie più usate è utile ricordare la bobina solenoidale, in grado di fornire un campo a r.f. parallelo al suo asse e quindi all'asse del paziente e la bobina a sella, in grado di fornire un campo perpendicolare al suo asse.

2.2.4.2 Il ricevitore

Esistono bobine particolari, che hanno la caratteristica di ricevere il segnale e, almeno attualmente, di non inviarlo; tali bobine, denominate “di superficie” in quanto progettate per studiare strutture superficiali e devono pertanto essere affiancate da una bobina convenzionale usata per la trasmissione. Il ricevitore è uno dei sistemi più critici di un apparato RMN. La sua funzione è quella di amplificare il segnale, introducendo il minor rumore possibile. Per ottenere un alto rapporto segnale rumore si può pensare ad un avvolgimento ricevente con un alto fattore di merito. Tuttavia, ad un più alto fattore di merito corrisponde una più stretta banda passante e questo può rappresentare un problema, dato che per avere una buona risoluzione spaziale è necessaria una grande finestra spettrale.

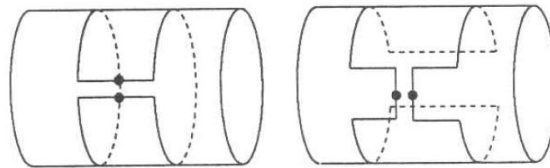


Figura 2.14 - Bobina solenoidale e bobina a sella

Il segnale ottenuto ha un'ampiezza tipica dell'ordine dei mV. Un segnale così piccolo rende necessari fattori di amplificazione di 550 ed anche 1000, per poter essere facilmente elaborato. E' necessario quindi disporre di un amplificatore in grado di fornire una risposta lineare ad un ampio intervallo di potenza (classe A).



Figura 2.15 - Sistema di gestione degli amplificatori

La catena di ricezione si chiude grazie ad un campionario e convertitore analogico/digitale. La catena di ricezione è il punto critico dell'intero sottosistema, potenziale fonte di rumore di entità tale da rendere in accettabilmente basso il rapporto S/R , soprattutto nelle fasi di amplificazione e campionamento. Nei moderni sistemi a RM l'informazione associata al segnale è trattata, ovunque possibile, in forma digitale, garantendo la massima pulizia possibile del segnale stesso.

La bobina ricevente risulta più tecnologicamente complessa e sofisticata di un semplice avvolgimento di rame “accordato” per le opportune RF, circondante (bobine di volume), giustapposta (bobine di superficie) o posizionata all'interno (bobine endocavitarie) della regione corporea oggetto di studio. Due principi generali guidano la costruzione e la scelta della bobina ricevente. Le bobine di volume (tipicamente quelle per il cranio, il corpo, il ginocchio) ottimizzano il rapporto S/R quanto più è ridotto lo spazio tra la bobina ed il segmento corporeo in essa inserito (fattore di riempimento). Il

contatto diretto tra la bobina e il corpo del paziente è tuttavia da evitare in quanto fonte di artefatti. Le bobine di superficie ed endocavitarie ottimizzano il rapporto S/R limitandosi a ricevere il segnale (e il rumore) dalla sola regione oggetto di interesse.

L'importanza di un corretto rapporto tra bobina e regione corporea in studio ha imposto, fin dai primi tomografi a RM, l'uso di un insieme di bobine differenziate per tecnologia costruttiva, geometria e modalità di posizionamento. Le bobine in quadratura (circolari polarizzate) permettono di ottenere un elevato rapporto S/R anche grazie ai preamplificatori incorporati. L'evoluzione più recente in questo ambito è quella relativa alla possibilità di rilevare simultaneamente il segnale a RF da molteplici bobine (fino a sei), per lo più di superficie, giustapposte l'una accanto all'altra mediante disaccoppiamento elettronico (bobine phased-array). Il segnale ottenuto da ciascuna è amplificato, campionato, convertito ed elaborato in serie sotto il controllo di processori multipli dedicati che generano singole parti dell'immagine totale. L'elevato costo di queste bobine è determinato soprattutto dall'hardware multiprocessore.

2.2.5 Rivelatori di radiofrequenza

I rivelatori di radiofrequenza si sono molto evoluti a partire dai modelli dei primi anni 80. Inizialmente vennero utilizzati rivelatori analogici lineari e digitalizzatori a singolo canale, rimpiazzati successivamente da rivelatori analogici della quadratura e digitalizzatori a due canali. Con il recente avvento di digitalizzatori veloci si è diffusa la configurazione che utilizza digitalizzatori a singolo canale seguiti da rivelatori in quadratura digitali [10].

I rivelatori analogici lineari forniscono in uscita soltanto una delle due componenti della magnetizzazione M_x' o M_y' come funzione del tempo (segnale $S(t)$), successivamente digitalizzata. La rivelazione lineare richiede che la frequenza di campionamento sia almeno il doppio della più alta frequenza presente nel segnale.

I rivelatori analogici in quadratura forniscono in uscita entrambe le componenti della magnetizzazione M_x' e M_y' a partire dal segnale della bobina RF. Entrambi i segnali M_x' e M_y' vengono digitalizzati per produrre un segnale complesso funzione del tempo. Per questa ragione, la rivelazione in quadratura utilizza una frequenza di campionamento uguale alla massima frequenza presente nel segnale.

Il cuore di un rivelatore analogico lineare o in quadratura è un'apparecchiatura chiamata doubly balanced mixer (DBM). Il doubly balanced mixer ha due entrate e un'uscita ed è anche chiamato "rivelatore del prodotto" poiché il risultato è il prodotto dei segnali in ingresso. Se i segnali in ingresso sono $\cos(A)$ e $\cos(B)$, il segnale in uscita sarà:

$$\frac{1}{2} \cos(A + B) + \frac{1}{2} \cos(A - B)$$

Uno degli ingressi del DBM è solitamente una frequenza di riferimento. La rivelazione analogica lineare richiede un DBM, un filtro e un amplificatore. La frequenza di riferimento è la frequenza di risonanza all'isocentro ν_0 . In ingresso ci saranno le frequenze ν e ν_0 , e in uscita avremo una delle componenti della magnetizzazione trasversale M_x o M_y .

La rivelazione in quadratura richiede tipicamente due DBM, due filtri, due amplificatori e uno shifter della fase di 90° . Gli ingressi sono le frequenze ν e ν_0 e le uscite le componenti M_x e M_y della magnetizzazione trasversale. L'utilizzo di questa apparecchiatura può potenzialmente dar luogo ad artefatti nelle immagini.

Nei sistemi più recenti è frequente trovare lo schema di rivelazione descritto di seguito. Il segnale di frequenza ν proveniente dalla bobina RF viene mixato, usando un DBM, con una frequenza di riferimento ($\nu_0 + \nu_0'$) per produrre una frequenza intermedia ν_i . Questa frequenza viene digitalizzata o sovracampionata utilizzando un digitalizzatore ad alta velocità. I segnali $M_x'(t)$ e $M_y'(t)$ vengono ricavati utilizzando un rivelatore in quadratura digitale e un filtro digitale che nel dominio del tempo ha la forma di un impulso sinc, processo interamente gestito a livello software.

L'utilizzo della rivelazione in quadratura digitale rimuove la possibilità di avere artefatti da immagini "fantasma".

La frequenza intermedia e quella di campionamento sono tipicamente pari a 1 MHz, il che si traduce in un insieme di dati sovracampionati e la cui dimensione non consente un'agevole memorizzazione. Il

filtraggio digitale elimina le componenti ad alta frequenza e la decimazione riduce la dimensione del set di dati. Il sovracampionamento è la digitalizzazione di un segnale nel dominio del tempo ad una frequenza maggiore di quella necessaria per la registrazione del campo di vista scelto. Ad esempio, se la frequenza di campionamento, f_s , viene incrementata di un fattore 10, il campo di vista sarà 10 volte più grande, eliminando così il ribaltamento.

2.2.5.1 Decimazione

La decimazione è l'eliminazione di alcuni punti da un set di dati. Un rapporto di decimazione di 4/5 vuol dire che 4 dati su 5 sono stati eliminati, oppure che è stato salvato un dato ogni cinque. Una decimazione dei dati digitalmente filtrati, come descritto in precedenza, seguita da una trasformata di Fourier ridurrà il set di dati di un fattore cinque.

Per realizzare questa procedura vengono utilizzati digitalizzatori ad alta velocità capaci di digitalizzare a 2 MHz e circuiti integrati dedicati ad alta velocità capaci di effettuare la convoluzione nel dominio del tempo mentre i dati vengono registrati.

2.2.6 Il sistema di calcolo

Ad esso sono affidate tutte le funzioni di controllo delle fasi di acquisizione del segnale R.M., elaborazione dei dati, ricostruzione dell'immagine e gestione del colloquio con l'operatore attraverso la console di comando.

Le attuali tecniche di realizzazione dei sistemi di elaborazione prevedono una struttura a multiprocessore in grado di gestire separatamente e contemporaneamente funzioni diverse, in maniera tale da ottimizzare il funzionamento della macchina riducendo il più possibile i tempi necessari per l'ottenimento dell'immagine.

2.2.7 La console dell'operatore

La console consente di gestire tutte le fasi dell'esame, consentendo un colloquio con l'elaboratore e l'immissione di tutti i dati necessari per l'esecuzione dell'esame secondo le modalità prescelte. Su monitor televisivi appaiono sia i menù gestionali, sia le immagini ricostruite dall'elaboratore, le quali possono essere memorizzate digitalmente su dischi o nastri magnetici, oppure impresse su pellicola radiografica per mezzo di una camera multiformato (sistema ormai abbandonato). Dopo il magnete rappresenta l'elemento di maggior costo dell'intero sistema. Necessita di grande potenza di calcolo e di grande capacità di memoria. Provvede infatti, anche mediante componenti dedicate, ad una serie complessa di compiti, quali:

- stabilizzazione e ottimizzazione del campo magnetico statico (shimming);
- sintonizzazione delle bobine di eccitazione e in ricezione;
- generazione delle sequenze di eccitazione;
- elaborazione del segnale RM;
- ricostruzione dell'immagine e calcolo dello spettro;
- elaborazione dell'immagine;
- elaborazione dello spettro, operazione di grande importanza al fine di ottenere tracciati concretamente utilizzati a scopo clinico e di ricerca, sia a monte che a valle della trasformata di Fourier.

Il calcolatore principale ingloba nel suo contesto il calcolatore a matrice o array-processor appositamente progettato per il trattamento dei dati grezzi mediante trasformata di Fourier, dialoga con l'operatore mediante la console trasmette le scelte operative al calcolatore di controllo. L'architettura informatica può essere costituita da singoli processori dedicati interconnessi o da un'unica grande unità operante in time-sharing. È fondamentale la grande flessibilità della componente che controlla gradienti e RF, si da rendere possibile l'implementazione di nuove

sequenze. Due aspetti connessi all'elevata capacità di produzione di immagini posseduta dai sistemi a RM avanzati vanno considerati a se. Alcune tipologie di sequenze sono in grado di scaricare sul sottosistema informatico oltre un migliaio di immagini al minuto. Ciò pone, da una parte, problemi di velocità nel passaggio delle informazioni dalla memoria di transito a quella di deposito, impedendo il lancio di altre sequenze fino al termine dell'operazione di liberazione della prima, spesso notevolmente più lunga della stessa acquisizione ecoplanare e in grado di limitare l'adozione di protocolli combinati negli studi dinamici. D'altra parte, la necessità di rielaborazione avanzata dei dati contenuti in pacchetti di immagini eco planari impone un recupero agile degli stessi, operazione possibile solo se si predetermina la possibilità di mandare in rete queste informazioni. Capacità di memoria del calcolatore, sistemi di archiviazione elettronica e connessioni in rete, veri e propri colli di bottiglia del sistema, devono essere considerati attentamente all'atto della scelta dell'apparecchiatura.



Figura 2.16 - La console dell'operatore

Per aumentare l'efficienza dell'apparecchiatura, sono spesso presenti due console separate: una destinata alla gestione delle operazioni di esecuzione dell'esame, l'altra dedicata alla presentazione ed elaborazione delle immagini per la diagnosi.

2.2.8 Il tavolo paziente

Il tavolo porta paziente è simile, nel suo aspetto esteriore e nelle sue funzioni, ai tavoli impiegati in altre apparecchiature radiologiche. La sua peculiarità principale è rappresentata dal fatto che esso non deve essere realizzato con materiali ferromagnetici, in maniera tale da non influenzare minimamente il campo magnetico ed il campo a R.F. necessari per l'induzione del fenomeno di risonanza magnetica. Il tavolo è normalmente dotato di movimenti servoassistiti e programmabili attraverso il computer di gestione.

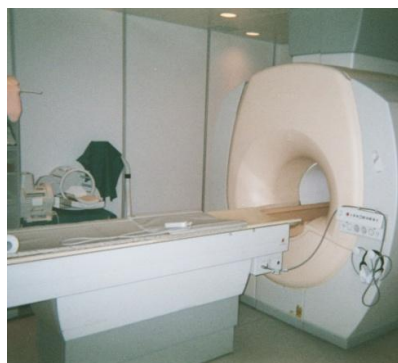


Figura 2.17 - Tavolo paziente

2.3 Gabbia di Faraday

Qualunque sia il tipo di magnete impiegato, è spesso necessario provvedere ad una adeguata schermatura dello stesso. L'intenso campo magnetico, con estensione tridimensionale, generato dall'apparecchiatura, rappresenta il principale fattore limitante nella scelta del luogo di installazione dell'impianto, specialmente nel caso in cui esso debba essere installato in un edificio preesistente. In qualunque edificio esiste una notevole quantità di materiali ferromagnetici che, se situati in prossimità del tomografo a R.M., possono provocare distorsioni del campo, degradando considerevolmente la qualità dell'immagine ottenibile. Per contro, il campo magnetico generato dal magnete può seriamente interferire con il funzionamento di apparecchiature elettriche, meccaniche ed elettroniche poste nell'ambiente circostante, nonché creare situazioni di potenziale pericolo per quanti si trovino a circolare in prossimità della stanza ove l'apparecchiatura è installata [19].

Ecco perché è bene provvedere alla schermatura del locale che andrà ad ospitare l'impianto. La schermatura viene normalmente eseguita impiegando materiali ferromagnetici ad elevato coefficiente di permeabilità magnetica applicati sulle pareti, sul soffitto e sul pavimento della stanza destinata ad accogliere il magnete. L'entità della schermatura è legata all'intensità del campo magnetico generato ed alle particolari situazioni ambientali. Le interferenze provenienti dall'esterno provocano aumento del rumore di fondo con diminuzione del rapporto S/R e conseguente scadimento della qualità di immagine. Lo shielding RF (gabbia di Faraday) può essere realizzato applicando fogli di rame (dello spessore di pochi μm) alle pareti della stanza, che devono essere costruite con mattoni pieni; all'interno di questo ambiente ogni struttura che possa funzionare come un'antenna (cavi elettrici, tubature..) deve essere accuratamente schermata. Una più semplice ed economica della precedente può essere ottenuta proteggendo l'antenna ricevente tramite schermi conduttivi disposti intorno al tunnel dove viene inserito il paziente. Con questo sistema però la protezione dalle interferenze RF è solo parziale ed inoltre si aumenta l'eventuale sensazione di claustrofobia del paziente.

2.3.1 Schermatura a radio frequenza per apparecchi RM-Imaging

La stanza dove ha luogo la scansione è circondata da uno schermo per radiofrequenze la cui funzione è quella di evitare che gli impulsi RF di alta potenza possano irradiare il resto dell'ospedale e che segnali RF provenienti da stazioni televisive e postazioni radio possano essere captati dall'apparecchio. Solitamente, le stanze di scansione sono circondate anche da uno schermo magnetico che impedisce al campo magnetico di estendersi al di fuori di un certo limite. Nei magneti più recenti questo schermo è parte integrante del magnete stesso (magneti autoschermati).

Per ottenere risultati ottimali dall'apparecchio per risonanza magnetica è necessario un ambiente libero da campi di disturbo elettromagnetici. Ecco perché bisogna attrezzare il locale con un sistema idoneo a contenere il campo, andando ad installare una gabbia a RF. La gabbia a RF presenta le seguenti caratteristiche:

- schermatura in rame;
- collegamento dei moduli parete e soffitto con un sistema di fissaggio particolare che evita il fatto di dover praticare fori nella schermatura in rame con conseguente degradamento dell'integrità della gabbia, eliminando così eventuali punti deboli;
- finestre a R.F. per offrire una buona visuale della sala diagnostica, disposte anche sul soffitto;
- porta realizzata mediante un telaio in ottone per garantire un'agevole apertura ed una schermatura migliore;
- insonorizzazione e resistenza al calore.

I componenti interni ed esterni sono realizzati con un materiale con scarsa permeabilità magnetica. Il campo rimane omogeneo e garantisce un'ottima qualità diagnostica.

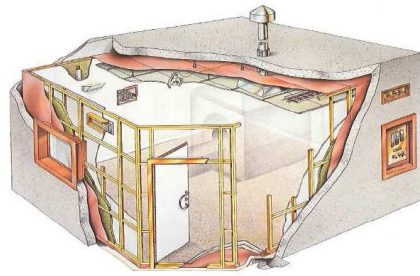


Figura 2.18 - Struttura del locale del magnete e della gabbia di Faraday

2.3.1.1 Muri e soffitto

I muri ed il soffitto della gabbia a radiofrequenza sono realizzati andando ad assemblare singoli pannelli prefabbricati collegati elettricamente insieme, in modo tale da garantire una continuità amperometrica, seguendo la forma del locale. I pannelli, tipicamente di un metro di larghezza, e alti tanto quanto richiede lo schermo desiderato, hanno un'ossatura di legno, dotata di un basso contenuto di umidità. L'ossatura del pannello è ricoperta da uno strato di rame sottilissimo (2,02 decimi, per favorire la piegatura del rame attorno agli spigoli del singolo pannello), come la carta stagnola, molto puro (99,98%). Altri strati di legno addizionali trovano posto nei pannelli ed ospitano i filtri elettrici, filtri a nido d'ape, porte e finestre. I pannelli vengono assemblati facendo attenzione a pulire la giunzione elettrica mediante strisce abrasive per eliminare impurità ed ossidi di rame che ostacolano la conduttività dello schermo.



Figura 2.19 - Particolari delle pareti della gabbia

Una volta assemblati, i pannelli vengono posizionati a 50mm dall'esistente struttura muraria, per prevenire contatti accidentali con superfici che potrebbero andare a terra o cortocircuitare lo schermo. Il tetto viene montato con lo stesso sistema adottato per i pannelli laterali. Per sorreggerlo vengono utilizzati gli isolatori rossi usati nei quadri elettrici. Questi ancorano lo schermo al soffitto, due per fila. La giunzione tra pareti, soffitto e pavimento avviene mediante delle opportune giunzioni ad "L". Per aumentare le performance vengono coperte le giunzioni saldate con un nastro di rame. Al termine dell'installazione la gabbia viene isolata da terra e si misura la resistenza d'isolamento che deve essere superiore a 3 k Ω . Al termine, verificata la misura, la gabbia viene messa a terra in un punto solo mediante un conduttore PE di 35mm².

2.3.1.2 Pavimenti

Il pavimento è una componente molto critica dello schermo a RF. Funge da base per lo schermo di rame, isola elettricamente da terra, sostiene il peso del magnete e fornisce un appoggio per la stesura

del rivestimento per il pavimento. Due strati, uno di cartone e uno di catrame, forniscono una barriera all'umidità, un isolamento dal suolo e una superficie resiliente (masonite, simile alla resina) per la stesura dello schermo di rame.

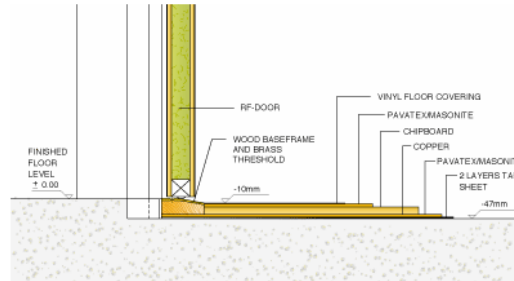


Figura 2.20 - Struttura del pavimento della gabbia

Quest'ultimo è uno strato di rame sottile, come la carta stagnola, messo in sovrapposizione, molto puro. Le lastre di rame sono sormontate le une con le altre dai 30 ai 50mm. La giuntura viene saldata a mano. Ciò assicura prestazioni durature e l'isolamento al suolo indenne. Un sottopavimento realizzato con cartone per scatole ad alta densità con uno strato superiore di fibra di masonite protegge lo schermo e fornisce una base per il rivestimento del pavimento.

2.3.1.3 Porte

La porta di un locale di risonanza magnetica è la parte più critica dello schermo a radiofrequenza, e per garantire un'ideale qualità, generalmente questo componente viene realizzato direttamente dai produttori di schermi a RF. La porta deve essere semplice da usare e deve essere di piacevole aspetto, per rassicurare i pazienti. Le porte dunque devono rispettare diverse queste condizioni, e lo fanno grazie alla loro costruzione leggera, le maniglie e il fermo progettati sulla parte interna. In particolare la struttura di ottone di alta qualità prevede facilità durante l'apertura e buon contatto elettrico. Una caratteristica particolare sono i contatti finger (berillio), sullo stipite, evidenziati nelle figure che seguono, parte sensibile che necessita spesso di manutenzione.



Figura 2.21 – Particolari costruttivi della porta del locale del magnete

Le porte possono essere fabbricate in vari formati e la loro dimensione è tale da garantire il passaggio di una barella, un carrello o una sedia a rotelle. Nell'intorno della porta sono presenti delle barrette conduttrici, sostituibili in qualsiasi istante. Esistono diversi modelli di porte:

- **Porte standard:** del peso di 67 kg, realizzate da una struttura di legno, coperta di ottone e sostenute le barrette di contatto. Il pannello della porta è fatto di compensato, è

insonorizzato e resiste al calore, ed è coperto di un foglio di rame di purezza elevata. La copertura esterna è un laminato bianco. Un dispositivo di protezione permette sempre l'apertura dall'interno.

- **Porte isolate acusticamente:** i livelli acustici generati dalla nuova tecnologia di MRI sono cresciuti, e raggiungono livelli che possono andare in conflitto con i locali adiacenti, nonché non rispettare le normative vigenti. Per ovviare questo problema, vengono adottate idonee soluzioni. Il sistema che consente la riduzione e l'insonorizzazione è protetto da brevetto.

Oltre al modello "domestico", sono disponibili altri modelli, come ad esempio porte doppie, porte scorrevoli o porte pneumatiche, ciascuna accompagnata dalla propria tecnologia, osservabili in figura 2.22.



Figura 2.22 - Altre tipologie di porta

2.3.1.4 Finestre

Le finestre e i lucernari sono realizzati grazie a dei doppi vetri dotati di uno speciale vetro di sicurezza temprato di 6mm di spessore, che incorpora due strati di rete di bronzo che realizza lo schermo a radiofrequenza. La rete di bronzo è di colore nero per evitare riflessi. La trasparenza e la visibilità bidirezionale delle finestre è eccellente. E' possibile trovare finestre con dimensioni generalmente di 120 cm x 90 cm.

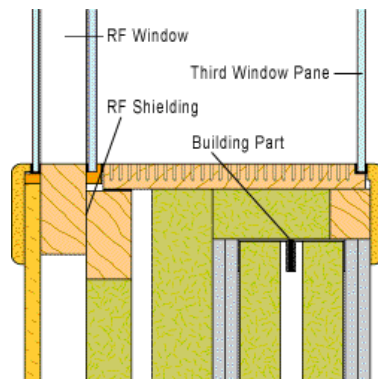


Figura 2.23 - Particolari della finestra del locale del magnete

Ovviamente sono disponibili, con le stesse caratteristiche, anche i lucernari o altre versioni di finestre (figura 2.24).



Figura 2.24 - Esempi di finestre sul locale del magnete

2.3.1.5 Servizi entranti

Le zone critiche per la gabbia corrispondono ai pannelli che consentono l'ingresso dei servizi. Questi sono di due tipi, il pannello per i servizi medicali (caratterizzato dalla presenza di guide d'onda) e il pannello per i servizi elettrici (caratterizzato da filtri elettrici con separazione elettrica). Per servizi entranti si intendono le tubazioni, le linee tlc, le linee elettriche, le linee per i gas medicali. Quando questi servizi entrano all'interno del locale adibito alla risonanza magnetica, devono essere schermati in maniera opportuna.

Vengono utilizzati diversi tipi di filtro, ad esempio ricordiamo quello a nido d'ape, utilizzato per i sistemi di ventilazione e raffreddamento. Tutti i circuiti elettrici sono filtrati mediante dei filtri elettrici.

Le guide d'onda usate per le linee d'aria, gas o liquidi, sono tali da impedire che forme d'onda a RF entrino od escano dal locale senza controllo.



Figura 2.25 - Filtri elettrici e pulsante di Quench

Le guide d'onda sono caratterizzate da dimensioni di un pollice o $\frac{3}{4}$. Al loro interno ci passa esattamente un tubo in gomma. Sono realizzate in ottone e i tubi dei gas medicali prima di oltrepassare la superficie dello schermo vengono interrotti e congiunti mediante un tubo in gomma, per evitare che diventino un'antenna per la radiofrequenza. Per quanto riguarda le connessioni elettriche, si può osservare come i filtri generalmente vengano disposti in entrambe le fasi e sul neutro. Tutti i circuiti sono dotati di filtri. Per garantire la sicurezza dei pazienti, vengono utilizzati solo modelli approvati, caratterizzati da una massima perdita di $2 \times 1.3\text{mA}$. I filtri elettrici sono disponibili con una portata di 10A, 16A e 20A. Filtri speciali da 50VAC/100VDC sono disponibili per linee entranti nella stanza o uscenti. I filtri vengono poi collegati a terra insieme allo schermo.



Figura 2.26 - Particolari sui filtri dei servizi entranti

Gli stessi sistemi di ventilazione adottano soluzioni particolari. Ad esempio tutti i sistemi di raffreddamento passano attraverso i filtri a nido d'ape realizzati con ottone galvanizzato.



Figura 2.27 - Particolare delle guide d'onda per l'ingresso dei gas

Questi sono saldati in un struttura di rame in modo tale da garantire uno schermo continuo e sono attaccati ai pannelli della parete o del soffitto. Le guarnizioni in legno vengono utilizzate per isolare i filtri dai condotti di aria esterni.

Dopo aver passato i filtri, l'aria si distribuisce tramite i diffusori nel soffitto sospeso o tramite griglie di alluminio con feritoie registrabili. Tutti i condotti d'aria sono collegati alla parete esterna della gabbia.

Infine, per quanto riguarda l'ingresso di tubazioni che portano i gas elettromedicali, vediamo come ci siano due tipi di guide d'onda, uno realizzato mediante un tubo di ottone filettato e fissato in un piatto di ottone per fornire una giunzione con la RF e l'altro un filtro realizzato mediante una tubatura di rame collegata ad uno speciale filtro, che può essere collegato all'esistente linea ospedaliera di gas medicali. La scelta si basa sulle disposizioni locali.

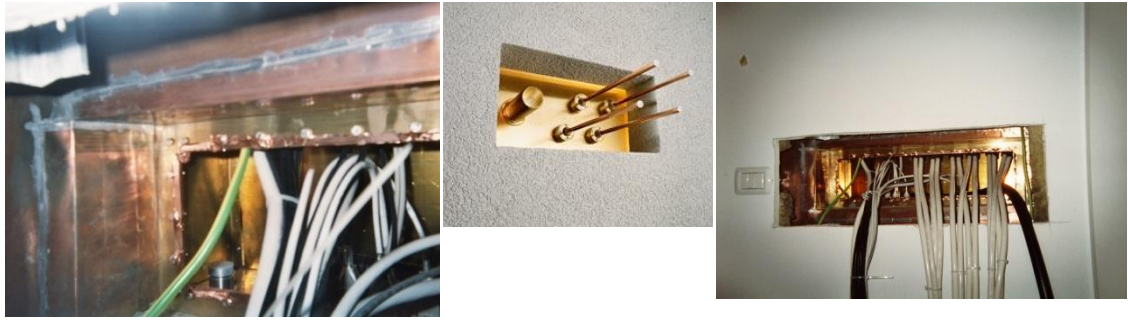


Figura 2.28 - Filtri per le tubazioni e messa a terra per la gabbia di Faraday

2.4 Sale e zone in un presidio di risonanza magnetica

All'interno di un presidio di risonanza magnetica, è possibile identificare la zona di accesso controllato, la zona di rispetto, e la zona controllata [26]. Vengono date indicazioni particolari anche per quelle che sono le sale di attesa ed accettazione, le sale di anamnesi, gli spogliatoi, i servizi igienici, la sala di preparazione, la sala di emergenza, la sala magnete, il locale tecnico, la sala refertazione e l'archivio [23]. E' importante dire che un presidio di risonanza magnetica deve essere confinato nel suo perimetro ed avere un unico accesso rigidamente controllato e "riservato al solo personale autorizzato e a pazienti da esso accompagnati".

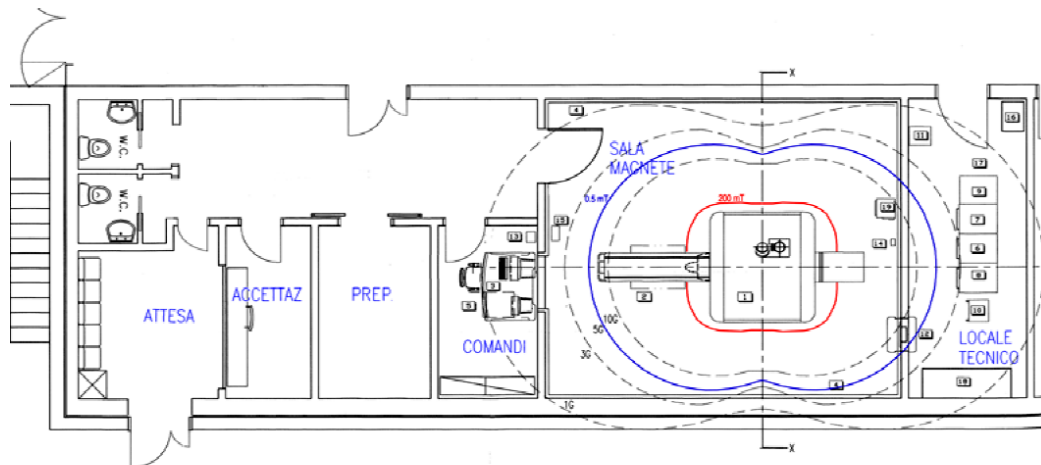


Figura 2.29 - Pianta di un presidio di risonanza magnetica

Opportuna segnaletica identificatrice apposta sull'esterno delle porte deve indicare sia i rischi all'esposizione ai campi magnetici presenti all'interno, sia le opportune restrizioni di accesso e gestione [22].

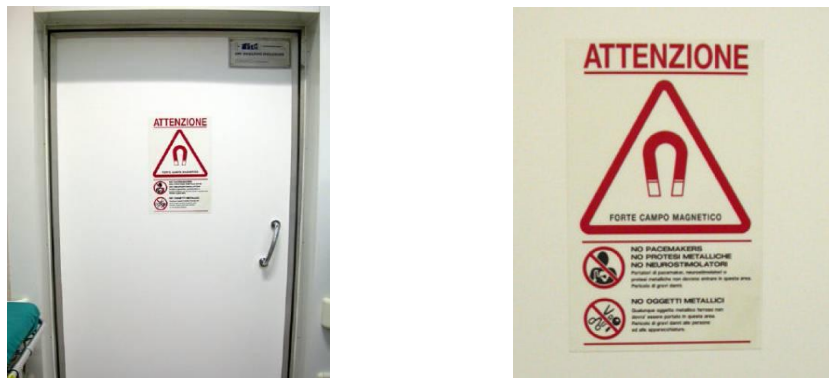


Figura 2.30 - Segnaletica di avvertimento

La zona di rispetto si definisce come quella in cui il campo magnetico disperso va da 0.1 mT (1 Gauss) a 0.5 mT (5 Gauss). Deve essere completamente contenuta all'interno della proprietà di pertinenza del datore di lavoro possessore del tomografo RM e non può essere utilizzata per scopi o finalità che prevedano postazioni di lavoro fisse. Inoltre la zona di rispetto deve avere al suo interno dotazioni che tengano conto delle problematiche esistenti connesse alla compatibilità elettromagnetica con apparecchi elettronici e della possibile magnetizzazione di apparati ferromagnetici.

La zona controllata è quella in cui il campo magnetico disperso è uguale o superiore a 0.5 mT (5 Gauss). La linea di campo dei 5 gauss deve necessariamente essere contenuta all'interno della zona ad accesso controllato, e per lo più si trova ad essere confinata all'interno della sala magnete.

Le zone esterne alla sala magnete eventualmente interessate vanno interdette con barriere fisse ed identificate con cartellonistica che indichi i rischi all'esposizione ai campi magnetici presenti all'interno e le restrizioni di accesso.

Oltre alle zone, è possibile definire le sale. La prima è la **sala magnete** dove vengono definite quelle che sono le condizioni ambientali, vedendo come la ventilazione e la climatizzazione della sala magnete devono garantire una temperatura costante di 22 ± 2 °C ed una umidità relativa del 40 – 60 %, al fine di salvaguardare il benessere del paziente. Per ottenere quanto riportato, occorre garantire all'interno della sala 6-10 ricambi/ora di aria in condizioni di normale esercizio, e 18-20 ricambi/ora in condizioni di emergenza.

In caso di presenza di tomografi raffreddati ad elio, il dispositivo di sicurezza fondamentale è il **sensose ossigeno**, capace di rilevare fughe d'elio dall'apparecchiatura mediante la rilevazione dell'abbassamento della concentrazione di O₂ nella sala. Il suo posizionamento è critico: l'ideale potrebbe essere rappresentato da una quota di circa 2.5 metri da terra, sulla torretta di raffreddamento della macchina RM, ed in prossimità della prima flangia di raccordo del tubo del quench di dotazione sull'apparecchiatura.

Il sensore ossigeno è direttamente collegato ad una centralina di comando dotata di avvisatore luminoso e sonoro capace di segnalare eventuali situazioni anomale. La taratura del sensore deve prevedere la possibilità di settare una soglia di pre-allarme (19-20%) in corrispondenza della quale si attivi l'avvisatore sonoro-luminoso collegato alla centralina, e una soglia di allarme (18%) che implichi l'attivazione automatica di un sistema di ventilazione di emergenza che aumenti l'efficienza del lavaggio ambientale. Sono presenti diversi dispositivi di sicurezza.

L'apparecchiatura RM con magnete superconduttore, contiene all'interno diverse centinaia di litri di elio liquido di raffreddamento. In caso di quench tutto l'elio fuoriesce dall'apparecchiatura in forma gassosa attraverso un'apposita tubazione in acciaio il cui terminale deve necessariamente essere posto in luogo esterno (a cielo aperto) opportunamente delimitato ed interdetto. Il terminale della tubazione non deve consentire né l'entrata di acqua piovana e nemmeno l'accidentale ingresso di uccelli o piccoli animali: è quindi preferibile che esso sia realizzato in "forma di gomito" e dotato di retina antintrusione. Tramite un pulsante manuale posto preferibilmente vicino all'ingresso della gabbia, deve essere sempre possibile provocare il quench del tomografo RM.

La **zona di preparazione** è un locale o area attrezzata destinata a trattamenti medici sul paziente che precedono l'esame RM. Se le procedure di gestione prevedono la possibilità che due pazienti siano contemporaneamente presenti all'interno del sito RM, la "zona preparazione" deve essere ben distinta dalla "zona emergenza", e delimitata da barriere fisse o mobili che garantiscono la privacy del

paziente trattato. La dotazione minima è il cabinet per i farmaci, il lettino/barella amagnetica, la disponibilità di gas anestetici e dispositivi medici specifici.

La **zona di emergenza** è un locale o area attrezzata, destinata per un eventuale primo soccorso medico sul paziente che, nel corso dell'esame, necessita di pronto intervento. Tale zona non deve essere delimitata da porte o altro tipo di barriera fissa che possa creare impedimento alle procedure di soccorso.

Le **postazioni di emergenza attrezzate** devono essere tante quante sono le apparecchiature RM presenti nel sito.

La dotazione minima propone cabinet per i farmaci, la barella amagnetica, la disponibilità di gas rianimanti e dispositivi specifici. Qualora la stessa postazione sia adibita sia a preparazione e sia ad emergenza, occorre definire e formalmente istituire delle procedure restrittive di esecuzione degli esami che consentano di:

- consentire la presenza di un solo paziente alla volta all'interno del sito RM;
- mantenere una allocazione comunque non ambigua e razionalmente individuata per quanto attiene i farmaci ed i dispositivi medici del caso.

Nel caso di più apparecchiature RM presenti, occorre sempre avere tante postazioni P/E quante sono le apparecchiature, con la restrizione di un numero di pazienti all'interno del sito sempre pari al numero di macchine RM operanti.

Infine viene definito **locale tecnico** quello che contiene tutta l'elettronica di supporto dell'apparecchiatura RM: opportuni sistemi di ventilazione devono garantire al suo interno una temperatura pressoché costante prevenendo un eccessivo surriscaldamento dell'ambiente.

Il materiale infiammabile e quanto non di pertinenza rispetto alla destinazione d'uso del locale medesimo deve essere allontanato dal suo interno.

3 La normativa di riferimento

3.1 *La normativa italiana in materia di installazione di impianti di RM*

Per installare un nuovo impianto di risonanza magnetica, i riferimenti normativi da seguire sono:

- D.M. 29/11/85;
- D.M. 02/08/91;
- D.M. 03/08/93;
- D.P.R. 542/94.

Per quanto riguarda la classificazione degli impianti, sono individuati gli impianti RM che devono essere autorizzati a livello centrale, a livello periferico oppure quelli che non necessitano di autorizzazione per l'installazione e per l'uso. Vengono identificati quindi:

- RM settoriali, con campo magnetico statico non superiore a 0.5T e caratteristiche costruttive tali da permettere l'introduzione solo degli arti nel magnete;
- RM con Intensità di campo inferiore a 2 T, con autorizzazione preventiva regionale;
- RM con Intensità di campo superiore a 2 T, che richiede l'autorizzazione preventiva da parte del Ministero della Salute.

Una volta scelto il tipo di impianto, tutte le persone che vi lavorano devono operare sotto la responsabilità di un medico specialista in radiologia. Deve essere inoltre identificato un Esperto Responsabile della sicurezza. I compiti svolti da questi soggetti sono diversi. All'esperto della Sicurezza spetta:

- ✓ validare il progetto esecutivo;
- ✓ stendere delle regole da seguire in caso di emergenza;
- ✓ controllare la corretta installazione dei diversi dispositivi di sicurezza;
- ✓ verificare i diversi collaudi effettuati dalla ditta incaricata all'installazione;

- ✓ verificare la corretta esecuzione del progetto ad installazione avvenuta;
- ✓ verificare periodicamente il perdurare delle caratteristiche tecniche dell'impianto;
- ✓ stendere delle norme interne di sicurezza e dei protocolli per i controlli di qualità;
- ✓ sorvegliare fisicamente l'ambiente;
- ✓ segnalare gli incidenti di tipo tecnico.

Per la verifica periodica delle caratteristiche tecniche dell'impianto vanno controllati:

- ✓ i dispositivi di monitoraggio e di sicurezza del sistema a radiofrequenza;
- ✓ la tenuta della cabina schermata;
- ✓ il sistema di rilevazione dell'ossigeno;
- ✓ la canalizzazione dei gas criogeni;
- ✓ la ventilazione ed espulsione rapida dei gas;
- ✓ la distribuzione delle curve isomagnetiche.

3.2 Sicurezza in un presidio di RM

Una volta conclusa l'installazione dell'impianto, è importante che la conduzione delle indagini RM venga eseguita in modo tale da proteggere le tre categorie interessate: i pazienti, i lavoratori e il pubblico [20]. Vengono dunque ripresi alcuni riferimenti normativi nei quali sono contenute una serie di indicazioni, linee guida e limiti previsti tali da garantire l'obiettivo di sicurezza da raggiungere. La normativa di riferimento è la seguente:

- D.M. 2/8/1991, allegato 1-3-6: nel quale si introduce la figura di Medico Responsabile (MR) ed Esperto Responsabile (ER).
- Circolare del Ministero della Sanità – Direzione Generale Ospedali – divisione II – Prot.900.2/4.1-AG/581 del 28/4/1992.
- Decreto Ministeriale 3/8/1993.
- ISPESL: Procedure autorizzative e gestionali relative all'installazione ed uso di apparecchiature diagnostiche a risonanza magnetica (2004).
- REPORT AIFM: Raccomandazioni per l'assicurazione di qualità in risonanza magnetica n.2 -2004.
- ISS: Valutazione della sicurezza dell'installazione di apparecchiature diagnostiche a risonanza magnetica per campi superiori a 2 Tesla.

Per la garanzia della protezione del paziente e dei lavoratori vengono proposte le seguenti disposizioni:

- CEI EN 60601-2-33: contenente prescrizioni particolari di sicurezza relative agli apparecchi a risonanza magnetica per diagnostica medica (02-2004). Si riferisce ad apparecchiature per esami in vivo e non comprende il loro utilizzo nel campo della ricerca medica. Ha lo scopo di proteggere il paziente, l'operatore, il personale e la popolazione, fornendo metodi per misurare le caratteristiche richieste;
- DIRETTIVA 2004/40/CE (29-4-2004): dove sono presenti prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici). Riguarda gli effetti nocivi a breve termine, dovuti a circolazione di correnti indotte, assorbimento di energia, correnti di contatto;
- ICNIRP: dove sono espone procedure per la risonanza magnetica medica e la protezione del paziente (Health Physics: Vol 87, N 2, 197-216, Agosto 2004).

I riferimenti normativi e legislativi appena evidenziati, consentono di analizzare e governare i rischi connessi all'esercizio dell'attività in un presidio di risonanza magnetica. E' possibile identificare le seguenti sorgenti di rischio, derivanti dall'esposizione a:

- campo magnetico statico;
- campo magnetico variabile nel tempo;
- radiofrequenza;
- rumore;
- liquidi criogeni.

3.2.1 Campo magnetico statico

Il campo magnetico statico è responsabile di diversi possibili effetti nel paziente, quali la creazione di forze elettrodinamiche, che su elettroliti in movimento nei vasi sanguigni generano potenziali elettrici e teoricamente portano alla diminuzione della velocità del flusso. E' inoltre in grado di alterare l'onda T dell'elettrocardiogramma. Vengono indotte forze di attrazione e torsione insieme a movimenti di traslazione e rotazione, osservabili solo con esperimenti in laboratorio. Ciò nonostante non esistono evidenze significative di effetti dannosi o irreversibili per esposizione di pazienti a campi magnetici statici $\leq 2T$ [17]. Viene preso come limite per esami clinici whole body **4 T**. Movimenti di traslazione e rotazione divengono importanti nel caso di presenza di impianti metallici nelle vicinanze di vasi sanguigni o tessuti delicati. La presenza di clips intracraniche, protesi ortopediche, valvole cardiache, apparecchi dentali, può essere incompatibile con il normale funzionamento del tomografo RM. I neurostimolatori o pace-maker possono alterare la loro funzionalità in presenza di campo $> 0.5mT$. Si parla anche di "effetto missile" come la capacità del campo magnetico statico periferico di attrarre oggetti ferromagnetici in direzione delle linee di campo verso il centro del magnete. La forza di attrazione e torsione dipende dalle proprietà magnetiche del materiale, dall'intensità del campo ($>3mT$), dal gradiente di campo, dalla massa e dalla forma dell'oggetto. Il rischio esistente si traduce dunque in pericolo per il paziente o per chiunque si trovi nella traiettoria [26].

La Normativa vigente prevede dei limiti di esposizione per i lavoratori che prestano costante servizio in presenza di intenso campo magnetico disperso, al fine di garantire la riduzione del rischio ed evitare problematiche come quelle individuate precedentemente. Tali limiti di esposizione sono previsti nel D.M. del 02/08/1991 e sono riportati nella tabella 3.1.

Tabella 3.1- Limiti per l'esposizione al campo magnetico statico per i lavoratori

Parte esposta	Intensità del campo magnetico disperso	Durata massima dell'esposizione giornaliera
Corpo intero	200mT (2000 G)	1ora
Corpo intero	2T	15min
Arti	2T	1ora
Arti	4T	15min

Laddove possibile, è buona norma che l'esposizione non sia continuativa, ma frazionata, alternandosi, per esempio, con i colleghi nelle mansioni che possono comportare l'esposizione.

Chiunque debba operare a qualsiasi titolo presso il presidio e che possa essere soggetto all'esposizione deve essere preventivamente visitato e valutato idoneo dal Medico Responsabile. Suddetto decreto introduce inoltre le due figure di riferimento per un presidio di risonanza magnetica, il Medico Responsabile e l'Esperto Responsabile [30].

I limiti di esposizione riportati nella tabella 3.1 non si applicano ai pazienti, in quanto la loro esposizione è considerata una tantum e non continuativa. Restano validi anche per i pazienti i criteri di esclusione integrati dalle altre informazioni presenti nel questionario preliminare all'indagine RM.

Per la popolazione, il limite di esposizione continua (tempo lungo) a campo magnetico statico è pari a 40mT (400G). E' stato posto il divieto di accesso per i portatori di pace-maker o altre protesi a controllo elettronico, ad aree con induzione magnetica superiore a **0.5mT (5 G)**, quindi è necessario

intraprendere una serie di iniziative mirate ad avvertire la popolazione della presenza di un campo magnetico con valori uguali o superiori a quanto precedentemente indicato.

3.2.2 Campo magnetico variabile

Il rischio connesso al campo magnetico variabile è un fenomeno che viene considerato solo per i pazienti, in quanto l'accensione e lo spegnimento delle bobine di gradiente è un'attività eseguita solo durante l'esame [31]. La rapida variazione, accensione e spegnimento delle correnti nelle bobine dei gradienti, provocano due effetti all'interno del corpo del paziente:

- creazione del gradiente di campo magnetico (effetto voluto per imaging);
- induzione di potenziali elettrici entro i tessuti o altri conduttori all'interno del corpo.

L'ampiezza di questi potenziali e correnti dipende dalla resistenza elettrica del tessuto, dalle dimensioni del soggetto, e dall'ampiezza di dB/dt . Il riscaldamento del tessuto prodotto da campo magnetico variabile è trascurabile e quindi clinicamente non significativo. Il rischio connesso corrisponde dunque a stimoli neurologici da prevenire, onde evitare situazioni di stimolazione nervosa periferica (non pericolosa) o situazioni di stimolazione cardiaca (induzione di un battito ectopico o di altra aritmia cardiaca) molto pericolosa, generata ad una soglia superiore rispetto alla precedente.

Il D.M. del 03/08/1993 specifica, oltre ai parametri già riportati, anche il valore per la variazione dell'induzione magnetica, riportando un livello di sicurezza pari a 6 T/s.

Previa valutazione medica che consideri il rapporto rischio-beneficio nell'esposizione di pazienti a valori superiori di quanto sopra riportato, la variazione di induzione magnetica può raggiungere i valori riportati in tabella 3.2.

Tabella 3.2 - Limiti massimi di variazione di induzione magnetica, previa valutazione medica

Durata della variazione Δt (μs)	dB/dt T/s
$\Delta t < 12$	200 T/s
$12 < \Delta t < 120$	$2400 / \Delta t$
$\Delta t > 120$	20 T/s

Nel caso in cui il medico ritenga opportuno raggiungere questi limiti è bene che si provveda al controllo preventivo della funzionalità cardiaca, della stimolazione periferica e della funzionalità cardiocircolatoria del paziente.

3.2.3 Energia elettromagnetica a radiofrequenza (rf)

L'energia elettromagnetica a RF rappresenta una fonte di rischio in quanto il suo assorbimento da parte della materia biologica può comportare un riscaldamento, in alcuni casi anche considerevole, del tessuto. In regime di RF possono essere prodotti vari effetti fisiologici a causa del riscaldamento dei tessuti dovuto a perdite resistive delle correnti indotte dalla radiofrequenza. L'entità e la distribuzione dell'energia assorbita dipende dalle dimensioni e dalla configurazione del tessuto biologico rispetto alla lunghezza d'onda. Oggetti di grande dimensione sono caratterizzati da energia prevalentemente assorbita in superficie. Oggetti piccoli invece sono caratterizzati da poco assorbimento di radiofrequenza [32]. L'assorbimento maggiore si ha per dimensioni pari al 50% della lunghezza d'onda incidente. L'aumento della temperatura del tessuto dipende dal sistema di termoregolazione del paziente che agisce per convezione (flusso sanguigno), conduzione, irradiazione ed evaporazione e dalle condizioni dell'ambiente circostante. La capacità individuale di tollerare un aumento termico è condizionata dallo stato di salute o dall'eventuale assunzione di farmaci. Per valutare l'aumento di

temperatura, viene introdotto un indicatore che esprime la quantità di energia assorbita, il *SAR*, definito come l'energia media dissipata nel corpo per unità di massa e di tempo:

specific energy absorption rate, SAR [W/kg]

Il *SAR* (Rateo di assorbimento specifico medio) definisce la quantità di energia radiante assorbita per unità di tempo e per unità di massa del materiale irradiato ed il suo potenziale riscaldamento. Il *SAR* dipende dalla frequenza di risonanza, dal tipo di sequenza di acquisizione, dal n. di sezioni, dalla matrice, dalla bobina RF, dal volume e dal tipo di tessuto [33]. Viene mediato su corpo intero, su parti del corpo (testa, torace, estremità) o può essere espresso come *SAR* locale (mediato su 1g di tessuto). La quantità di energia assorbita dai tessuti dipende dal tipo di bobina e sequenza impiegata ed è proporzionale all'intensità del C.M.S., alla RF e al peso del paziente (ecco perché è importante misurare il peso). Le apparecchiature attuali, noto il peso del paziente e le sequenze impostate, effettuano un controllo automatico del *SAR* rispetto ai valori di legge.

Il D.M. del 03/08/1993 riporta dei limiti in termini di innalzamento della temperatura corporea. Il limite per i pazienti, per i volontari sani e per i lavoratori è di 0,5°C in condizioni di temperatura e umidità adeguate ($T < 22^{\circ}\text{C}$ e umidità relativa inferiore al 50%). Il limite per i soli pazienti e volontari sani può essere aumentato, previa valutazione favorevole da parte del Medico Responsabile dell'esecuzione dell'esame, fino al raggiungimento di 1°C, sempre nelle medesime condizioni ambientali. Per gli operatori non può essere derogato il limite di 0,5°C.

Oltre alle condizioni sopra elencate devono essere sempre rispettate le seguenti disposizioni: l'innalzamento della temperatura in qualunque tessuto della testa non può comportare il superamento di 38°C, di 39°C per qualunque tessuto del corpo e di 40°C per gli arti.

Tali soglie termiche sono automaticamente rispettate se è assicurato un rateo di assorbimento specifico medio (*SAR*), mediato su 15 minuti di esposizione (valore spostato a 6 minuti per testa, tronco e arti), che rispetti i seguenti limiti (per i pazienti), valutati nelle condizioni ambientali con temperatura $\leq 22^{\circ}\text{C}$ e umidità relativa $< 50\%$.

Tabella 3.3 - Limite assorbimento SAR per i pazienti

Durata esposizione Δt [min]	SAR corpo intero (limite 0.5°C)	SAR corpo intero (limite 1°C)	SAR testa localizzato 6min	SAR tronco localizzato 6min	SAR arti localizzato 6min
$\Delta t < 15\text{min}$	$< 2 \text{ W/kg}$	$< 4 \text{ W/kg}$	$< 4 \text{ W/kg}$	$< 8 \text{ W/kg}$	$< 12 \text{ W/kg}$
$15 \leq \Delta t < 30$	$30 / \Delta t$	$60 / \Delta t$	$60 / \Delta t$	$120 / \Delta t$	$180 / \Delta t$
$\Delta t > 30 \text{ min}$	$< 1 \text{ W/kg}$	$< 2 \text{ W/kg}$	$< 2 \text{ W/kg}$	$< 4 \text{ W/kg}$	$< 6 \text{ W/kg}$

Il D.M. 3/8/1993 raccomanda che, nel caso l'utente non possieda mezzi adeguati per la determinazione dei valori di *SAR* e dB/dt , richieda alla casa costruttrice informazioni dettagliate e i dati necessari al rispetto delle raccomandazioni in materia. I valori limite di *SAR* sono estesi anche ai lavoratori. La norma CEI-EN 60601-2-33 introduce il concetto di modo di funzionamento, individuando il funzionamento:

- Normale: dove nessun parametro raggiunge valori in grado di provocare stress fisiologici al paziente;
- Controllato 1° livello: uno o più parametri possono provocare stress al paziente. In questo caso è consentito il funzionamento sotto supervisione medica;
- Controllato 2° livello: dove uno o più parametri possono provocare rischi significativi al paziente. In questo caso possono essere condotte procedure speciali effettuate in seguito a specifico controllo.

In base a queste nuove disposizioni, è possibile aggiornare la tabella contenente i valori limite per i pazienti, adottando questi nuovi indicatori, ottenuti mediando il *SAR* su un tempo di 6 minuti in condizioni ambientali con temperatura $\leq 24^{\circ}\text{C}$ e umidità relativa $< 60\%$.

Tabella 3.4 - Valori limite di SAR per i pazienti in base la modo di funzionamento

modo di funzionamento	SAR W/kg corpo intero	SAR W/kg parte del corpo	SAR W/kg testa	SAR W/kg localizzato testa	SAR W/kg localizzato tronco	SAR W/kg localizzato arti
normale	2	2-10	3.2	10	10	20
1° livello	4	4-10	3.2	10	10	20
2° livello	>4	>4-10	>3.2	>10	>10	>20

Aggiornando la tabella con i valori in base al tipo di funzionamento, è possibile, grazie alle indicazioni fornite dalla norma CEI-EN 60601-2-33, prevedere i nuovi valori limite per l'aumento della temperatura, riportati nella tabella 3.5.

Tabella 3.5 - Limiti di temperatura in base al modo di funzionamento

modo di funzionamento	Limiti temperatura corporea °C	Limiti temperatura localizzata testa °C	Limiti temperatura localizzata tronco °C	Limiti temperatura localizzata testa °C
normale	0.5	38	39	40
1° livello	1	38	39	40
2° livello	>1	>38	>39	>40

Vengono forniti dei limiti in termini di SAR per intervalli di frequenza compresi tra 100kHz e 10 GHz utilizzati per definire i limiti per i lavoratori. I valori, mediati su intervalli di tempo di 6 minuti, vengono contenuti nella tabella 3.6.

Tabella 3.6 – Valori limite di SAR per i lavoratori

SAR mediato corpo intero W/kg	SAR localizzato (capo e tronco) W/kg	SAR localizzato (arti – 10g) W/kg
0.4	10	20

Il limiti previsti per la popolazione per quanto riguarda il SAR, ottenuti mediando intervalli di tempo di 6 minuti, vengono riportati nella tabella 3.7.

Tabella 3.7 – Valori limite di SAR per la popolazione

SAR mediato corpo intero W/kg	SAR localizzato (capo e tronco) W/kg	SAR localizzato (arti – 10g) W/kg
0.08	2	4

3.2.4 Rumore

Interessanti dal punto di vista elettrico, sono le cause legate al rumore che si genera in un presidio RM. Le correnti, che circolano nelle bobine di gradiente che vengono accese e spente, in presenza del forte campo magnetico principale, producono forze di Lorenz intense sulle bobine del sistema di gradienti mettendole in vibrazione. Il rumore aumenta diminuendo lo spessore della fetta analizzata, il FOV, il tempo di ripetizione e di eco. In particolari situazioni il rumore può arrivare a 140 dB (limite accettato 99 dB medio, 140 picco – IEC 2001). Si raccomanda dunque l'uso di tappi quando il livello

di pressione acustica supera gli 80 dB. Alcune apparecchiature di recente costruzione utilizzano “quiet gradient coils”, progettate in modo che tutte le forze di Lorenz prodotte si bilancino in maniera da ridurre la vibrazione meccanica e il rumore associato.

3.2.5 Liquidi Criogeni

Anche se non strettamente correlati con le problematiche elettriche, il regime di superconduzione si raggiunge grazie alla presenza di elio allo stato liquido, inodore, non infiammabile e non tossico, messo a contatto con la bobina che induce il campo magnetico statico [30]. E' più leggero dell'aria e quindi allo stato gassoso si accumula verso il soffitto. Evapora producendo vapori freddi (a 20 °C un litro di elio produce circa 750 litri di elio gassoso). L'elio è pericoloso poiché può provocare:

- danni da gelo: il contatto con la pelle provoca danni simili a ustioni;
- soffocamento: abbassa la concentrazione di ossigeno nell'aria;
- condensazione dell'ossigeno: aumenta il rischio di incendio.

Per i liquidi criogeni il rischio di quench comporta lo sviluppo di 10^4 - 10^6 litri di elio gassoso a pressione atmosferica. Lo stesso elio necessita di rabbocchi poiché evapora lentamente.

3.3 Problematiche annesse alla sicurezza delle indagini

Ricapitolando, i parametri critici per la protezione e la sicurezza in un presidio RM sono costituiti da parametri funzionali del tomografo (parametri di imaging e gradienti di campo), parametri microclimatici, rateo di assorbimento specifico (SAR) per pazienti e operatori, ventilazione, tenuta della gabbia di Faraday e, se nel caso, livello di ossigeno in sala esame. Questi parametri sono evidenziati nella normativa nazionale vigente specifica in materia di RM e per alcuni di essi vengono forniti valori di soglia indicativi del rischio. Le possibili procedure operative per espletare i controlli periodici di qualità dei suddetti parametri sono, invece, riportate in alcune norme di buona tecnica e in specifici protocolli, sia nazionali sia internazionali, che intendono fornire un'indicazione pratica per l'utente. E' possibile trovare una rassegna di tutte le norme e i decreti legislativi relativi precedentemente introdotti nella tabella 3.8.

Tabella 3.8 - Riferimenti normativi per la RM

Riferimenti normativi nazionali (generali per tutti i parametri critici)	Riferimenti procedurali nazionali ed internazionali		
	Parametri funzionali tomografo e SAR	Sensore ossigeno	Gabbia di Faraday
D.M. 29/11/1985, art. 1 e 2	Norma CEI EN 60601-2-33 (1997)	Norma CEI EN 50104	Norme MIL-STD-285
Sentenza n.216 Corte Costituzionale 11/2/1988	Circolare Ministero della sanità n. 28/4/92		Norme IEE-STD-299/1997
D.M. 2/8/1991 Art. 7, allegati (1-6)	Protocollo NEMA		
Sentenza Corte Costituzionale 17/3/1992	Protocollo AAPM		
D.M. 3/8/1993 Art. 2, 4, 5 + allegati A, B	Report AIFM n.2-2004		
D.P.R. n. 542 8/8/1994 Tutti gli articoli	Protocollo Eurospin		
Direttiva 2004/40/CE 29/4/2004			

In aggiunta ai suddetti riferimenti normativi, sono di particolare interesse le raccomandazioni del comitato autonomo ICNIRP (International Non-Ionizing Radiation Committee), specifiche per la protezione e la sicurezza del paziente e basate sui seguenti documenti:

- Environmental Health Criteria 69, Magnetic fields (UNEP/WHO/IRPA 1987);
- Environmental Health Criteria 137, Electromagnetic fields (300 Hz – 300 GHz) (UNEP/WHO/IRPA 1991);
- Guidelines on limits of exposure to radiofrequency electromagnetic fields (100 kHz – 30 GHz).

Sulla base di queste raccomandazioni i costruttori di tomografi RM hanno l'obbligo di fornire la documentazione circa i possibili livelli di esposizione del paziente e dovrebbero tenerne conto nella progettazione dei tomografi stessi. Le stesse normative propongono i valori limite di riferimento sulla base delle raccomandazioni ICNIRP.

Per concludere la revisione delle disposizioni, si ricordano le disposizioni ISPESL, riguardanti le procedure autorizzative e gestionali relative all'installazione ed uso di apparecchiature RM e le valutazioni ISS relative alla sicurezza dell'impianto RM con valori di campo $> 2T$.

3.4 Garanzia della qualità

I decreti legge riportati in tabella 3.8, pur fornendo i valori limite a garanzia della protezione e della sicurezza per pazienti ed operatori, non prescrivono l'attivazione di un "programma di garanzia della qualità" che contempli la misura dei suddetti parametri con specifiche modalità, periodicità e tolleranza. Sarebbe invece auspicabile l'attuazione di tali programmi nel settore della risonanza magnetica, in analogia con quanto previsto, in materia di radiazioni ionizzanti, dal D.L. 187/00. A tal fine, si portano di seguito le indicazioni per i protocolli esecutivi relativi alle procedure di accettazione ed ai controlli periodici per i diversi parametri considerati.

3.4.1 Protocolli esecutivi per i tomografi RM

La norma CEI EN 60601-2-33 (1997), "Prescrizioni particolari di sicurezza relative agli apparecchi a RM", introduce il concetto di livello di funzionamento: normale, primo e secondo livello, in base ai valori assunti dal gradiente di campo dB/dt . Questa norma introduce inoltre l'obbligo da parte della ditta costruttrice di fornire documenti di accompagnamento per l'utilizzatore al fine di soddisfare i regolamenti locali e le prescrizioni per i limiti di esposizione, fornisce prescrizioni al fine di assicurare le informazioni all'operatore, al personale addetto alla RM e alla popolazione in generale [22]. Si occupa di fornire prescrizioni particolari di sicurezza relative agli apparecchi a risonanza magnetica per diagnostica medica con il fine di proteggere il paziente.

3.4.1.1 Prove di accettazione

Queste prove costituiscono parte integrante ed effettiva delle procedure di collaudo del tomografo definite nel capitolato. Sono suddivise in due tipologie:

- Del costruttore: previste dai protocolli della ditta ed effettuate con attrezzature e metodiche indicate dalla ditta stessa.
- Dell'utilizzatore: previste ed effettuate dall'Esperto Responsabile che hanno come riferimento protocolli e documenti internazionali ed effettuate con le metodiche e le attrezzature indicate in tali documenti.

3.4.1.2 Controlli di qualità

I controlli di qualità sono stati sanciti per la prima volta nel DM 2/8/91 e spettano all'Esperto Responsabile. Nel suddetto decreto, sono limitati alla verifica di tre parametri di imaging: uniformità dell'immagini, rapporto S/N , distorsione geometrica. Con la Circolare del Ministero della Sanità (prot. 900.2/4.1AG/581 del 28/4/92) vengono definiti parametri fondamentali i parametri di imaging citati nel DM 2/8/91 ed indicata, per essi, una periodicità di verifica almeno annuale. Inoltre, sono introdotti ulteriori controlli da effettuarsi al 50 % e con periodicità non superiore all'anno:

- ✓ Risoluzione spaziale.
- ✓ Spessore e profilo.
- ✓ Posizione dello strato.
- ✓ Slice warp.
- ✓ Separazione fra strati.
- ✓ Linearità del segnale.
- ✓ Rapporto contrasto/rumore.
- ✓ Artefatti e hosting.
- ✓ Precisione di T_1 e T_2 .
- ✓ Rumore dei gradienti.
- ✓ Stabilità di campo.

Poiché la normativa vigente a livello nazionale non fornisce specifiche indicazioni riguardanti le procedure d'esecuzione, la frequenza di verifica e le tolleranze previste, si raccomanda che l'Esperto Responsabile predisponga adeguati protocolli di misura dei parametri funzionali, sulla base delle indicazioni fornite dai protocolli riconosciuti a livello internazionale.

Come riferimento sono da considerare i protocolli EUROSPIN, NEMA (National Electrical Manufacturer Association) e AAPM (American Association of Physicist in Medicine).

I protocolli EUROSPIN propongono una serie di metodiche di controllo basate su specifici oggetti test, con lo scopo di accertare quale sia la capacità di caratterizzazione ed identificazione tissutale dei tomografi a RM. Il loro impiego è ristretto a modalità di acquisizione a strato singolo.

I protocolli NEMA definiscono le metodologie di controllo dei quattro principali parametri di imaging (rapporto segnale/rumore, uniformità distorsioni geometriche, spessore dello strato) e di altre caratteristiche di funzionamento (parametri non di imaging) delle apparecchiature quali rumore acustico, gradienti e SAR, fornendo anche alcune indicazioni sul controllo di bobine dedicate. I protocolli AAPM costituiscono un efficace esempio di protocolli di qualità, corredato inoltre da indicazioni sui valori delle tolleranze. Il Report AIFM n.2, 2004 contiene dettagliate indicazioni circa il protocollo d'esecuzione dei controlli di qualità e la procedura di valutazione dei risultati.

3.4.2 Protocolli esecutivi per misure di SAR

Al fine di garantire il rispetto delle prescrizioni fissate nell'allegato A del D.M. 3/8/93, il controllo del SAR deve avvenire, in base alla bobina utilizzata, secondo i criteri indicati nelle norme CEI EN 60601-2-33. Attualmente tale verifica è demandata al costruttore, il quale è chiamato a garantire il rispetto dei limiti di legge, ma è auspicabile che presto anche l'utilizzatore sia chiamato, per il tramite del proprio Esperto Responsabile per la sicurezza, a controllare il livello del SAR.

3.4.3 Protocolli esecutivi per la verifica del funzionamento del sensore di ossigeno

Per la verifica dei requisiti di funzionamento del sensore ossigeno si fa riferimento alla norma CEI EN 50104. In particolare, è necessario verificare periodicamente le prestazioni dello strumento rispetto ai valori riportati sul certificato di taratura e garantire che:

- La taratura venga effettuata come descritto nella norma di cui sopra.
- L'elemento sensibile del sensore venga sostituito con una periodicità cautelativamente inferiore rispetto al tempo di vita dichiarato dal costruttore.

3.4.4 Protocolli esecutivi per la verifica della tenuta della gabbia di Faraday

Le prestazioni di tenuta della gabbia di Faraday devono essere conformi alle specifiche tecniche della ditta costruttrice, ottenute in fase di collaudo. Generalmente, devono essere garantiti valori di attenuazione superiori a 100 dB (10 – 100 MHz).

Per la verifica della tenuta vengono seguite le norme MIL-STD-285 (Military Standard Attenuation Measurements for Enclosures, electromagnetic shielding for electronic test) e IEE-STD-299-1997. Il protocollo di misura prevede il controllo di:

- ✓ Guarnizioni e contatti della porta di accesso alla sala magnetica (finger – contact strip).
- ✓ Il sistema di chiusura della porta di accesso alla sala magnetica.
- ✓ Continuità elettrica dei pannelli della struttura della gabbia.
- ✓ Filtri a radiofrequenza del tipo a nido d'ape (honey comb waveguide) per la finestra visiva e per il conduttore dell'aria.
- ✓ Filtri meccanici (guide d'onda e CDZ).
- ✓ Filtri elettrici.
- ✓ Pannello di penetrazione cavi all'interno della sala magnetica: verifica corretta tenuta.
- ✓ Pannello dei gas medicali.
- ✓ Impianto di Illuminazione ed Emergenza.

La misura della tenuta della gabbia mediante trasmettitore esterno allo shielding ed analizzatore di spettro interno deve essere effettuata sia per il campo magnetico (H) sia per il campo elettrico (E) con polarizzazione orizzontale e verticale.

Le verifiche periodiche della tenuta della gabbia di Faraday dovrebbero essere fatte almeno una volta all'anno, ai sensi del D.M. del 2/8/1991 Art. 4 pag. 37 e dovrebbero essere eseguite con i medesimi criteri già utilizzati all'atto del collaudo. E' importante dunque implementare un programma di garanzia della qualità in RM a tutela della sicurezza e della protezione degli operatori e dei pazienti.

3.5 Il regolamento di Sicurezza

Il regolamento di sicurezza (RdS) di un sito di Risonanza Magnetica (RM) è il documento di riferimento per la gestione delle attività all'interno del medesimo, alla luce degli specifici rischi in esso presenti. Il RdS è anche propedeutico alla "valutazione del rischio" da espletare ai sensi dell'art. 28 del D.Lgs. 81/08 e va redatto, ciascuno per quanto di propria competenza dall'Esperto Responsabile (ER) per la sicurezza e dal Medico Responsabile (MR) dell'impianto RM, figure formalmente incaricate dal datore di lavoro ai sensi della normativa vigente in materia (art. 2 del D.M. 29-11-1985 e D.M. 02-08-1991). Per tutti gli operatori autorizzati all'accesso al sito RM, il RdS deve rappresentare lo strumento operativo finalizzato alla definizione delle regole da rispettare per la minimizzazione dei potenziali scenari di rischio [23].

Nel Regolamento di Sicurezza devono essere indicate tutte le norme di comportamento che devono essere osservate da pazienti, volontari, accompagnatori, visitatori e lavoratori che prestano servizio presso il sito RM, personale addetto al rabbocco dei criogeni e alle manutenzioni, compreso soprattutto il personale delle pulizie.

Per una corretta applicazione del RdS è importante prevedere ad una serie di operazioni, quali l'individuazione delle zone di rischio prevedendo una giusta regolamentazione, l'indicazione per l'esecuzione di specifiche procedure per la gestione dei pazienti nonché lo svolgimento delle attività programmate che si svolgono all'interno del sito RM, anche in funzione della tipologia di pazienti che possono accedere. Chiara ed esaustiva deve essere l'esplicitazione delle disposizioni di sorveglianza

fisica finalizzate alla minimizzazione delle esposizioni ai campi elettromagnetici, ovvero al rispetto dei limiti previsti dalla normativa vigente sia per i pazienti che per gli operatori, e le procedure da mettere in atto per contrastare eventuali situazioni di emergenza (quench del magnete, deficienza di ossigeno nella sala magnete, incendio, blackout elettrico, emergenze mediche, introduzioni di oggetti metallici nel magnete, spegnimento del campo statico di induzione magnetica pilotato).

La gestione di alcune situazioni di rischio (incendio con obbligo di evacuazione) può spingere alla gestione condivisa della questione fra l'Esperto Responsabile e l'RSPP aziendale.

Il Regolamento di Sicurezza, firmato dall'Esperto Responsabile e dal Medico Responsabile dell'impianto RM, deve essere trasmesso al datore di lavoro. Una copia del RdS deve sempre essere a disposizione e facilmente accessibile presso i locali del sito RM. E' opportuno, inoltre, che un breve estratto, relativo alle sole principali procedure da osservare nei casi di emergenza, sia permanentemente esposto presso la consolle dell'apparecchiatura RM.

Tutto il personale che presta servizio presso il sito RM deve essere reso edotto, mediante corsi di formazione. In accordo a quanto disposto dal nuovo "Testo Unico sulla Sicurezza sul Lavoro" di recente emanazione (D.Lgs. 09-04-2008, n.81), è il datore di lavoro che, avvalendosi dell'Esperto Responsabile e del Medico Responsabile dell'impianto RM per compiti di docenza e per quanto di competenza, come indicato dal D.M. 02-08-1991 e s.m.i., organizza specifiche sessioni di formazione/informazione del personale, prevedendo la consegna "ad personam" di una copia del RdS e la controfirma dei discendenti per ricevuta formazione. E' compito del datore di lavoro, inoltre, provvedere affinché le varie componenti del Regolamento di Sicurezza siano trasmesse agli organi interessati, quali i responsabili del personale interno che afferisce al sito RM, i Vigili del Fuoco, il Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione, le ditte incaricate della manutenzione dell'apparecchiatura RM e del rabbocco di criogeni. I responsabili della sicurezza dell'impianto RM (Medico Responsabile, Esperto Responsabile) devono vigilare sull'applicazione ed il rispetto delle norme contenute nel RdS.

Lo schema che viene proposto del RdS è strutturato a blocchi per lo più indipendenti, anche al fine di poterne garantire la trasferibilità. La maggior parte dei problemi in termini di sicurezza si riscontrano negli impianti RM a magnete superconduttore. Pertanto le disposizioni proposte riguardano un generico impianto RM da 1.5 Tesla a magnete superconduttore. Lo schema può benissimo essere trasferito, considerando gli opportuni parametri, anche ad altre tipologie di RM.

3.6 Aree di Rischio del sito RM

Il sito RM della struttura presso cui è installata l'apparecchiatura a Risonanza Magnetica comprende tutti i locali e le zone adibite all'attività diagnostica mediante RM. All'interno del sito RM possono accedere, secondo le modalità riportate nel RdS, le seguenti categorie di persone: i pazienti, i volontari sani, gli accompagnatori, i visitatori, i lavoratori adibiti all'attività dell'impianto RM, il personale tecnico addetto alle manutenzioni ed il personale addetto alle pulizie. In particolare, per le diverse categorie di personale autorizzato, tutti i lavoratori devono essere nominativamente individuati all'interno di un elenco che sia formalizzato e risulti agli atti del datore di lavoro.

All'interno del sito RM si individuano due differenti aree di rischio sulla base dei valori del campo statico di induzione magnetica presente:

- Zona ad accesso controllato: area del sito RM in cui il campo disperso di induzione magnetica è pari o superiore a 0.5mT.
- Zona di rispetto: area del sito RM in cui il campo disperso di induzione magnetica è compreso tra 0.1mT e 0.5mT.

3.7 Norme generali inerenti alle aree di rischio del sito RM

La normativa attualmente vigente in materia di sicurezza di impianti RM ad uso medico stabilisce che:

- “Gli accessi a tutte le zone in cui il campo disperso di induzione magnetica supera il valore 0.5 mT debbono essere rigorosamente controllati mediante barriere fisiche fisse, quali porte apribili liberamente solo dall’interno, recinzioni o altre strutture fisiche idonee ad impedire di fatto l’ingresso accidentale di persone non autorizzate.” (Allegato I, D.M. 02-08-1991)
- “Agli ingressi delle zone controllate e alla sala magnete verrà affissa idonea segnaletica permanente, atta a segnalare con chiarezza la presenza del campo magnetico e il divieto di ingresso a portatori di pace-maker, nonché alle altre categorie di persone per cui esista controindicazione all’esposizione al campo magnetico. All’ingresso del locale del magnete dovrà essere apposta una segnaletica, idonea a garantire il rispetto dei protocolli di sicurezza adottati per impedire l’introduzione accidentale di oggetti ferromagnetici mobili.” (Allegato I D.M. 02-08-1991)
- “L’accesso al sito da parte dei pazienti e delle persone occasionalmente esposte dovrà essere realizzato attraverso un unico ingresso controllato. I controlli saranno eseguiti da personale responsabile, addestrato. Altri eventuali ingressi al sito dovranno essere riservati al personale autorizzato.” (Allegato I D.M. 02-08-1991)
- “L’ingresso alle zone ad accesso controllato è riservato al personale medico e non medico autorizzato, pazienti o volontari sani da sottoporre all’esame RM (per il tempo necessario allo stesso) e, a seguito di autorizzazione esplicita, eventuali accompagnatori e/o visitatori.” (Allegato I D.M. 02-08-1991)
- “Non possono essere adibite ad operazioni nelle zone di accesso controllato né al rabbocco dei liquidi criogeni donne in gravidanza, né soggetti portatori di pace-maker o altre protesi dotate di circuiti elettronici, clips vascolari o preparati metallici intracranici (o comunque situati in prossimità di strutture anatomiche vitali) o schegge in materiale ferromagnetico.” (Allegato I D.M. 02-08-1991)
- “.. la destinazione d’uso dei locali compresi nelle aree ad accesso controllato e nelle zone di rispetto dovranno garantire che il corretto funzionamento degli apparati e dei dispositivi installati sia compatibile con la presenza del campo magnetico..” (Allegato I D.M. 02-08-1991)
- “E’ compito dell’Esperto Responsabile per gli aspetti fisici e del Medico Responsabile per gli aspetti medici di controllare il primo il permanere delle condizioni di rischio, il secondo la permanenza dell’idoneità allo svolgimento dell’attività lavorativa, mediante controlli medici almeno annuali.” (Allegato I D.M. 02-08-1991)

Al fine di ottemperare alle suddette norme la zona ad accesso controllato viene segnalata mediante nastro adesivo di colore generalmente rosso applicato sul pavimento. La presenza del campo statico di induzione magnetica e delle onde elettromagnetiche a radiofrequenza (RF), unitamente ai principali rischi connessi, sono indicati da apposita segnaletica apposta all’ingresso dell’accesso controllato del sito RM e della sala magnete.

Per quanto concerne le aree individuate come “zona di rispetto” non sono previste precise e rigide prescrizioni come per le aree delimitate “zona ad accesso controllato”. In relazione ai valori del campo disperso di induzione magnetica, le zone di rispetto devono essere considerate comunque aree sorvegliate per quanto riguarda la sorveglianza fisica. Particolare attenzione deve essere posta all’eventuale impiego di strumenti ed apparati elettronici all’interno della zona di rispetto, nonché alla destinazione d’uso dei locali interessati ed all’eventuale presenza di postazioni di lavoro fisse al loro interno riservate a personale non idoneo ad accedere alla zona ad accesso controllato del sito RM. La presenza del campo statico di induzione magnetica potrebbe, infatti, interferire con il corretto funzionamento di strumenti, apparati elettromedicali o altro.

Nelle aree non individuate come zona ad accesso controllato o zona di rispetto i valori del campo disperso di induzione magnetica sono confrontabili con il valore del campo magnetico terrestre. I rischi da agenti fisici connessi alla presenza del campo statico di induzione magnetica risultano non rilevanti.

Il Regolamento di Sicurezza si completa nel momento in cui vengono definite una serie di norme da condividere con le categorie operanti nel presidio RM, fornendo particolari indicazioni ai lavoratori e ai tecnici addetti alle manutenzioni. Le disposizioni per i pazienti ed il pubblico vengono fornite distribuendo adeguate indicazioni in termini di cartellonistica, oppure mediante comunicazioni verbali e scritte da parte dei lavoratori operanti.

3.7.1 Norme generali di sicurezza per i lavoratori

Fra i lavoratori direttamente o indirettamente coinvolti nell'attività di diagnostica mediante RM, oltre alla figura del medico radiologo e del tecnico sanitario di radiologia medica, rientrano l'Esperto Responsabile per la sicurezza, il Medico Responsabile dell'impianto RM, gli infermieri, il personale addetto alle pulizie, il personale addetto alla manutenzione ed al rabbocco dei criogeni.

I lavoratori direttamente connessi all'attività svolta nel sito RM, e quindi caratterizzati da una presenza, magari non prolungata, ma comunque pressoché continuativa all'interno del sito RM, devono essere formalizzati all'interno di un elenco nominativo. I lavoratori la cui presenza risulta, invece, essere non continuativa all'interno del sito RM, devono essere di volta in volta autorizzati, ciascuno per quanto di propria specifica competenza, dall'Esperto Responsabile e dal Medico Responsabile dell'impianto RM, ai quali è dato il compito di illustrare i protocolli comportamentali da rispettare all'atto dell'accesso al sito RM.

Le norme generali di sicurezza per le categorie di lavoratori coinvolte riguardano la sorveglianza medica, la sorveglianza fisica, e la gestione operativa dell'impianto. Vengono riportate di seguito alcune disposizioni rilevanti specifiche per i lavoratori che operano continuamente nei presidi RM:

- I lavoratori individuati nell'elenco del personale autorizzato, anche sulla base degli atti effettuati, per quanto di competenza, dal Medico Responsabile dell'impianto RM e dall'Esperto Responsabile formalmente incaricati, devono sottoporsi alle visite ed agli esami periodici prescritti dal Medico Competente, al fine di valutare il mantenimento dell'idoneità a svolgere la propria attività presso il sito RM, comunicando tempestivamente eventuali variazioni del proprio stato di salute tali da rendere impossibile l'attività nel presidio RM.
- Le lavoratrici devono comunicare al Medico Responsabile dell'impianto RM e al medico competente l'eventuale stato di gravidanza. Alle lavoratrici in stato di gravidanza è vietato operare nella zona ad accesso controllato ed è sconsigliato prestare servizio all'interno della zona di rispetto del sito RM soprattutto nei primi tre mesi di gravidanza.
- Tutti i lavoratori devono astenersi dal compiere, all'interno del sito RM, operazioni che non siano di propria competenza e devono essere informati sui rischi.
- I lavoratori adibiti all'attività diagnostica che prestano servizio presso il sito RM devono controllare sull'apposito display e registrare giornalmente i valori di temperatura ed umidità all'interno della sala magnete, i valori della percentuale di riempimento del serbatoio dell'elio, i valori della concentrazione dell'ossigeno e l'integrità dei contatti finger fra la porta della sala magnete e la struttura della gabbia di Faraday. Eventuali anomalie devono essere segnalate al Medico Responsabile dell'impianto RM e all'Esperto Responsabile. Per il livello di ossigeno, in caso di valori significativamente inferiori a 20.9% ed assenza di segnalazioni di allarme è necessario avvertire prontamente l'Esperto Responsabile e il Medico Responsabile dell'impianto RM.

- I lavoratori non devono permanere per più di 1 ora al giorno oltre la linea isomagnetica di 200 mT nell'area ad alto campo. Tale linea risulta indicata dal nastro adesivo di colore (N) applicato sul pavimento della sala magnete.

Non ha senso quando si parla di sicurezza dare un ordine di importanza alle norme. Queste devono essere valutate tutte allo stesso modo, attribuendo a ciascuna un alto grado di attenzione. Nell'elenco precedente sono riportate le disposizioni inerenti alla strumentazione in esame, cosa replicata anche successivamente. Si consiglia comunque di prendere visione dell'elenco completo.

Ad integrazione delle precedenti norme si sottolinea che il campo statico di induzione magnetica è sempre attivo anche in assenza di alimentazione elettrica e i valori di massima intensità interessano essenzialmente la sala magnete. Le onde elettromagnetiche a radiofrequenza ed i gradienti di campo magnetico, invece, sono presenti solamente durante la fase di acquisizione dati dell'esame RM. Si evidenzia che le onde elettromagnetiche emesse dall'apparecchiatura RM sono quasi totalmente schermate dalla gabbia di Faraday che riveste la sala magnete. Pertanto le norme precedentemente indicate consentono di ridurre ad un livello quasi nullo l'esposizione alle onde elettromagnetiche a radiofrequenza e ai gradienti di campo magnetico variabili nel tempo.

3.7.2 Norme di sicurezza per il personale addetto alle manutenzioni

Il personale addetto alle manutenzioni comprende il personale addetto alla cura dell'apparecchiatura RM, il personale addetto al rabbocco dei criogeni ed il personale tecnico addetto alla manutenzione generale dell'impianto RM. Le seguenti norme di sicurezza riguardano specificatamente tutto il personale addetto alle manutenzioni ed integrano le norme generali di sicurezza inerenti alle aree di rischio del sito RM che devono essere comunque rispettate. Vengono di seguito indicate le norme rilevanti, senza dimenticare le indicazioni proposte nel paragrafo precedente.

3.7.2.1 Norme di sicurezza per il personale addetto ai rabbocchi dei criogeni

Il rabbocco dei criogeni può essere effettuato solo ed esclusivamente da personale tecnico specializzato che sia stato edotto sui relativi rischi nonché quelli inerenti alla presenza del campo statico di induzione magnetica, sulle onde elettromagnetiche a radiofrequenza e dei gradienti di campo magnetico. Lo spostamento del dewar per il rabbocco dei criogeni deve avvenire secondo il percorso stabilito dall'Esperto Responsabile.

Durante le operazioni di rabbocco dei criogeni deve essere attivato manualmente il sistema di estrazione di emergenza. Deve essere, inoltre, assolutamente evitata qualsiasi operazione che possa comportare la formazione di scintille.

Il personale addetto al rabbocco dei criogeni è tenuto ad informare l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM in merito alla natura e ai dettagli di ogni intervento effettuato.

3.7.2.2 Norme di sicurezza per il personale addetto alla manutenzione generale dell'impianto RM

Le norme di sicurezza per il personale addetto alla manutenzione generale dell'impianto RM si riferiscono a tutto il personale tecnico che accede al sito RM per interventi non direttamente connessi alla manutenzione dell'apparecchiatura RM e al rabbocco dei criogeni. In particolare, tali interventi comprendono quelli a carico dell'impianto elettrico, idrico e di condizionamento.

Durante operazioni che comportino produzione di polveri, residui terrosi o schegge metalliche è necessario fare attenzione a non sporcare il gantry dell'apparecchiatura RM. Se tali operazioni si svolgono all'esterno della sala magnete la porta della sala deve essere mantenuta chiusa, in caso

contrario deve essere predisposto un opportuno sistema di protezione del magnete e dell'apparecchiatura RM.

In caso di intervento nelle immediate vicinanze dell'uscita del tubo del quench esiste una remota possibilità di rischio di lesioni da freddo e asfissia a seguito di un quench del magnete. Il personale suddetto alla manutenzione generale dell'impianto deve permanere in prossimità dell'uscita del tubo del quench esclusivamente il tempo minimo necessario per eseguire le operazioni programmate. Durante l'intervento l'attività diagnostica deve essere momentaneamente sospesa. E' opportuno, inoltre, che il personale addetto alla manutenzione generale dell'impianto RM, soprattutto per interventi prolungati, sia dotato di opportuni indumenti protettivi come maschere e guanti.

3.7.3 Norme di sicurezza in situazioni di emergenza

Le norme di sicurezza relative a situazioni di emergenza comprendono le principali procedure operative che devono essere messe in atto da tutti gli operatori presso il sito RM in caso di emergenza.

3.7.3.1 Quench del magnete

Il quench rappresenta una rapida evaporazione ed una successiva perdita dell'elio liquido contenuto nel serbatoio del magnete a seguito di un accidentale ed eccessivo riscaldamento di zone all'interno della camera dove si trovano le bobine superconduttrici. In caso di quench si ha generalmente la frantumazione del disco di rottura della testata del magnete a cui è associato un tipico rumore riconoscibile. All'evaporazione dell'elio può far seguito un suono caratteristico simile ad un sibilo. Durante un quench, se il sistema ed il circuito di evacuazione del gas funzionano correttamente e non sono ostruiti, l'elio gassoso sfocia all'esterno dell'edificio del sito RM attraverso il tubo del magnete. Tali perdite possono essere rilevate dall'entrata in funzione del sistema di allarme ossigeno e dalla formazione di una nebbia bianca in prossimità della testata del magnete. L'entità di un avvenuto quench può essere riscontrata in base alla percentuale residua di elio contenuto nel serbatoio del magnete, indicazione fornita da un display posto in sala macchine.

3.7.3.2 Quench del magnete senza perdite di elio all'interno della sala magnete

In caso di quench senza perdite di elio all'interno della sala magnete, l'elio gassoso viene espulso nell'ambiente esterno senza costituire fonte di pericolo. Tipicamente, dopo un quench del magnete, l'apparecchiatura RM non è più correttamente funzionante e il personale di servizio presso il sito RM deve operare in base alle seguenti procedure:

- interrompere l'esame e far uscire il paziente dalla sala magnete.
- Controllare la percentuale residua di elio contenuto nel serbatoio del magnete.
- Avvertire l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM in merito alla natura dell'incidente.

3.7.3.3 Quench del magnete con perdite di elio all'interno della sala magnete

Il quench con perdite di elio all'interno della sala magnete rappresenta una situazione di pericolo per gli operatori e soprattutto per il paziente. In tale situazione è opportuno procedere secondo le seguenti indicazioni e norme operative:

- perdite di elio all'interno della sala magnete sono riscontrabili dall'entrata in funzione del sistema di allarme ossigeno e dalla formazione di una nebbia bianca in prossimità della testata del magnete. In caso di evidenza di perdite di elio all'interno della sala magnete gli operatori presso il sito RM devono azionare manualmente il sistema di estrazione di emergenza tramite l'apposito interruttore.
- Gli operatori presso il sito RM devono tranquillizzare il paziente, estrarlo dal gantry dell'apparecchiatura RM ed allontanarlo dalla sala magnete. Si evidenzia che, a rilevanti perdite di elio all'interno della sala magnete, è associato un aumento della pressione interna alla sala. Ciò potrebbe ostacolare l'apertura della porta di accesso. Qualora non si riesca ad aprire tale porta, è possibile rompere la finestra della sala magnete al fine di ristabilire l'equilibrio tra la pressione interna e quella esterna.
- Il personale in servizio presso il sito RM, dopo aver fatto uscire il paziente dalla sala magnete, deve allontanarsi.
- Gli operatori presso il sito RM devono immediatamente informare l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM in merito alla natura dell'incidente.

3.7.3.4 Allarme ossigeno

Il sistema di allarme ossigeno è comandato da una centralina elettronica collegata ad un rilevatore di ossigeno posto nella sala magnete. Sono imposte due soglie di allarme in corrispondenza di valori di valori della concentrazione di ossigeno pari a 20% e 18%. Alla soglia del 20% è associata una segnalazione di allarme mentre alla soglia del 18% è collegata anche l'attivazione automatica del sistema di estrazione di emergenza. Il sistema di allarme ossigeno può entrare in funzione nelle seguenti situazioni:

- considerevoli perdite di elio all'interno della sala magnete: scatta l'allarme corrispondente alla concentrazione di ossigeno del 18% e viene attivato automaticamente il sistema di estrazione di emergenza.
- Piccole e limitate perdite di elio o momentanea diminuzione della concentrazione di ossigeno all'interno della sala magnete: scatta l'allarme relativo alla soglia corrispondente alla concentrazione di ossigeno del 20%.
- Guasto alla centralina elettronica o non corretta calibrazione del rivelatore di ossigeno: il sistema di allarme entra continuamente o ripetutamente in funzione, anche in situazioni non anomale di pericolo.
- Incendio: durante un eventuale sviluppo di incendio all'interno della sala magnete diminuisce il livello della concentrazione di ossigeno ed il sistema di allarme ossigeno entra in funzione.

In caso di entrata in funzione del sistema di allarme ossigeno il personale di servizio presso il sito RM è tenuto a seguire le seguenti procedure:

- tranquillizzare il paziente, interrompere l'esame, estrarre il paziente dal gantry dell'apparecchiatura RM ed allontanarlo momentaneamente dalla sala magnete.
- Attivare manualmente il sistema di estrazione di emergenza.
- Verificare la presenza di segni o indizi relativi a:
 - un quench del magnete o perdite di elio all'interno della sala magnete.
 - Un principio di incendio all'interno della sala magnete.

In caso di:

- Evidente quench del magnete o perdite di elio all'interno della sala magnete:
 - allontanarsi dal sito RM.
 - Informare l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM in merito alla natura dell'incidente.
- Principio di incendio all'interno della sala magnete:
 - Eseguire quanto riportato nella sezione "Emergenza incendio".
- Non evidenti anomalie:
 - se, a seguito dell'attivazione manuale del sistema di estrazione di emergenza, il sistema di allarme ossigeno si disinscrive, è effettivamente presente una diminuzione della concentrazione di ossigeno all'interno della sala magnete ed è necessario procedere come indicato precedentemente.
 - Se, a seguito dell'attivazione manuale del sistema di estrazione di emergenza, il sistema di allarme non si disinscrive, è probabile che si tratti di un guasto alla centralina del sistema di allarme o di una non corretta calibrazione del rilevatore della concentrazione di ossigeno. In ogni caso, gli operatori presso il sito RM devono sospendere momentaneamente gli esami e informare l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM che decideranno in merito alle azioni da intraprendere.

3.7.3.5 Emergenza incendio

L'emergenza incendio scatta in concomitanza di principio di incendio all'interno del sito RM. Il personale di servizio presso il sito RM è tenuto a seguire le indicazioni riportate nel piano di fuga redatto dal Responsabile del Servizio di Prevenzione e Protezione nonché le seguenti norme operative di carattere generale.

Se l'incendio interessa la sala magnete:

- estrarre il paziente dal gantry dell'apparecchiatura RM ed allontanarlo dalla sala magnete. Si evidenzia che l'aumento della temperatura connesso all'incendio può indurre un quench del magnete. Pertanto lo sviluppo di incendio ed un eventuale perdita di elio potrebbero comportare un aumento della pressione all'interno della sala magnete ed ostacolare l'apertura della porta della sala magnete. Qualora non si riuscisse ad aprire tale porta, è possibile rompere la finestra della sala magnete per ristabilire l'equilibrio tra la pressione interna e quella esterna.
- Disattivare il tavolo di comando e gli alimentatori premendo gli appositi pulsanti.
- Richiedere l'intervento dei Vigili del Fuoco.
- In caso di intervento sull'incendio manovrare in maniera opportuna gli estintori e, all'interno della sala magnete, utilizzare solamente gli appositi estintori amagnetici in dotazione al sito RM.
- Qualora il principio di incendio non possa essere contenuto, è necessario che tutto il personale ed il pubblico si allontanino dalla sala magnete a dal sito RM.
- Informare il Medico Responsabile dell'impianto RM e l'Esperto Responsabile in merito alla natura dell'incidente.

Se l'incendio non interessa la sala magnete:

- tranquillizzare il paziente ed estrarlo dal gantry dell'apparecchiatura RM.

- Togliere l'alimentazione alle varie apparecchiature mediante gli appositi interruttori e pulsanti.
- Richiedere l'intervento dei vigili del fuoco.
- In caso di intervento sull'incendio manovrare in maniera opportuna gli estintori della sala magnete, utilizzare solamente gli appositi estintori amagnetici in dotazione al sito RM.
- Nel caso in cui il principio di incendio non possa essere contenuto è necessario che tutto il personale ed il pubblico si allontanino dalla sala magnete e dal sito RM.
- Informare il Medico Responsabile dell'impianto RM e l'Esperto Responsabile in merito alla natura dell'incidente.

3.7.3.6 Blackout elettrico

Nel caso in cui si verifichi un blackout elettrico il personale di servizio presso il sito RM procede come di seguito riportato:

- tranquillizza il paziente e lo estrae dal gantry dell'apparecchiatura RM.
- Avverte tutto il personale tecnico addetto alla manutenzione dell'impianto elettrico del sito RM.
- Ristabilisce l'alimentazione elettrica, verifica il corretto funzionamento del compressore dell'elio.
- Informa l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM in merito alla natura dell'incidente.

3.7.4 Presenza di oggetti ferromagnetici nella sala del magnete

La presenza di oggetti ferromagnetici nella struttura del magnete non si dovrebbe mai verificare a meno di incidenti dovuti a grande negligenza dal momento che è assolutamente vietato introdurre oggetti in materiale ferromagnetico all'interno della sala magnete (Norme generali di sicurezza). In caso di emergenze a seguito di incidenti di tale genere il personale di servizio presso il sito RM deve agire in base a determinate procedure operative. E' possibile analizzare ad esempio il caso peggiore che si può manifestare.

L'oggetto attratto dal magnete ha arrecato danni al paziente ed impedisce l'estrazione del paziente dal gantry dell'apparecchiatura RM:

- tranquillizzare il paziente e valutare per quanto possibile la natura dei danni riportati dallo stesso.
- Se l'oggetto attratto dal magnete è di piccole dimensioni, massa non considerevole e non risulta conficcato nel corpo del paziente cercare di rimuoverlo facendo molta attenzione a non mollare assolutamente mai la presa sull'oggetto stesso fino a che non sia stato definitivamente allontanato dalla sala magnete. Ogni oggetto ferromagnetico all'interno della sala magnete è, infatti, sempre soggetto ad una forza attrattiva verso il centro del magnete e ad una forza di torsione che aumentano con la massa dell'oggetto stesso. In caso di minimo dubbio sulle modalità di intervento non compiere alcuna azione di cui non si possano prevedere gli esiti.

Se non è possibile rimuovere l'oggetto attratto dal magnete o se l'oggetto è di dimensioni e massa considerevoli (bombole per l'ossigeno, lucidatrici, carrelli, sedie, aste di supporto etc) è necessario:

- attivare la procedura di spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica come descritto nel paragrafo "Spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica".

- In alternativa al punto precedente, contattare l'Esperto Responsabile ed il Medico Responsabile dell'impianto RM che decideranno in merito alle azioni da intraprendere.

Prima di attivare la procedura è necessario:

- verificare, in relazione alla situazione contingente, che eventuali movimenti dell'oggetto ferromagnetico a seguito dello spegnimento del campo statico di induzione magnetica non comportino ulteriori danni per il paziente. Vanno presi dunque tutti gli accorgimenti necessari per attivare nella massima sicurezza la procedura di spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica. Non compiere, in ogni caso, azioni di cui non si possano prevedere gli esiti.
- Dopo aver allontanato l'oggetto ferromagnetico dalla sala magnete estrarre con le dovute precauzioni il paziente dal gantry dell'apparecchiatura RM e prestare le cure assistenziali del caso. Qualora non sia stata attivata la procedura di spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica è necessario, prima di prestare soccorso, trasportare il paziente nella zona di emergenza utilizzando eventualmente l'apposita barella amagnetica in dotazione al sito RM.
- Informare prontamente il Medico Responsabile dell'impianto RM e l'Esperto Responsabile in relazione alla natura dell'incidente.

3.7.4.1 Spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica

Lo spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica è una procedura che deve essere messa in atto solo ed esclusivamente in particolari situazioni di estrema urgenza in cui la disattivazione del campo statico di induzione magnetica rappresenti l'unico mezzo di intervento possibile:

- pericolo per la salute di persone in caso di incidenti all'interno della sala magnete.
- Situazioni di emergenza incendio e pericolo in cui i Vigili del Fuoco debbano assolutamente intervenire all'interno della sala magnete con oggetti in materiale ferromagnetico.

Per quanto concerne l'eventuale disattivazione del campo statico di induzione magnetica mediante spegnimento pilotato si sottolinea che:

- lo spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica può essere attivato mediante l'apposito pulsante. La pressione del pulsante di spegnimento pilotato ha l'effetto di indurre un quench del magnete.
- Il campo statico di induzione magnetica risulta ridotto ad un livello di sicurezza non prima che siano trascorsi circa T_{SP} secondi (dato fornito dall'Azienda Produttrice) a partire dalla pressione del pulsante di spegnimento pilotato.
- Alla pressione del pulsante di spegnimento pilotato può far seguito un rumore caratteristico causato dalla frantumazione del disco di rottura del serbatoio dell'elio. L'evaporazione dell'elio può essere accompagnata da un rumore simile ad un sibilo.
- Durante la fase di spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica sono possibili perdite di elio all'interno della sala magnete ("Quench del magnete con perdite di elio all'interno della sala magnete").

Il personale in servizio presso il sito RM, nel caso in cui si renda necessario attivare la procedura di spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica, è tenuto a rispettare le seguenti norme generali operative e inerenti alla sicurezza:

- allontanare tutte le persone dalla sala magnete.
- Attivare manualmente il sistema di estrazione di emergenza.

- Non introdurre all'interno della sala magnete oggetti in materiale ferromagnetico prima che siano trascorsi T_{SP} secondi a partire dalla pressione del pulsante di spegnimento pilotato del campo statico di induzione magnetica.
- In caso di minimo dubbio che la procedura di disattivazione del campo statico di induzione magnetica non abbia avuto esito positivo:
 - non entrare all'interno della sala magnete con oggetti in materiale ferromagnetico.
 - Non introdurre oggetti in materiale ferromagnetico nella sala magnete in presenza di persone all'interno.
 - Verificare la percentuale di riempimento dell'elio contenuto nel serbatoio magnete.
- L'accesso alla sala magnete rimane sempre e comunque interdetto ai portatori di pace-maker, ai portatori di protesi dotate di circuiti elettronici e ai portatori di protesi, clips vascolari, preparati metallici intracranici e schegge in materiale ferromagnetico fino a nulla osta rilasciato dall'Esperto Responsabile.

3.8 Controindicazioni all'esame RM

Come riferimento alle possibili controindicazioni riguardanti l'esame RM si evidenzia che: "Debbono essere escluse da analisi RM persone portatrici di pace-maker cardiaco, altre protesi dotate di circuiti elettronici, preparati metallici intracranici o comunque posizionati in prossimità di strutture anatomiche vitali, clips vascolari o schegge in materiale ferromagnetico. Debbono inoltre essere preventivamente considerate ed accertate tutte le possibili controindicazioni in relazione alla presenza di protesi e/o impianti metallici fissi o mobili, protesi interne metalliche e non metalliche, protesi del cristallino, etc. A tale scopo si ricorda che la presenza di protesi metalliche (fisse o mobili) può comportare controindicazione anche assoluta all'esecuzione dell'esame, in relazione all'interazione della protesi con il campo magnetico statico e/o e.m. a radiofrequenza, nonché agli effetti che la protesi stessa può avere sulla qualità dell'immagine. Anche la presenza di taluni dispositivi intrauterini o altre protesi interne, anche se in materiale diamagnetico, può comportare controindicazione all'esecuzione di alcuni esami RM. L'anemia falciforme può costituire controindicazione all'esecuzione dell'analisi RM, a causa del rischio di formazione di trombi ematici durante l'esposizione al campo magnetico. Sebbene non esistano evidenze che dimostrino una sensibilità dell'embrione ai campi magnetici ed ai campi a radiofrequenza di intensità e potenze utilizzate nella attuale strumentazione RM ad uso diagnostico, è prudente escludere dall'esposizione le donne nel primo trimestre di gravidanza, tranne nei casi di effettiva e improrogabile necessità, valutati dal medico, sotto la sua responsabilità. La paziente sarà informata sui possibili rischi dell'esame.

L'elenco delle controindicazioni è articolato e non si esaurisce con le indicazioni sopra riportate. E' bene comunque evidenziare i seguenti punti di carattere generale:

- è assolutamente vietato effettuare esami RM su pazienti portatori di pace-maker o impianti biomedicali dotati di circuiti elettronici.
- E' vietato effettuare esami RM su pazienti portatori di protesi, clips vascolari, preparati metallici intracranici e schegge in materiale ferromagnetico.
- E' sconsigliato sottoporre ad indagine RM donne al primo trimestre di gravidanza salvo nei casi di effettiva ed improrogabile necessità stabilita dal Medico Responsabile dell'esecuzione dell'esame sulla base del rapporto rischio/beneficio.
- Protesi composte anche in parte da materiali conduttori sono suscettibili di riscaldamento durante la fase di acquisizione dati dell'esame RM.
- Alcuni tatuaggi con pigmenti ferromagnetici possono comportare controindicazione all'esame RM, soprattutto se molto estesi e ricchi di colori, oltre a generare artefatti nell'immagine.
- Alcuni tipi di lacche, creme e cosmetici possono contenere particelle o pigmenti ferromagnetici in grado di modificare il campo magnetico locale e generare artefatti nell'immagine.

3.9 La norma CEI 64-8

Un presidio di RM è a tutti gli effetti un locale ad uso medico, quindi interessato dalla norma CEI 64-8. Il paziente all'interno di un locale di questo tipo è sottoposto ad una serie di pericoli di natura elettrica sicuramente maggiori rispetto ad altri locali poiché la tipicità dell'ambiente e le particolari attività che vi si svolgono determinano un aumento dei fattori di rischio [21]. Le precarie condizioni di salute, le diminuite capacità di reazione e la presenza di apparecchi elettromedicali direttamente a contatto fisico o elettrico, rendono il paziente particolarmente vulnerabile ai pericoli della corrente elettrica. Per elevare il grado di sicurezza a livelli accettabili risulta quindi necessario adottare provvedimenti più severi che in altri luoghi, sia per gli apparecchi elettromedicali sia per l'impianto elettrico.

3.9.1 Apparecchi elettromedicali

Una apparecchiatura elettromedicale, secondo la Norma 62-5-V3, viene definita come un "apparecchio, munito di una connessione ad una particolare rete di alimentazione destinato alla diagnosi, al trattamento o alla sorveglianza del paziente sotto la supervisione di un medico, che entra in contatto fisico o elettrico col paziente e/o trasferisce energia verso e dal paziente e/o rivela un determinato trasferimento di energia verso e dal paziente". L'apparecchio comprende anche quegli accessori, definiti dal costruttore, che sono necessari per permetterne l'uso normale. Dal 14 giugno 1998 tutti i dispositivi medici messi in commercio e in servizio devono essere marcati CE in base al D.Lgs 24/02/97 n. 46 che recepisce la direttiva Europea 93/42. Sono esclusi dal campo di applicazione della direttiva:

- dispositivi impiantabili attivi (es. pace-maker) in quanto soggetti a direttive specifiche 90/385/CEE;
- dispositivi in vitro, regolamentati da apposita direttiva;
- termometri in vetro di mercurio che hanno ottenuto un'approvazione CE secondo la direttiva 76/764/CEE.

Per questi dispositivi la marcatura CE, secondo la direttiva 93/42/CEE, è obbligatoria dal 30-06-2004:

- medicinali;
- prodotti cosmetici;
- sangue umano e suoi derivati;
- organi, tessuti o cellule di origine animale o umana.

Viene definita dalla Norma "parte applicata" la parte di un apparecchio elettromedicale che nell'uso normale, affinché l'apparecchio possa svolgere la sua funzione di diagnosi e cura, deve necessariamente venire in contatto fisico col paziente. Può essere costituita da elettrodi, sensori applicati al paziente, cateteri contenenti liquidi fisiologici conduttori o più semplicemente dall'involucro stesso degli apparecchi. Il contatto della parte applicata col paziente rende ovviamente maggiore il rischio rispetto ad una parte dell'apparecchio che il paziente potrebbe toccare, volontariamente o involontariamente, direttamente o indirettamente, ma comunque occasionalmente. Da ogni apparecchio, nonostante l'elevata impedenza interna d'isolamento, fluisce una piccola corrente (figura 3.1) che si disperde verso terra, sull'involucro e nel paziente.

La *corrente di dispersione verso terra* è quella che dalla parte dell'apparecchio collegato alla rete elettrica, attraverso o lungo l'isolamento, percorre il conduttore di protezione verso l'impianto di terra.

La *corrente di dispersione sull'involucro* è la corrente che percorre l'involucro di un apparecchio in uso normale (escluse le parti applicate) accessibile al paziente o all'operatore, che può attraversare il soggetto in collegamento tra l'involucro e la terra o con due punti dell'involucro. I limiti di corrente di dispersione sull'involucro sono da considerare per tutte le apparecchiature indipendentemente dall'involucro, sia esso metallico o isolante, comprese le apparecchiature di classe II.

La *corrente di dispersione nel paziente*, la corrente che dalla parte applicata può fluire nel soggetto verso terra. Una parte applicata può essere definita come l'insieme di tutte le parti dell'apparecchio che

nell'uso normale è indispensabile mettere in contatto fisico con il paziente perché l'apparecchio possa svolgere la propria funzione, oppure che possono venire in contatto con il paziente o che devono essere necessariamente toccate dal paziente. Una parte applicata può essere isolata da tutte le altre parti dell'apparecchio (flottante o di tipo F) per limitare, in condizione di primo guasto, quando una tensione indesiderata derivata da una sorgente esterna è applicata al paziente tra la parte applicata e la terra, la corrente di dispersione ammissibile sul paziente.

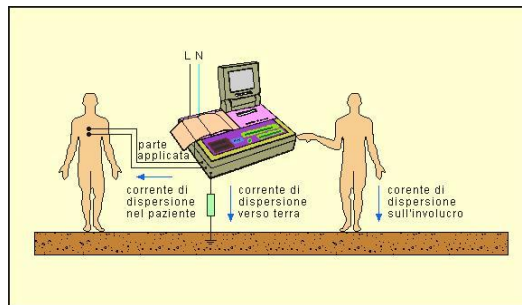


Figura 3.1 -Correnti di dispersione delle apparecchiature elettromedicali

In funzione delle correnti di dispersione in condizioni normali e di primo guasto verso terra, sull'involucro e sul paziente, gli apparecchi elettromedicali vengono classificati in apparecchi di tipo B, BF, CF (tabella 3.9). Gli apparecchi di tipo BF e CF, per limitare la corrente che può fluire nel paziente, hanno le parti a contatto isolate da terra (flottanti) mediante disaccoppiamento (ad esempio mediante disaccoppiamento ottico) ad elevata impedenza capacitiva. L'isolamento è ulteriormente aumentato, rispetto a quelle di tipo BF, nelle parti applicate di tipo CF (correnti di dispersione nel paziente non superiori a 10 mA) che sono pertanto applicabili direttamente sul cuore.

Tabella 3.9 - Classificazione delle apparecchiature elettromedicali in base alla corrente di dispersione

Classificazione per tipo	Simbolo	Correnti di dispersione in microampere (c.a.)					
		Nell'involucro		Nel paziente		Verso terra	
		In uso	Primo guasto	In uso	Primo guasto	In uso	Primo guasto
B		100	500	100	500	500	1000
BF		100	500	100	500	500	1000
CF		100	500	10	50	500	1000

La classificazione delle apparecchiature elettromedicali non si esaurisce con la tabella 3.9. Esse possono essere raggruppate in base ad altri parametri, quali ad esempio la classe (I, II). Si può introdurre dunque la seguente classificazione:

- Classe I: apparecchi nel quale la protezione contro i contatti diretti ed indiretti non consiste solo nell'isolamento fondamentale, ma anche in un collegamento al conduttore di protezione di tutte le parti metalliche.
- Classe II: la protezione non consiste solo nell'isolamento fondamentale, ma vi è anche la presenza di un secondo isolamento (doppio isolamento).

Le Norme prescrivono valori di resistenza esistenti tra ogni parte metallica accessibile dall'involucro dell'apparecchio e il morsetto di terra o il contatto di terra dell'eventuale connettore: per gli apparecchi con cavo di alimentazione separabile o non separabile deve essere inferiore o uguale a $0,2 \Omega$ tra ogni parte accessibile dell'involucro e il contatto della terra di protezione della spina, per gli apparecchi con cavo non separabile inferiore o uguale a $0,1 \Omega$.

La necessità di adottare tali provvedimenti tutela il paziente da:

- **macroshock**: si presenta il macroshock quando si ha un passaggio di corrente nella persona dovuto al contatto tra una parte accidentalmente in tensione e una parte del corpo umano. La corrente attraversa il corpo interessandone un'ampia sezione ma solo una minima parte fluisce attraverso il cuore. Il rischio che il cuore entri in fibrillazione ventricolare è minimo;
- **microshock**: i rischi aumentano quando il paziente è sottoposto a pratiche mediche chirurgiche che comportano interventi di cateterismo cardiaco oppure, più semplicemente, l'applicazione di sonde o elettrodi vicino al cuore. Non si parla più di macroshock ma di microshock perché la corrente, attraversando in gran parte il cuore, introduce un disturbo agli equilibri elettrofisiologici dell'attività cardiaca che rende molto elevata la probabilità di una fibrillazione ventricolare. Difendersi dal pericolo di macroshock può essere relativamente semplice utilizzando i classici metodi repressivi prescritti dalle Norme 64-8, per proteggersi dal microshock, a causa dei valori estremamente piccoli di corrente in grado di attivare il fenomeno di fibrillazione cardiaca, è necessario adottare alcuni accorgimenti aggiuntivi, intervenendo sia sugli impianti sia sugli apparecchi elettromedicali.

3.9.2 Separazione elettrica ed equalizzazione dei potenziali per l'alimentazione

Nei locali a grande rischio di microshock, per limitare le cadute di tensione pericolose che si possono stabilire a causa di un guasto, si rende necessario un sistema di equalizzazione dei potenziali. Tutte le masse e le masse estranee che possono venire in contatto col paziente, direttamente o indirettamente, devono essere collegate in un unico punto ad un nodo equipotenziale. L'equalizzazione dei potenziali, associata anche all'impiego dell'alimentazione per separazione elettrica dei circuiti, consente di raggiungere un buon livello di sicurezza anche in caso di guasto verso terra. Le correnti di primo guasto, essendo il sistema poco esteso e isolato da terra, sono prevalentemente di tipo capacitivo e quindi di valore così modesto (ordine dei mA) da rendere trascurabili le cadute di tensione sui conduttori di protezione, tali comunque da garantire sia la continuità del servizio sia la sicurezza del paziente. In queste condizioni, viste le piccolissime correnti in gioco, l'equalizzazione dei potenziali parrebbe del tutto superflua se non fosse per l'efficacia che tale sistema presenta nel limitare le cadute di tensione sul conduttore di protezione fino al nodo equipotenziale e nel garantire l'efficienza del sistema equipotenziale anche se si dovesse verificare l'interruzione del collegamento del nodo dall'impianto di dispersione generale. Il primo guasto deve però essere rimosso al più presto perché un secondo guasto a terra su di un altro apparecchio determinerebbe un corto circuito che, richiudendosi sul secondario del trasformatore (la potenza nominale può variare da 0,5 a 10 kVA), provocherebbe correnti piuttosto elevate e tensioni di contatto, dell'ordine di parecchie decine di volt, pericolose per il paziente. Per questo motivo le Norme prescrivono un controllo continuo della resistenza di isolamento verso terra del circuito secondario di alimentazione da attuarsi tramite un dispositivo, con caratteristiche ben definite, in grado di avvisare del pericolo mediante un segnale ottico non disinseribile e un segnale acustico tacitabile. Il personale in servizio, avvisato, dovrà concludere il più celermente possibile le operazioni in sala e riparare il guasto prima di iniziare di nuovo la normale attività.

Il sistema di equipotenzialità esclude tutto il tratto a valle del quadro di zona dove è stato realizzato il nodo equipotenziale permettendo di ridurre la caduta di tensione sul collegamento di protezione. In condizioni di normale funzionamento il paziente non corre alcun rischio perché le correnti di dispersione dei due apparecchi, normalmente in fase tra di loro e di valore praticamente uguale,

provocano cadute di tensione sui rispettivi collegamenti di protezione non molto diverse tra loro limitando la caduta di tensione risultante. Con il primo guasto la situazione si complica perché la corrente che attraversa il collegamento di protezione può raggiungere valori molto elevati, soprattutto se il sistema di distribuzione è di tipo TN (centinaia di ampere per il TN, decine di ampere per il sistema TT) con cadute di tensione sul conduttore di protezione dell'apparecchio guasto molto pericolose sia per il paziente sia per il personale addetto. Le correnti di guasto verso terra possono essere ridotte a valori non pericolosi adottando il sistema di alimentazione tramite separazione elettrica dei circuiti associato ad un sistema di egualizzazione del potenziale. La massima corrente di dispersione di primo guasto a terra ammessa dalle Norme per gli apparecchi elettromedicali è di 1000 μ A, se la resistenza del collegamento di protezione fino al nodo equipotenziale, come prescritto dalle Norme impianti, non è superiore a 0,2 Ω , e nel peggior dei casi provocherebbe una caduta di tensione pari a 0,2 mV. Anche un guasto a terra non è pericoloso per il paziente perché, se la corrente è circa 7 mA come calcolato in precedenza, la tensione di contatto applicata alle masse può valere al massimo 1,4 mV.

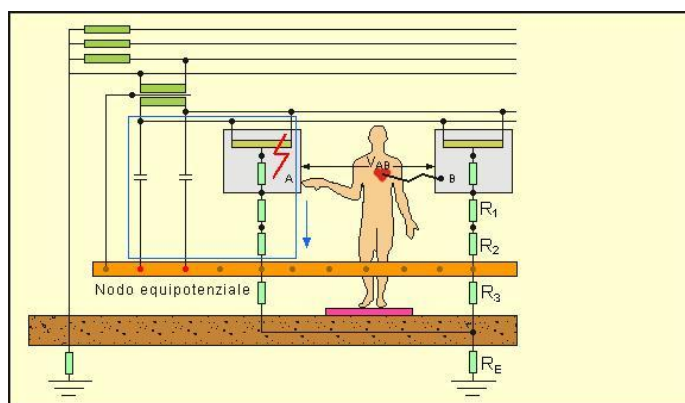


Figura 3.2 - Sistema di protezione contro i contatti indiretti mediante egualizzazione dei potenziali e separazione elettrica dei circuiti ottenuta con trasformatore d'isolamento

3.9.3 L'impianto elettrico

La sicurezza degli impianti elettrici nei locali adibiti ad uso medico è analizzata nella Norma 64-8 ed in particolare nella sezione 710. Tale Norma si applica agli ospedali, cliniche mediche, studi medici ed odontoiatrici, locali per fisioassoterapia, e in tutti quegli ambienti in cui si utilizzano apparecchi elettromedicali o per uso estetico con parti applicate al paziente, sia esso persona o animale.

E' possibile introdurre quella che è la classificazione della norma CEI 64-8 dei locali ad uso medico:

- Locali di **gruppo 0**: locali nei quali non si impiegano apparecchi elettromedicali con parti applicate al paziente (si applicano le norme per luoghi normali, in particolare la parte generale della Norma CEI 64-8).
- Locali di **gruppo 1**: locali nei quali le parti applicate possono essere utilizzate esternamente oppure invasivamente in qualsiasi parte del corpo ad esclusione della zona cardiaca.
- Locali di **gruppo 2**: locali nei quali le parti applicate possono essere utilizzate anche per interventi intracardiaci e per operazioni chirurgiche dove esiste il pericolo di microshock o dove la mancanza dell'alimentazione elettrica può comportare pericolo per la vita del paziente.

Il locale destinato ad ospitare un impianto RM viene inquadrato come di gruppo 1. Vengono riassunte nella tabella 3.10 le disposizioni più importanti fornite dalle norme.

Tabella 3.10 – Prescrizioni normative a seconda della tipologia di locale

Gruppo di appartenenza del locale	Esempi di locali appartenenti al gruppo	Valore limite della resistenza delle masse estranee	Necessità del nodo e ammissibilità del subnodo	Sistema IT-M (eccetto gli apparecchi RX o di potenza superiore a 5 kVA e per gli apparecchi fissi fuori dalla zona paziente)	Collegamenti equipotenziali supplementari	Interruttore differenziale Tipo A o B con I_{dn} inferiore a 30 mA
0	Ambulatorio medico senza apparecchi con parti applicate	200 OHM	NO	NO	Non necessari	Non indispensabile
1	Ambulatorio medico con apparecchi con parti applicate, camera di degenza, locale per esami di fisiopatologia, per idroterapia, per radiologia, per terapia fisica, sala parto	200 OHM	SI	NO	SI	Per prese fino a 32 A
2	Locale chirurgico, ambulatorio chirurgico, locale per sorveglianza o terapia intensiva, locale per anestesia, locale per esame agiografico, sala per cateterismo cardiaco	0,5 MEGA OHM	SI	SI	SI	Per tutti i circuiti non alimentati dal sistema IT-M

3.9.3.1 Misure di resistenza nei locali di gruppo 1

Nessun limite di resistenza è imposto per i locali del gruppo 1, per i quali l'unica verifica prevista consiste in una prova di continuità dei conduttori di protezione ed equipotenziali.

3.9.3.2 Verifiche iniziali e periodiche

Le verifiche iniziali devono accertare che l'impianto sia conforme alle Norme mentre le verifiche periodiche che l'impianto mantenga le caratteristiche di sicurezza iniziali nel tempo.

Le verifiche iniziali devono essere effettuate, attraverso un esame a vista o prove e misure, dalla ditta installatrice prima della consegna dell'impianto e del rilascio della dichiarazione di conformità. Oltre alle normali verifiche prescritte dalle Norme 64-8/6, per i locali ad uso medico occorre effettuare:

- prova funzionale dei dispositivi di controllo dell'isolamento di sistemi I-TM e dei sistemi di allarme ottico e acustico. La prova deve essere svolta simulando che la resistenza di isolamento scenda al di sotto di 50 k Ω ;
- misure per verificare il collegamento equipotenziale supplementare. La misura consiste nel rilevare il valore della resistenza del collegamento al nodo equipotenziale. Per i locali del gruppo 2 non deve essere superiore a 0,2 Ω . La prova deve essere eseguita in corrente continua o alternata con tensione a vuoto da 4 a 24 V ed una corrente di almeno 10 A. Per i locali del gruppo 1 non è necessario

misurare il valore della resistenza dei collegamenti al nodo ma è sufficiente verificarne la continuità;

- misure delle correnti di dispersione dell'avvolgimento secondario a vuoto e sull'involucro dei trasformatori per uso medicale. Occorre accertare che la corrente a vuoto e sull'involucro, non superi i 0,5 mA, ma solo se non è stata eseguita e certificata dal costruttore del trasformatore d'isolamento;
- esame a vista per controllare che siano state rispettate le altre prescrizioni della sezione 710;
- verifica dell'impianto di terra secondo la Norma CEI 11-1 per i sistemi di I e II categoria e cap. 61 della Norma CEI 64/8. Le verifiche periodiche devono essere effettuate da un tecnico specializzato che trascriverà su un registro (anche in carta semplice) e controfirmerà i risultati delle prove e delle misure;
- verifica dell'impianto di terra secondo la Norma CEI 11-1 per i sistemi di I e II categoria e cap. 61 della Norma CEI 64/8. La norma non specifica una particolare periodicità, ma per analogia con le verifiche dei collegamenti equipotenziali potrebbe essere effettuata ogni 3 anni;
- prova funzionale dei dispositivi di controllo dell'isolamento di sistemi I-TM e dei sistemi di allarme ottico e acustico. La prova deve essere svolta simulando che la resistenza di isolamento scenda al di sotto di 50 k Ω , ogni 6 mesi;
- misure per verificare il collegamento equipotenziale supplementare. La misura consiste nel rilevare il valore della resistenza del collegamento al nodo equipotenziale. Per i locali del gruppo 2 non deve essere superiore a 0,2 Ω . La prova deve essere eseguita in corrente continua o alternata con tensione a vuoto da 4 a 24 V ed una corrente di almeno 10 A. Per i locali del gruppo 1 non è necessario misurare il valore della resistenza dei collegamenti al nodo ma è sufficiente verificarne la continuità. La prova deve essere ripetuta ogni 3 anni;
- tarature dei dispositivi di protezione regolabili, ogni anno;

verifica degli impianti di sicurezza e riserva:

- prova a vuoto funzionale dell'alimentazione per i motori a combustione, ogni mese;
- prova a carico funzionale dell'alimentazione per i motori a combustione per 30 minuti almeno, ogni 4 mesi;
- prova funzionale dell'alimentazione tramite batterie secondo le istruzioni del costruttore, ogni 6 mesi;
- resistenza di isolamento dei circuiti, almeno ogni tre anni;
- prova di funzionamento elettrico alla corrente I_{dn} degli interruttori differenziali (non è necessario verificare il tempo di intervento), ogni anno.

4 Onde EM e schermature

4.1 Onde elettromagnetiche piane

Per comprendere le modalità di esecuzione della prova e riuscire ad estrapolare considerazioni interessanti dalle misure ricavate, è necessario rivedere alcuni concetti teorici, partendo dalle onde elettromagnetiche, passando per la teoria sulle antenne e chiudendo con le schermature. L'esistenza delle onde elettromagnetiche fu prevista da Maxwell, il quale dimostrò come in effetti esse siano contenute nelle equazioni integrali, valide nello spazio vuoto, senza cariche e correnti [28]. Le equazioni sono:

$$\begin{aligned}\oint \mathbf{E} \cdot \mathbf{u}_n dA &= 0 & \oint \mathbf{B} \cdot \mathbf{u}_n dA &= 0 \\ \oint \mathbf{E} \cdot d\mathbf{s} &= -\frac{d\Phi_B}{dt} & \oint \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} &= +\mu_0 \varepsilon_0 \frac{d\Phi_E}{dt}\end{aligned}$$

Volendosi limitare al caso delle onde elettromagnetiche piane, ovvero a onde per le quali, fissata una certa direzione di propagazione x , il campo elettrico $\mathbf{E}(x,t)$ e il campo magnetico $\mathbf{B}(x,t)$ risultano costanti nel piano yz in ciascun istante.

La soluzione della prima e seconda equazione di Maxwell in queste ipotesi mostra innanzitutto che il campo elettrico $\mathbf{E}(x,t)$ e il campo magnetico $\mathbf{B}(x,t)$ devono avere necessariamente componente nulla rispetto all'asse x , $\mathbf{E}_x(x,t) = \mathbf{B}_x(x,t) = 0$, fissando la prima caratteristica delle onde elettromagnetiche piane, ovvero di essere trasversali rispetto alla direzione di propagazione:

$$\mathbf{E}(x,t) = E_y(x,t)\mathbf{u}_y + E_z(x,t)\mathbf{u}_z, \quad \mathbf{B}(x,t) = B_y(x,t)\mathbf{u}_y + B_z(x,t)\mathbf{u}_z \quad 4.1$$

Dalla terza e quarta equazione di Maxwell si ricavano due coppie di relazioni che legano tra loro le derivate delle componenti non nulle dei campi, \mathbf{E}_y a \mathbf{B}_z e \mathbf{E}_z a \mathbf{B}_y . Elaborando i vari passaggi si ottiene la seguente relazione:

$$\frac{\partial^2 E_z}{\partial x^2} = \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial^2 E_z}{\partial t^2} \text{ e } \frac{\partial^2 B_y}{\partial x^2} = \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial^2 B_z}{\partial t^2} \quad 4.2$$

Ognuna delle componenti del campo elettrico \mathbf{E} e del campo magnetico \mathbf{B} si propaga lungo l'asse x con velocità:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} = 2.99792 \cdot 10^8 \text{ m/s} \quad 4.3$$

eguale alla velocità misurata delle luce nel vuoto. Questo risultato portò Maxwell ad ipotizzare che la luce fosse essa stessa un'onda composta da un campo elettrico e un campo magnetico.

I campi che si propagano nel vuoto lungo l'asse x, nell'ipotesi che si tratti di onde armoniche, si scrivono pertanto esprimendo le componenti, non indipendenti tra loro, mediante le seguenti espressioni appropriate:

$$\mathbf{E} = E_{0y} \cos(kx - \omega t) \mathbf{u}_y + E_{0z} \cos(kx - \omega t) \mathbf{u}_z \quad 4.4$$

$$\mathbf{B} = -\frac{E_{0z}}{c} \cos(kx - \omega t) \mathbf{u}_y + \frac{E_{0y}}{c} \cos(kx - \omega t) \mathbf{u}_z \quad 4.5$$

Il modulo del campo magnetico è eguale a quello del campo elettrico diviso per la velocità di propagazione; i due campi, oltre ad essere ortogonali alla direzione di propagazione, sono ortogonali tra loro. Infine, se si calcola $\mathbf{E} \times \mathbf{B}$ con la regola del prodotto vettoriale in coordinate cartesiane si trova:

$$\mathbf{E} \times \mathbf{B} = \frac{1}{c} (E_y^2 + E_z^2) \mathbf{u}_x = \frac{E^2}{c} \mathbf{u}_x = cB^2 \mathbf{u}_x = EB \mathbf{u}_x \quad 4.6$$

Le relazioni appena indicate valgono anche se l'onda piana elettromagnetica non è armonica. Il campo elettrico, in figura 4.1, ha solo la componente y (e quindi il campo magnetico solo la componente z) e resta sempre parallelo all'asse y durante la propagazione. Quando si verifica questa circostanza si dice che l'onda piana è polarizzata rettilineamente. La scelta dell'asse è completamente arbitraria.

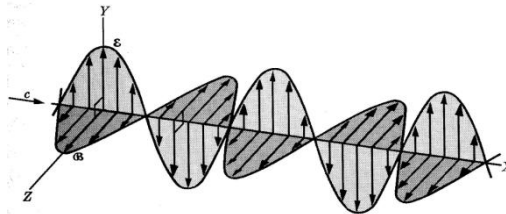


Figura 4.1 - Piani di oscillazione di campo elettrico e magnetico

E' possibile riassumere dunque le proprietà delle onde elettromagnetiche piane appena descritte, costituite da un campo elettrico \mathbf{E} e da un campo magnetico \mathbf{B} che si propagano nel vuoto:

- \mathbf{E} e \mathbf{B} si propagano con la stessa velocità c ;
- i moduli dei campi sono legati dalla relazione di proporzionalità $B = E/c$;
- \mathbf{E} e \mathbf{B} sono ortogonali tra loro e alla direzione di propagazione: nel caso specifico le onde elettromagnetiche sono onde trasversali e per esse è significativo il concetto di polarizzazione;
- sono nulle la componente del campo elettrico e del campo magnetico nella direzione di propagazione;
- il modulo del campo elettrico è η volte il modulo del campo magnetico (con η impedenza intrinseca, pari a $\sqrt{\mu_0/\epsilon_0}$) in ogni istante ed in ogni punto;
- il verso del prodotto vettoriale $\mathbf{E} \times \mathbf{B}$ definisce il verso di propagazione dato da c ;

- le onde elettromagnetiche obbediscono al principio di sovrapposizione; è questa una proprietà generale che dipende dal fatto che nelle equazioni di Maxwell i campi \mathbf{E} e \mathbf{B} compaiono in forma lineare (alla prima potenza);
- in ogni istante ed in ogni punto, il modulo del vettore di Poynting è pari a $|\vec{E}|^2/\eta =$

$$\eta|\vec{H}|^2, \text{ (con } \eta = \sqrt{\mu/\epsilon} = 120\pi \Omega \text{ per il vuoto, impedenza intrinseca).}$$

E' possibile capire come i campi \mathbf{E} e \mathbf{B} siano inscindibili. La presenza di uno comporta la presenza dell'altro, ecco perché si parla di onde elettromagnetiche. Le linee di \mathbf{E} e \mathbf{B} sono mostrate nella figura 4.1 per un'onda armonica; i massimi e i minimi cadono negli stessi punti. Le onde piane sono caratterizzate da un campo elettrico e magnetico, variano solamente con x (ascissa di propagazione) e con il tempo t.

Viene introdotto ora anche l'indice di rifrazione n , che può essere misurato indipendentemente dalla relazione che lo lega a K_e costante dielettrica relativa, definendolo come:

$$n = \frac{c}{v} = \sqrt{k_e} \tag{4.7}$$

inteso come il rapporto tra la velocità di un'onda elettromagnetica nel vuoto e in un mezzo in cui le onde possono propagarsi, cioè trasparente alle onde elettromagnetiche stesse.

4.1.1 Propagazione dell'onda elettromagnetica. Trattazione qualitativa

Alcune radiazioni come i raggi X, i raggi gamma e la luce visibile, sono prodotte da sorgenti di dimensioni atomiche o nucleari, seguendo le leggi della fisica quantistica. Per semplicità, viene restrinta l'analisi a quella regione dello spettro (lunghezza d'onda $\lambda \approx 1$ m) in cui la sorgente della radiazione (per esempio un'antenna radio a onde corte) è contemporaneamente macroscopica e di dimensioni maneggevoli. La figura 4.2 mostra il processo di formazione di tali onde [29]. Il suo cuore è formato da un oscillatore LC, che stabilisce una pulsazione $\omega = 1/\sqrt{LC}$. Cariche e correnti in questo circuito variano sinusoidalmente a questa frequenza. Si deve prevedere una sorgente esterna, per esempio una batteria, per fornire l'energia atta a compensare sia le perdite per dissipazione termica nel circuito, sia l'energia trasportata via dall'onda elettromagnetica irradiata.

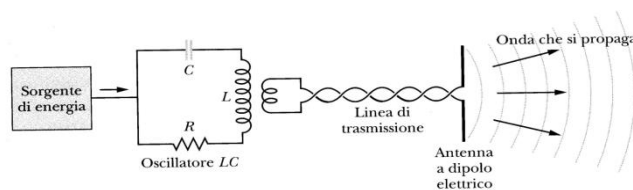


Figura 4.2 - Oscillatore armonico

L'oscillatore LC di figura 4.2 è accoppiato tramite un trasformatore e attraverso una linea di trasmissione ad una antenna, che consiste essenzialmente in due sottili aste solide conduttrici. A causa di questo accoppiamento, la corrente sinusoidale nell'oscillatore fa oscillare sinusoidalmente la carica lungo le aste dell'antenna alla pulsazione ω dell'oscillatore LC. La corrente nelle aste associata a questo spostamento di carica varia anch'essa sinusoidalmente, in intensità e direzione, alla pulsazione ω . L'antenna produce l'effetto di un dipolo elettrico il cui momento di dipolo elettrico varia sinusoidalmente in intensità e direzione lungo tutta l'antenna.

Poiché il momento di dipolo varia, il campo elettrico prodotto varia a sua volta, in intensità e direzione. E poiché varia la corrente, il campo magnetico prodotto dalla corrente varia in intensità e direzione. Tuttavia, le variazioni del campo elettrico e magnetico non si propagano ovunque

istantaneamente; le perturbazioni avanzano a partire dall'antenna alla velocità della luce c . L'insieme dei campi variabili forma un'onda elettromagnetica che si propaga dall'antenna con velocità c . La pulsazione di quest'onda è ω , stabilita dall'oscillatore LC che ha dato il via all'intera catena di eventi. La figura 4.3 suggerisce il modo in cui il campo elettrico E e il campo magnetico B variano con il tempo mentre l'onda raggiunge l'osservatore stazionario nel punto distante P . Ovunque nella figura 4.3 si deve intendere l'onda viaggiante normalmente al piano della figura in verso uscente dalla pagina. Viene scelto un punto molto lontano dalla sorgente in modo che la curvatura delle onde risulti talmente piccola da essere trascurabile. In tale situazione si dice che l'onda è piana e la trattazione dell'argomento si semplifica molto.

Da un campo magnetico viene generato un campo elettrico, e così via. I campi elettrici e i campi magnetici hanno un rapporto integrale nelle onde radio e nessuno dei due esiste indipendentemente dall'altro.

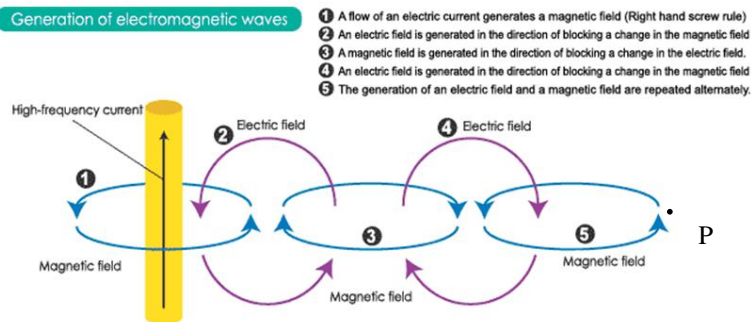


Figura 4.3 - Propagazione dell'onda EM

Si può assumere che l'onda stia viaggiando in direzione del punto P nel verso positivo dell'asse x , che il campo elettrico in figura 4.3 oscilli parallelamente all'asse y e che il campo magnetico oscilli parallelamente all'asse z (naturalmente in un sistema di coordinate destrorso). E' possibile quindi descrivere i campi elettrico e magnetico come funzioni sinusoidali della posizione x a un qualsiasi istante t :

$$E = E_m \sin(kx - \omega t) \tag{4.8}$$

e

$$B = B_m \sin(kx - \omega t) \tag{4.9}$$

in cui E_m e B_m sono le ampiezze dei campi, ω e k sono rispettivamente la pulsazione, o frequenza angolare, e il numero d'onda angolare dell'onda. Da questa descrizione è possibile osservare che le due componenti non solo formano l'onda elettromagnetica, ma anche ognuna delle due equazioni descrive di per se un'onda. La prima equazione descrive la componente elettrica dell'onda elettromagnetica e la seconda equazione ne descrive la componente magnetica. Non ha senso l'esistenza separata di queste due componenti.

La velocità dell'onda è data da ω/k . Il simbolo che rappresenta la velocità, trattandosi in questo caso di un'onda elettromagnetica, è, per la propagazione nel vuoto, c piuttosto che v . La velocità dell'onda è esprimibile come:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \tag{4.10}$$

e vale circa $3.0 \cdot 10^8$ m/s. Si può affermare che tutte le onde elettromagnetiche, luce compresa, hanno nel vuoto la stessa velocità c . La velocità c è legata alle ampiezze dei campi elettrico e magnetico grazie alla relazione:

$$\frac{E_m}{B_m} = c = \frac{E}{B} \tag{4.11}$$

e lo stesso vale per i valori istantanei. E' possibile rappresentare un'onda elettromagnetica mediante un raggio (una linea retta che indica la direzione dell'onda) e dei fronti d'onda (superfici immaginarie su cui l'onda ha la stessa intensità di campo elettrico e magnetico). I due fronti d'onda sono separati da una lunghezza d'onda $\lambda = 2\pi/k$. Onde che si propagano nella stessa direzione formano un fascio, che può essere pure rappresentato da un raggio.

E' possibile produrre una serie di considerazioni idonee a spiegare il fenomeno della propagazione dell'onda EM: considerando il campo magnetico, dato che varia sinusoidalmente, induce (per la legge di Faraday) un campo elettrico perpendicolare che varia pure sinusoidalmente. Ma la variazione del campo elettrico induce anch'essa (per la legge di Maxwell) un campo magnetico perpendicolare che varia ancora sinusoidalmente. E così via. I due campi continuano a generarsi a vicenda per induzione e la risultante variazione sinusoidale dell'intensità di campo si propaga come un'onda, appunto, elettromagnetica.

Un'onda elettromagnetica è un'onda particolare. Presenta la notevole proprietà di non richiedere alcun mezzo per propagarsi: può trasmettersi attraverso una sostanza materiale, come il vetro o l'aria, ma non ne ha strettamente bisogno, può viaggiare anche nel vuoto dello spazio interplanetario.

La luce stessa è un'onda elettromagnetica. Essa ha la stessa velocità indipendentemente dal sistema di riferimento rispetto al quale la si misura. Il metro è oggi definito in modo che la velocità della luce nel vuoto abbia l'esatto valore di

$$c = 299\,792\,458 \text{ m/s}$$

usato come campione di riferimento.

4.1.2 Trasporto di energia e vettore di Poyting

La presenza di un campo elettrico \mathbf{E} e di un campo magnetico \mathbf{B} in una regione comporta la presenza di una certa quantità di energia distribuita nello spazio con densità u . In un mezzo omogeneo la densità di energia legata al campo elettrico \mathbf{E} e la densità di energia legata al campo magnetico \mathbf{B} sono espresse come:

$$u_e = \frac{1}{2} \epsilon_0 E^2, \quad u_m = \frac{B^2}{2\mu_0} \quad 4.12$$

e la densità istantanea di energia elettromagnetica u è la somma delle due. E' possibile ricavare che:

$$u = 2u_e = \epsilon_0 E^2 \quad 4.13$$

L'energia elettromagnetica risulta per metà dovuta al campo elettrico e metà al campo magnetico. In termini energetici, si può pensare l'onda elettromagnetica come un flusso di energia, che nel vuoto si propaga alla velocità della luce, sotto forma di campi elettrici e magnetici. Ciascuna delle due componenti dell'onda elettromagnetica (elettrica e magnetica), trasporta la stessa quantità di energia. Un'onda elettromagnetica può trasportare energia e trasferirla al corpo su cui incide. La quantità di energia trasportata nell'unità di tempo per unità di area da una simile onda è descritta da un vettore \mathbf{S} , detto vettore di Poynting. \mathbf{S} è definito come:

$$\mathbf{S} = \frac{1}{\mu_0} \mathbf{E} \times \mathbf{B} \quad 4.14$$

la cui grandezza S è legata alla velocità con cui l'energia è trasportata da un'onda attraverso l'unità di area in ogni istante (ist):

$$S = \left(\frac{\text{energia/tempo}}{\text{area}} \right)_{\text{ist}} = \left(\frac{\text{potenza}}{\text{area}} \right)_{\text{ist}} \quad 4.15$$

ed essendo dimensionalmente un'energia che attraversa un'unità di area nell'unità di tempo, la sua unità di misura è il W/m^2 . La direzione del vettore di Poynting \mathbf{S} in un qualunque punto di un'onda elettromagnetica dà la direzione di propagazione e del trasporto di energia in quel punto. Poiché \mathbf{E} e \mathbf{B}

sono tra loro perpendicolari nell'onda elettromagnetica, l'intensità di $\mathbf{E} \times \mathbf{B}$ è \mathbf{EB} . Allora l'intensità di S è esprimibile come:

$$S = \frac{1}{\mu_0} EB \quad 4.16$$

in cui S , E e B sono valori istantanei. E e B sono tanto strettamente correlati tra loro che è sufficiente considerare solo uno dei due; viene scelto E , soprattutto perché la maggior parte degli strumenti di rivelazione delle onde elettromagnetiche misurano la componente elettrica, piuttosto che quella magnetica, dell'onda. Si può sostituire B nell'equazione con E/c , ottenendo:

$$S = \frac{1}{c\mu_0} E^2 \quad 4.17$$

che è il flusso di energia istantaneo. E' importante calcolare non tanto il flusso istantaneo di energia quanto il flusso medio. Il motivo è che la pulsazione delle onde elettromagnetiche è in generale molto elevata e gli strumenti di misura riescono a determinare soltanto il valor medio dell'energia che li colpisce, non potendo essere sensibili a variazioni così rapide. Si è interessati al valore medio della grandezza S variabile nel tempo; questo valor medio è detto intensità I dell'onda. E' possibile ottenere la seguente relazione:

$$I = S_m = \frac{1}{2} \epsilon_0 c E_0^2 = \epsilon_0 c E_{eff}^2 \quad 4.18$$

La quantità S_m prende il nome di intensità dell'onda elettromagnetica piana. L'intensità è quindi la potenza media per unità di superficie trasportata dall'onda. $E_{eff} = \frac{E_0}{\sqrt{2}}$. Il vettore di Poynting S da

un significato fisico alla direzione di propagazione dell'onda, in quanto lungo essa si propaga l'energia ed è quindi la direzione lungo la quale avvengono scambi di energia tra l'onda e il materiale attraversato.

4.2 Unità di misura espresse in decibel

La compatibilità elettromagnetica è la capacità di un dispositivo a funzionare in un ambiente elettromagnetico in modo soddisfacente, senza produrre a sua volta disturbi elettromagnetici intollerabili per tutto ciò che si trova nello stesso ambiente [37]. Immunità e suscettività al disturbo rappresentano rispettivamente la capacità e l'incapacità di un apparecchiatura di funzionare senza degradazione in presenza di un disturbo elettromagnetico. L'accoppiamento tra sorgente e ricevitore viene definito radiato ed è descritto in termini di campo elettromagnetico, e può essere senza propagazione e con propagazione. In EMC si hanno tensioni, correnti, campi elettrici e magnetici. Incontrandosi ampie variazioni di valori è necessario esprimere le quantità in decibel (dB), scelto un valore di riferimento.

Usando come valore di riferimento un microvolt ($V_R = 1 \mu V$), una tensione V_1 è esprimibile in dB μV (dB relativi a 1 μV) come:

$$V_1 dB\mu V = 20 \log_{10} \frac{V_1}{V_R}$$

Allo stesso modo prendendo come valore di riferimento un millivolt ($V_R = 1 mV$), una tensione V_1 è esprimibile in dBmV (dB relativi a 1 mV) come:

$$V_1 dB\mu V = 20 \log_{10} \frac{V_1}{V_R}$$

Le stesse formule si applicano per la corrente, esprimibile dunque in dB μ A o in dBmA. Per la potenza, prendendo 1 μ W come valore di riferimento P_R , una potenza P_1 è esprimibile in dB μ W (dB relativi a 1 μ W) come:

$$P_1 \text{ dB}\mu\text{W} = 10 \log_{10} \frac{P_1}{P_R}$$

Analogamente, prendendo 1 mW come valore di riferimento, una potenza P_1 è esprimibile in dBmW = dBm (dB relativi a 1 mW) come:

$$P_1 \text{ dBm} = 10 \log_{10} \frac{P_1}{1 \text{ mW}}$$

Regole analoghe a quelle per le tensioni e per le correnti valgono per i campi elettrico e magnetico, esprimibili a loro volta come dBmV/m oppure in dBmA/m, con relazioni medesime a quelle viste per campi elettrici e magnetici.

4.3 Antenne: potenziali ritardati

La radiazione elettromagnetica di un sistema può essere un fenomeno desiderato. Lo scopo è quello di avere il massimo della radiazione nella/e direzione/i desiderata/e mediante il disegno ottimale dell'antenna, che è l'unità di transizione fra la sorgente e le onde nello spazio. Le antenne possono essere utilizzate in modo specifico anche per la ricezione di campi elettromagnetici: per esempio per misurare le emissioni radiate da un sistema e per stabilirne la conformità con una norma. L'analisi delle antenne permette allora la comprensione della capacità dei sistemi di irradiare e la loro suscettibilità radiata [36].

Campi elettromagnetici variabili nel tempo possono essere studiati mediante funzioni note come funzioni potenziali. Viene introdotto dunque il potenziale vettore magnetico, $\vec{A}(P, t)$ che deve essere definito specificando il valore della sua divergenza con appropriate condizioni al contorno, e il potenziale scalare elettrico $V(P, t)$. Lo studio porta a definire le equazioni mediante dei potenziali ritardati, studiando il tutto considerando un ritardo. Si è in grado di definire le equazioni per il potenziale vettore magnetico e il potenziale scalare elettrico, considerando un ritardo, poiché si conoscono i loro valori in un punto P all'istante t . La condizione di Lorenz fornisce $\vec{V}(P)$ una volta che $\vec{A}(P)$ è stato calcolato. Si evince come una volta specificata la densità di corrente sia possibile calcolare il potenziale vettore magnetico da cui ricavare poi campo elettrico e magnetico.

4.3.1 Fondamenti di antenne: dipolo elettrico

Nota la distribuzione della corrente su una antenna, si può calcolare il campo elettromagnetico radiato, mediante il calcolo di un integrale che contiene tale distribuzione di corrente. La determinazione esatta della distribuzione di corrente è difficile, ma per molte antenne può essere formulata un'ipotesi ragionevole su tale distribuzione di corrente, oppure può essere ottenuta mediante misure. Il primo semplice esempio di antenna è il dipolo elettrico (dipolo hertziano) [27]. Assumendo nota a distribuzione della corrente, nel calcolo della configurazione di campo radiato nell'intorno di una antenna, si considera il caso semplice di antenna filiforme molto corta. Alcune antenne più complesse possono essere analizzate come somma di elementi più semplici. L'analisi è svolta in regime sinusoidale permanente: il fasore di corrente è I è assunto uniforme sull'antenna. L'elemento di corrente è nella direzione, posto nell'origine di un sistema di coordinate sferiche: la distanza radiale r , l'angolo polare θ , l'angolo azimutale ϕ .

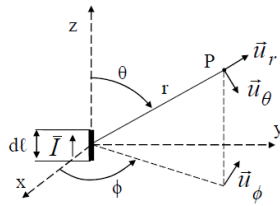


Figura 4.4 – Studio del dipolo elettrico

I campi sono calcolati fuori dell'antenna, in un mezzo che è lineare, omogeneo, isotropo, senza perdite e di estensione infinita. Se tale antenna filiforme molto corta di lunghezza dl costituisce tutto il sistema, l'equazione di continuità richiede di avere un accumulo di carica alle due estremità dell'antenna. Dalla equazione:

$$\nabla \cdot \vec{J} = -j\omega \bar{\rho}_{libera} \quad 4.19$$

si evince che cariche che variano in modo sinusoidale, di valore uguale in modulo e segno opposto, devono esistere alle estremità dell'elemento dl . Per l'analisi si può calcolare il potenziale vettore magnetico, introducendo una serie di semplificazioni, quali:

- la corrente è diretta lungo l'asse z ;
- si assume che $dl \ll \lambda$;
- dato che $\beta = 2\pi/\lambda$, si deve considerare il rapporto r/λ . β è una costante del mezzo fissato un valore della pulsazione angolare ω e si chiama costante di fase.

Si ottiene dunque che il potenziale vettore magnetico viene espresso come:

$$\vec{A}_z(P) \vec{u}_z = \frac{\mu \bar{I}}{4\pi r} e^{-j\beta r} dl \vec{u}_z \quad 4.20$$

L'equazione del potenziale vettore magnetico è un'onda che si espande a simmetria sferica con modulo che è proporzionale a $1/r$. Le superfici a fase costante sono sfere di raggio fisso r , aventi centro nella sorgente. La velocità di fase β viene espressa come:

$$\beta = \omega \sqrt{\mu \epsilon} = 2\pi \frac{f}{v} = \frac{2\pi}{\lambda} \quad 4.21$$

Pertanto le componenti in coordinate sferiche del potenziale vettore magnetico sono:

$$\vec{A}_r(P) = \frac{\mu \bar{I}}{4\pi r} e^{-j\beta r} dl \cos\theta; \vec{A}_\theta(P) = -\frac{\mu \bar{I}}{4\pi r} e^{-j\beta r} dl \sin\theta; \vec{A}_\phi(P) = 0 \quad 4.22$$

Ed il campo elettrico e magnetico possono essere calcolati mediante le relazioni:

$$\vec{E}(P) = -j\omega \vec{A}(P) - j \frac{1}{\omega \mu \epsilon} \text{grad}(\text{div} \vec{A}(P)); \vec{H}(P) = \frac{1}{\mu} \text{curl} \vec{A}(P) \quad 4.23$$

Campo elettrico e magnetico sono tra loro ortogonali e sono perpendicolari al versore radiale: hanno solo componenti trasversali alla direzione di propagazione, che è radiale. Il campo di radiazione elettromagnetica non ha completa simmetria sferica.

Dalle espressioni del campo elettrico e magnetico, si può calcolare il vettore di Poynting complesso. Il flusso uscente da una sfera di raggio r della parte reale del vettore di Poynting complesso è la potenza attiva che si diffonde nello spazio a partire dall'antenna. La potenza attiva radiata da un dipolo elettrico è indipendente dalla distanza (il mezzo è privo di perdite) ed è pari a:

$$P_{rad} = 80\pi^2 \left(\frac{dl}{\lambda}\right)^2 I^2 \quad 4.24$$

Dove I è il modulo del fasore di corrente (usando il valore efficace). Nella regione di campo vicino, oltre alla potenza attiva sopra indicata, c'è una potenza reattiva scambiata tra l'antenna e il mezzo della regione di campo vicino (flusso uscente della parte immaginaria del vettore di Poynting complesso su di una sfera di raggio r). Si nota solamente che ci sono una energia elettrica e un'energia magnetica immagazzinate nel mezzo immediatamente circostante l'antenna.

L'impedenza intrinseca del mezzo η viene definita come:

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \tag{4.25}$$

4.3.2 Fondamenti di antenne: dipolo magnetico e impedenza d'onda

Come secondo caso di antenna, si consideri una piccola spira di corrente che giace nel piano xy . L'analisi è svolta in regime sinusoidale permanente: il fasore di corrente è \bar{I} , uniforme lungo la spira. La corrente è diretta secondo $\bar{\mu}_\phi$. La spira ha raggio a che è molto minore di λ (lunghezza d'onda alla frequenza della corrente). La piccola spira di corrente è detta dipolo magnetico e si calcola la soluzione alla distanza $r \gg a$.

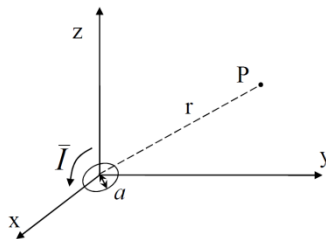


Figura 4.5 – Studio del dipolo magnetico

Si può ottenere una soluzione per dualità rispetto a quella ricavata per il dipolo elettrico. Le relazioni per il dipolo magnetico si ottengono da quelle del dipolo elettrico attraverso precisi scambi. E' interessante fare alcune osservazioni, in particolare, nella regione di campo lontano, si ha che:

- i campi decadono come $1/r$;
- i campi giacciono su un piano locale perpendicolare alla direzione radiale di propagazione;
- è possibile, previa la stesura di dovute ipotesi, scrivere l'equazione $\vec{H} = \frac{1}{\eta} (\vec{\mu}_r \times \vec{E})$,

con $\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}}$;

Il dipolo magnetico crea un campo di induzione magnetica $\mathbf{B}(t)$. Il flusso dipende dal tempo e quindi, per la legge di Faraday-Henry, induce a sua volta un campo elettrico \mathbf{E} ortogonale a \mathbf{B} e ortogonale alla direzione di propagazione dell'onda (direzione radiale rispetto al dipolo).

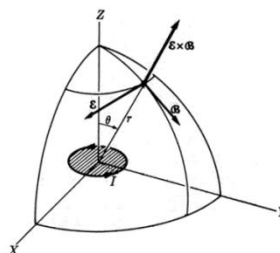


Figura 4.6 - Direzione del flusso di energia per un dipolo magnetico

Il flusso di energia dipende dall'angolo θ e sarà massimo per $\theta = \pi/2$, sarà uguale a zero per $\theta = 0$.

4.3.3 Impedenza d'onda

Sono state considerate due tipi di sorgenti: il dipolo elettrico e il dipolo magnetico. Nella regione di campo lontano, per entrambi vale la relazione:

$$\vec{H} \approx \frac{1}{\eta} (\vec{\mu}_r \times \vec{E}) \quad 4.26$$

e l'impedenza caratteristica del vuoto è:

$$\eta = \eta_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} = 120\pi \Omega \quad 4.27$$

Per i due tipi di sorgenti, si è ottenuto nella regione di campo lontano (si prende il vuoto come mezzo) che:

- per il dipolo elettrico: $\eta_0 \cong \frac{\bar{E}_\theta}{\bar{H}_\phi}$;
- per il dipolo magnetico: $-\eta_0 \cong \frac{\bar{E}_\phi}{\bar{H}_\theta}$.

Questi rapporti di fasori, calcolati non solo nella regione di campo lontano, ma ovunque, sono indicati come impedenza d'onda \dot{Z}_w . Si introducono pertanto l'impedenza d'onda per il dipolo elettrico e magnetico:

$$\dot{Z}_{we} = \frac{\bar{E}_\theta}{\bar{H}_\phi} \quad 4.28$$

$$\dot{Z}_{wm} = \frac{\bar{E}_\phi}{\bar{H}_\theta} \quad 4.29$$

Il concetto di impedenza d'onda è utile per "trasferire" i risultati ottenuti in merito all'efficienza di schermatura per sorgenti in campo lontano al caso di sorgenti in campo vicino. E' possibile riscrivere le equazioni precedenti come:

$$|\dot{Z}_w|_e \cong \eta_0 \frac{1}{\beta r} \quad 4.30$$

L'impedenza d'onda per il dipolo elettrico nella regione di campo vicino ha modulo maggiore di η_0 , pertanto il dipolo elettrico è una sorgente ad alta impedenza. Per quanto riguarda il dipolo magnetico:

$$|\dot{Z}_w|_m \cong \eta_0 \beta r \quad 4.31$$

l'impedenza d'onda per il dipolo magnetico nella regione di campo vicino ha modulo minore di η_0 , pertanto il dipolo magnetico è una sorgente a bassa impedenza.

4.3.4 Antenna a dipolo lunga mezza lunghezza d'onda

L'antenna a dipolo di lunghezza $\lambda/2$ rappresenta un semplice caso di antenna pratica. E' alimentata al centro e la corrente lungo l'antenna è approssimata mediante la distribuzione presente su una linea di trasmissione senza perdite, aperta, e con corrente nulla all'estremità. Ciascuna parte dell'antenna è lunga un quarto di lunghezza d'onda, quindi in totale risulta lunga $\lambda/2$. L'analisi viene realizzata in regime sinusoidale permanente.

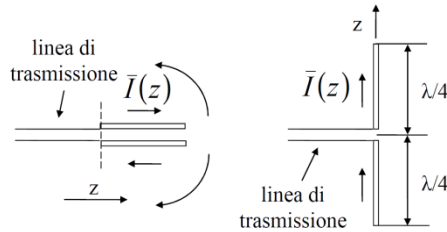


Figura 4.7 - Antenna a dipolo

Si può calcolare la distribuzione di corrente su una linea di trasmissione senza perdite aperta all'estremità e lunga un quarto di lunghezza d'onda, con corrente nulla all'estremità. Una volta che è data la distribuzione di corrente lungo l'antenna, si possono calcolare i campi e la potenza radiata, sovrapponendo gli effetti dovuti a ciascun elemento di corrente dell'antenna, come già indicato. La potenza radiata risulta pari a:

$$P_{rad} \cong 73 \cdot I^2 \tag{4.32}$$

dove I è il modulo del fasore di corrente (valore efficace) al centro dell'antenna. Per calcolare il valore di impedenza d'antenna si consideri un'antenna filiforme rettilinea. L'antenna è un carico la cui impedenza è:

$$\dot{Z}_a = R + jX \tag{4.33}$$

La parte reale dell'impedenza d'antenna è dovuta alla potenza radiata e alla potenza dissipata per perdite ohmiche, dovute alla resistenza ohmica dell'antenna. Le perdite ohmiche dell'antenna non sono considerate. La resistenza dovuta alla potenza radiata è $\approx 73\Omega$ per l'antenna a dipolo lunga mezza lunghezza d'onda.

E' difficile effettuare un'accurata valutazione della parte immaginaria dell'impedenza d'onda, perché richiede un'accurata valutazione della distribuzione di corrente e dei campi nella regione di campo vicino. Per un'antenna a dipolo a fili cilindrici si osserva sperimentalmente che per una lunghezza totale $l \approx 0.48\lambda$, $X = 0$.

Per un'antenna a dipolo a fili cilindrici, con una lunghezza totale $l < 0.48\lambda$, la parte immaginaria dell'impedenza d'antenna è una reattanza capacitiva. Pertanto, un dipolo lungo mezza lunghezza d'onda ha impedenza d'antenna:

$$\dot{Z}_a \approx R$$

Per quanto riguarda l'antenna in ricezione, quando una radiazione elettromagnetica arriva su un'antenna, si ha un segnale di tensione sulla porta di uscita. In molte situazioni, per reciprocità, le proprietà di un'antenna in ricezione sono strettamente correlate alle corrispondenti proprietà dell'antenna in trasmissione. In particolare, l'impedenza d'ingresso di un'antenna in trasmissione è l'impedenza interna del generatore equivalente che rappresenta il sistema in ricezione.

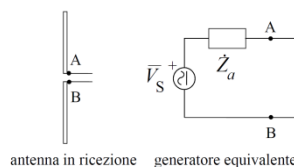


Figura 4.8 – Circuito equivalente del sistema antenna in ricezione

In particolare, se l'antenna in ricezione è connessa ad un carico, è noto che la condizione di massimo trasferimento di potenza attiva al carico è quella in cui il carico è il complesso coniugato dell'impedenza d'antenna:

$$\dot{Z}_L \approx \dot{Z}_a^*$$

Per il dipolo elettrico si è visto che il campo elettrico nella regione di campo lontano è diretto lungo θ . In generale, sono differenti le misure effettuate con l'antenna in ricezione disposta in verticale o in orizzontale.

4.3.5 Considerazioni sulle antenne biconiche

Il dipolo lungo mezza lunghezza d'onda non è un'antenna attraente per un uso rapido ed efficace nella misura di emissioni radiate per frequenze comprese fra 30MHz e 1 GHz. Infatti la sua lunghezza deve essere aggiustata continuamente in modo da essere pari a $\lambda/2$ per ogni frequenza di misura. In particolare, a 30 MHz, la lunghezza d'onda nel vuoto è 10m e quindi la lunghezza dell'antenna deve essere di 5m. Pertanto a 30MHz con l'antenna nella direzione verticale non può essere effettuata una completa scansione in altezza del centro dell'antenna da 1m a 4m. Un modo più pratico di effettuare le misure è quello di utilizzare antenne per misure a banda larga, quali ad esempio l'antenna biconica. Un'antenna a larga banda è un'antenna con caratteristiche sufficientemente indipendenti dalla frequenza (entro la banda in cui ne è previsto l'impiego). L'antenna biconica è tipicamente utilizzata per frequenze nell'intervallo 30 – 200 MHz. Un'antenna biconica infinita è un modello che può essere studiato solo analiticamente. E' costituita da due coni di apertura θ , con una piccola separazione nel punto di alimentazione. Questa antenna ideale ha una impedenza d'antenna che è puramente resistiva, è una funzione di θ e non varia con la frequenza. Può essere realizzata mediante coni troncati oppure mediante fili che approssimano le superfici dei coniche. Le antenne pratiche hanno un comportamento che dipende dalla frequenza.



Figura 4.9 - Esempi di antenne biconiche

Una variante dell'antenna biconica è l'antenna a farfalla, formata da due parti piane di forma triangolare che possono essere o lamine piane metalliche o, per ciascun triangolo, un filo metallico che delimita il contorno del triangolo. L'utilizzo di fili in sostituzione delle lamine triangolari riduce l'ampiezza di banda rispetto ai modelli realizzati a triangoli metallici.

4.4 Schermatura

Uno schermo è tipicamente una barriera metallica ai campi elettromagnetici radiati, utilizzata per ridurre le emissioni di un dispositivo o circuito elettrico, è può essere utilizzato anche per aumentare l'immunità (o ridurre la suscettività) delle apparecchiature o dei circuiti. In caso di radiazioni non ionizzanti è sufficiente procedere alla schermatura mediante materiali ferromagnetici, ferro dolce, insieme al classico schermo in rame [34]. Nel caso di radiazioni ionizzanti, queste devono essere abbattute mediante opportune schermature in piombo. Un'efficienza di schermatura di 100dB significa che il campo incidente viene ridotto di un fattore 100 000. Un campo elettromagnetico con ampiezza variabile nel tempo induce in uno schermo correnti parassite che contribuiscono ad aumentare l'efficienza di schermatura in quanto creano un campo magnetico che si oppone a quello inducente. Parametri importanti nel fenomeno di schermatura sono la frequenza del campo elettromagnetico, lo spessore, la conducibilità e la permeabilità dello schermo.

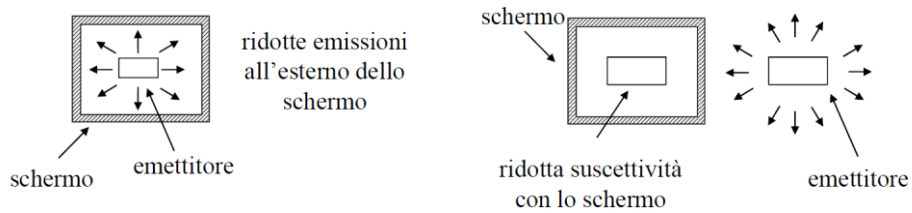


Figura 4.10 - Esempi di schermatura

Per valutare attentamente l'efficienza di schermatura, per semplicità, si consideri il caso di onda piana uniforme avente incidenza normale su una superficie di separazione fra due materiali. Quando si considera un'onda piana uniforme nel mezzo 1, incidente sulla superficie di separazione tra il mezzo 1 e il mezzo 2, si introducono nell'analisi un'onda piana uniforme nel mezzo 1 e un'onda piana uniforme trasmessa nel mezzo 2. Si prendano poi tutte le onde piane uniformi con polarizzazione lineare, cioè tali che il campo elettrico mantenga costante la sua direzione, quando l'onda avanza nella direzione di propagazione. Si prendano inoltre tutte le onde piane uniformi con l'asse z (verso positivo o negativo) come direzione di propagazione e si assuma che il campo elettrico sia diretto lungo l'asse x . Per il calcolo dell'efficienza di schermatura si consideri uno schermo piano conduttore di spessore d , conduttività σ e permeabilità μ .

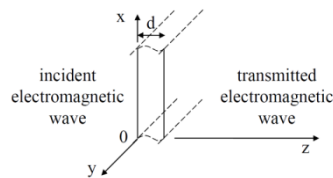


Figura 4.11 – Sezione dello schermo elettromagnetico con i parametri caratteristici

Le condizioni al contorno sono poste a $z = 0$ e a $z = d$. A sinistra e a destra dello schermo si assume un mezzo senza perdite (aria) e si consideri un'onda elettromagnetica incidente in $z = 0$, dal lato sinistro in figura 4.11. In regime sinusoidale permanente, l'efficienza di schermatura è definita come:

$$SE_{dB} = 20 \log_{10} \left| \frac{\bar{E}_i}{\bar{E}_t} \right| \quad 4.34$$

Con lo schermo si ha una riduzione del modulo del fasore del campo elettrico. L'efficienza di schermatura è un numero positivo. Analogamente, utilizzando il campo magnetico, in regime sinusoidale permanente si può definire l'efficienza di schermatura come:

$$SE_{dB} = 20 \log_{10} \left| \frac{\bar{H}_i}{\bar{H}_t} \right| \quad 4.35$$

Le due definizioni sono identiche se il campo incidente è un'onda piana uniforme e il mezzo a sinistra dello schermo è uguale al mezzo a destra dello schermo, poiché i campi elettrico e magnetico sono legati tra loro dalla impedenza intrinseca del mezzo. Di solito, comunque, l'efficienza di schermatura è espressa in termini di campo elettrico.

4.4.1 Analisi con onde piane uniformi

Nel caso in esame, un'onda piana uniforme incide sulla superficie di separazione tra il mezzo 1 e il mezzo 2 dando luogo ad un'onda riflessa e un'onda trasmessa. L'onda trasmessa si propaga nel mezzo 2, modificandosi.

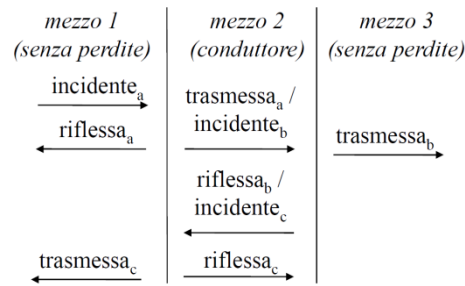


Figura 4.12 – Comportamento dell’onda EM in procinto dello schermo

In $z = d$, l’onda incide sulla superficie di separazione tra il mezzo 2 e il mezzo 3 dando luogo ad un’onda riflessa e un’onda trasmessa. L’onda riflessa si propaga nel mezzo 2, modificandosi. In $z = 0$, l’onda incide sulla superficie di separazione tra il mezzo 2 e il mezzo 1 e pure in questo caso si hanno un’onda riflessa e un’onda trasmessa, e così via. Il processo continua in questo modo, pertanto si hanno riflessioni e trasmissioni multiple.

Continuando l’analisi con onde piane uniformi, si vuole definire l’efficienza della schermatura come somma di tre componenti elementari, cosa possibile rifacendosi alla figura 4.13:

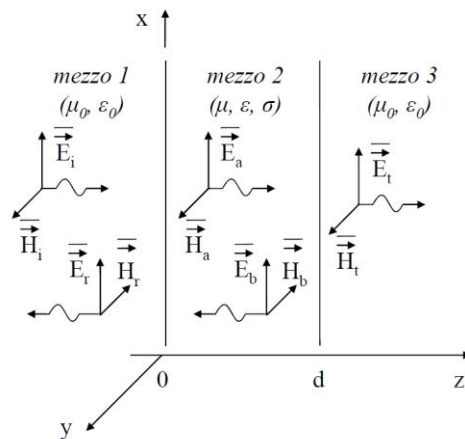


Figura 4.13 - Attraversamento dello schermo da parte della radiazione incidente

Nei materiali 1 e 2 sono presenti un’onda progressiva e un’onda regressiva mentre nel mezzo 3 si trova solo l’onda progressiva [35]. Partendo dalle relazioni tra il campo elettrico e il campo magnetico nei tre materiali, semplificandole in maniera opportuna, si può ricavare l’espressione che esprime l’efficienza della schermatura. Pertanto si ha:

$$SE_{dB} = 20 \log_{10} \left| \frac{\vec{E}_t}{\vec{E}_i} \right| = 20 \log_{10} e^{\frac{d}{\delta}} + 20 \log_{10} \left| \frac{(\eta_0 + \hat{\eta})^2}{4\hat{\eta}\eta_0} \right| + 20 \log_{10} \left| 1 - \frac{(\eta_0 - \hat{\eta})^2}{(\eta_0 + \hat{\eta})^2} e^{-2\gamma d} \right| = A_{dB} + R_{dB} + M_{dB} \tag{4.36}$$

con $\gamma = \alpha + j\beta = (1 + j) \frac{1}{\delta}$ è la costante di propagazione (in uno schermo conduttore) con α costante di attenuazione. Nell’espressione compare d che è lo spessore dello schermo, δ è lo spessore di penetrazione, η_0 è l’impedenza intrinseca del vuoto ($\sqrt{\mu_0/\epsilon_0}$), $\hat{\eta} = \sqrt{\mu/\epsilon} = \sqrt{j\omega\mu/\sigma + j\omega\epsilon}$ impedenza intrinseca del mezzo, caratterizzata da valore complesso ed è in funzione di ω . La profondità di penetrazione δ indica la distanza che l’onda rifratta dalla prima faccia dello schermo percorre subendo un’attenuazione di ampiezza uguale a $1/e = 0.37$. Il rame è caratterizzato da δ piccolo ad alta frequenza, dunque elevata attenuazione, mentre a bassa frequenza è preferibile l’acciaio. Ad 1MHz, $\delta = 0.008\text{cm}$ per il rame, mentre a 10MHz, $\delta = 0.002$. Si è ottenuto che l’efficienza di schermatura è la somma di tre termini che sono indicati come: perdita per assorbimento (A_{dB}), perdita per riflessione (R_{dB}) e perdita per riflessioni multiple (M_{dB}).

4.4.1.1 Perdita per assorbimento, riflessione, riflessioni multiple

In un buon conduttore, in regime sinusoidale permanente, per un'onda piana uniforme, il termine esponenziale $e^{-z/\delta}$ fornisce la riduzione del modulo del fasore del campo elettrico per z crescenti (quando la propagazione dell'onda è nella direzione z), mentre il termine $e^{z/\delta}$ fornisce la riduzione per z decrescenti (quando la propagazione dell'onda è nella direzione $-z$) [33]. In entrambi i casi, considerando l'effetto per una propagazione su una lunghezza pari allo spessore d dello schermo, si ottiene una riduzione di $e^{d/\delta}$. Pertanto l'effetto della propagazione in un buon conduttore per una lunghezza pari allo spessore d , fornisce un contributo in dB nell'efficienza di schermatura pari a:

$$A_{dB} = 20 \log_{10} e^{\frac{d}{\delta}} \cong 8.7 \frac{d}{\delta} = 8.7d \sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad 4.37$$

La perdita per assorbimento è in funzione dello spessore d e del prodotto $\mu\sigma$. La perdita per assorbimento aumenta molto rapidamente all'aumentare della frequenza su scala logaritmica. Le perdite per assorbimento sono dovute essenzialmente all'effetto pelle: un campo elettromagnetico che si propaga attraverso un conduttore è attenuato a causa della dissipazione dovuta alle proprietà resistive del metallo. Questo effetto fa sì che il campo si atteni in maniera esponenziale. La profondità di penetrazione del campo per effetto pelle viene definita come:

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\pi f \sigma \mu}} \quad 4.38$$

Quando lo schermo è costituito da un buon materiale conduttore, la costante di attenuazione (α) è legata alla profondità di penetrazione del materiale (δ). Se alla frequenza dell'onda incidente lo spessore della barriera d risulta molto più grande della profondità di penetrazione, allora l'onda trasmessa attraverso la prima interfaccia raggiunge l'interfaccia di destra molto attenuata e le continue e ripetute riflessioni sulle superfici interne della barriera sono di poca importanza. Queste riflessioni e trasmissioni multiple possono perciò in genere essere trascurate nel caso in cui lo spessore dello schermo sia molto maggiore della profondità di penetrazione ed è sufficiente considerare soltanto la riflessione e la trasmissione iniziali sulle interfacce di sinistra e di destra della barriera. La profondità di penetrazione dipende da alcuni parametri, come la frequenza e il prodotto $\mu\sigma$ entrambi al denominatore. All'aumentare della frequenza il termine di perdita per assorbimento cresce molto. Dunque si può concludere affermando che il fenomeno delle perdite per assorbimento è sfruttabile soprattutto per disturbi ad alta frequenza, per i quali è sufficiente uno schermo di spessore molto ridotto. La scelta deve ricadere su materiali con alto prodotto $\mu\sigma$ ed ad esempio tra rame e ferro, è preferibile il ferro. Il rame ha conducibilità 10 volte quella del ferro, il ferro ha permeabilità 10 volte il rame. Il ferro è preferibile, consente le stesse performance con meno spessore. Si è ottenuto inoltre il termine che, nell'efficienza di schermatura, è la perdita per riflessione R_{dB} :

$$R_{dB} = 20 \log_{10} \left| \frac{(\eta_0 + \eta)^2}{4\eta\eta_0} \right| \approx 20 \log_{10} \left| \frac{\eta_0}{4\eta} \right| \approx 20 \log_{10} \left(\frac{\eta_0}{4} \sqrt{\frac{\sigma}{\omega\mu}} \right) \quad 4.39$$

ossia

$$R_{dB} = 20 \log_{10} \frac{\eta_0}{4\sqrt{2\pi}} + 10 \log_{10} \frac{\sigma}{\mu} - 10 \log_{10} f \cong 31.5 + 10 \log_{10} \frac{\sigma}{\mu} - 10 \log_{10} f \quad 4.40$$

La perdita per riflessione è funzione del rapporto σ/μ e varia con la frequenza di -10dB/decade. Quando l'onda elettromagnetica incontra lo schermo metallico, si ha il salto di impedenza. Si produce un'onda riflessa e una trasmessa, la cui entità dipende dal coefficiente di riflessione. In questa analisi è necessario distinguere le due situazioni in caso di campo lontano o vicino (regioni).

Il fenomeno delle riflessioni multiple può essere trascurato per schermi spessi ($d \gg \delta$). Minore è l'impedenza dello schermo, maggiore è la perdita per riflessione. L'impedenza dello schermo può essere minimizzata usando materiali con elevata conducibilità e bassa permeabilità. Per uno schermo di rame con spessore ad esempio $d = 1.3\text{mm}$ è possibile osservare come la perdita per riflessione diminuisca all'aumentare della frequenza in quanto aumenta l'impedenza dello schermo. La perdita per assorbimento aumenta con la frequenza in conseguenza della riduzione della profondità di

penetrazione. A bassa frequenza prevale la perdita per riflessione, mentre ad alta frequenza prevale la perdita per assorbimento.

In regione di campo lontano l'efficienza sarà la stessa indipendentemente dal tipo di sorgente, del disturbo, viceversa in zona di campo vicino i valori di efficienza risultano profondamente diversi.

4.4.1.2 Sorgenti in campo vicino

L'analisi precedente si basa sull'ipotesi di onde piane uniformi. Questa ipotesi è adatta all'analisi quando si lavora nella regione di campo lontano (sorgenti in campo lontano), cioè con sorgenti poste ad una distanza dallo schermo maggiore di 3λ o $2D^2/\lambda$ (con D distanza sorgenti-schermo). Ci sono però molte applicazioni dove l'analisi è effettuata nella regione di campo vicino (sorgenti in campo vicino). In questo caso è necessario calcolare le impedenze d'onda caratteristiche e i coefficienti di trasmissione e ricezione. L'efficienza dello schermo dipende dalla sorgente: se questa è di tipo elettrico allora l'impedenza cresce al ridursi della distanza e di conseguenza la schermatura migliora ulteriormente. Viceversa, se la sorgente è di tipo magnetico, l'impedenza tende ad annullarsi riducendo sensibilmente il salto fra i due materiali e quindi l'efficienza dello schermo. In campo vicino per il dipolo elettrico il campo elettrico è proporzionale a $1/r^3$, mentre il campo magnetico è proporzionale a $1/r^2$. Inoltre, nel campo vicino di un dipolo elettrico, l'impedenza d'onda è più grande dell'impedenza intrinseca del mezzo. Quindi il dipolo elettrico viene indicato come sorgente ad alta impedenza. Il dipolo magnetico elementare ad una spira è il duale del dipolo elettrico elementare, nel senso che è sufficiente scambiare tra loro i termini dei campi elettrico e magnetico per ottenere il risultato corrispondente. In campo vicino il campo magnetico è proporzionale a $1/r^3$ mentre il campo elettrico è proporzionale a $1/r^2$. Inoltre per il campo vicino di un dipolo magnetico l'impedenza d'onda è più piccola dell'impedenza intrinseca del mezzo. Quindi il dipolo magnetico viene indicato come sorgente a bassa impedenza. La distinzione tra sorgenti elettriche e magnetiche rende possibile la traslazione della maggior parte dei dati ottenuti con sorgenti in campo lontano al caso di sorgenti in campo vicino.

Si può ottenere una soluzione approssimata dell'efficienza di schermatura in questo caso utilizzando la relazione ottenuta con l'ipotesi di onde piane uniformi e sostituendo η_0 con l'impedenza d'onda Z_w . Si ottiene dunque:

$$SE_{dB} = A_{dB} + R_{dB} + M_{dB} \quad 4.41$$

con le singole espressioni:

$$A_{dB} = 20 \log_{10} e^{\frac{d}{\delta}} \cong 8.7 \frac{d}{\delta} \quad 4.42$$

$$R_{dB} = 20 \log_{10} \left| \frac{(Z_w + \hat{\eta})^2}{4Z_w \hat{\eta}} \right| \quad 4.43$$

$$M_{dB} = 20 \log_{10} \left| 1 - \frac{(Z_w - \hat{\eta})^2}{(Z_w + \hat{\eta})^2} e^{-2\gamma d} \right| \quad 4.44$$

Le perdite per assorbimento sono in funzione delle caratteristiche dello schermo e della frequenza e quindi restano invariate, non vengono influenzate dal tipo di sorgente. Cambiano invece la perdita per riflessione e la perdita per riflessioni multiple. Il coefficiente di riflessione e il coefficiente per riflessioni multiple, che dipendono dalle impedenze caratteristiche dell'onda incidente e dello schermo, sono diversi per i due tipi di sorgente. Analizzando la perdita per riflessione e facendo l'ipotesi che $|Z_w| \gg |\hat{\eta}|$ si ha:

$$R_{dB} \approx 20 \log_{10} \left| \frac{Z_w}{4\hat{\eta}} \right| \quad 4.45$$

Sono stati identificati due tipi di sorgenti:

- sorgente di campo elettrico, con modulo dell'impedenza d'onda: $|\dot{Z}_w|_e \cong \eta_0/\beta r$;
- sorgente di campo magnetico, con modulo dell'impedenza d'onda: $|\dot{Z}_w|_m \cong \eta_0\beta r$.

Nel caso di campo vicino dunque ottengo le perdite per riflessione così espresse:

- Per la sorgente di campo elettrico si ha:

$$R_{dB} \approx 20 \log_{10} \frac{\eta_0}{4\eta} + 154 - 20 \log_{10}(rf) \quad 4.46$$

- Per la sorgente di campo magnetico si ha:

$$R_{dB} \approx 20 \log_{10} \frac{\eta_0}{4\eta} - 154 + 20 \log_{10}(rf) \quad 4.47$$

dove il termine $20 \log_{10}(rf)$ è in funzione della frequenza e della distanza fra la sorgente e lo schermo. La perdita di riflessione cala all'aumentare della frequenza per schermi di spessore 1mm. La perdita di riflessione per il caso con sorgenti di campo magnetico cresce con la frequenza in quanto aumenta l'impedenza Z_{WH} , mentre la perdita di riflessione per le sorgenti di campo elettrico decresce con f poiché diminuisce Z_{WE} . L'efficienza dello schermo migliora se questo viene realizzato mediante materiali con maggiore conducibilità. L'impedenza del metallo cresce all'aumentare della frequenza, di conseguenza, l'efficienza di schermatura, dovuta alle perdite per riflessione, diminuirà alle alte frequenze (al contrario delle perdite per assorbimento). L'efficienza totale di schermatura per i campi elettrici si ottiene sommando i coefficienti di attenuazione per riflessione e per assorbimento, alle varie frequenze. Poiché le perdite per assorbimento dipendono dallo spessore dello schermo il diagramma dell'efficienza presenterà un valore minimo ad una certa frequenza che varierà con lo spessore dello schermo stesso. Chiaramente per schermi molto piccoli il principale meccanismo di accoppiamento fino a frequenze molto alte (100MHz) sarà la perdita per riflessione, mentre per schermi spessi l'assorbimento ha un peso più rilevante. In ogni caso si può verificare che l'efficienza di uno schermo rispetto ai campi elettrici non scende mai sotto i 100dB. Per quanto riguarda la perdita per riflessioni multiple, si utilizza la stessa ipotesi fatta per la perdita per riflessione. Si ha dunque:

$$M_{dB} = 20 \log_{10} \left| 1 - \frac{(\dot{Z}_w - \eta)^2}{(\dot{Z}_w + \eta)^2} e^{-2\gamma d} \right| \approx 20 \log_{10} |1 - e^{-2\gamma d}| \quad 4.48$$

In bassa frequenza, la perdita per riflessioni multiple riduce l'efficienza di schermatura per uno schermo sottile ($d \ll \delta$), mentre è trascurabile per uno schermo spesso ($d \gg \delta$).

Per quanto riguarda la schermatura per i campi magnetici, il ragionamento è analogo a quello fatto per i campi elettrici. All'interno del conduttore è presente un forte campo magnetico, a differenza di quello elettrico che veniva in massima parte riflesso. Si ha un effetto trasformatore della lastra metallica e di conseguenza non è più trascurabile il fenomeno delle riflessioni multiple all'interno del metallo. Volendo concludere la trattazione teorica sulla schermatura, possiamo affermare che:

Con sorgenti in campo lontano (onde piane uniformi):

- la perdita per riflessione è il meccanismo principale di schermatura alle basse frequenze;
- la perdita per assorbimento è il meccanismo principale di schermatura alle alte frequenze.

Con sorgenti in campo vicino – sorgenti di campo elettrico:

- la perdita per riflessione è il meccanismo principale di schermatura alle basse frequenze;
- la perdita per assorbimento è il meccanismo principale di schermatura alle alte frequenze.

Con sorgenti in campo vicino – sorgenti di campo magnetico:

- la perdita per riflessione e la perdita per assorbimento sono entrambi molto piccole alle basse frequenze;
- la perdita per assorbimento è il meccanismo principale di schermatura alle alte frequenze.

Si è visto che l'efficienza di schermatura dipende da molti parametri: frequenza, spessore, distanza tra schermo e sorgente, ecc. Gli schermi sono di estensione limitata e in generale si possono considerare sia configurazioni aperte, sia configurazioni chiuse. Al riguardo, si consideri un contenitore in materiale ferromagnetico, dove è noto dalla magnetostatica che, per la sua elevata permeabilità, esso costituisce un percorso a bassa riluttanza; il campo magnetico tenderà a seguire il percorso a bassa riluttanza, ottenendo in questo modo un campo ridotto nella regione interna allo schermo. Con i materiali ferromagnetici si ha in generale una perdita per assorbimento maggiore rispetto ai conduttori non-ferromagnetici; la permeabilità varia con la frequenza ed inoltre dipende dal valore del campo magnetico, richiedendo dunque di evitare la saturazione.

Le aperture su uno schermo possono ridurre anche in modo significativo l'efficienza dello schermo. In generale, il degrado dell'efficienza di schermatura dipende principalmente dalla dimensione lineare maggiore dell'apertura, con riferimento alla sua dimensione elettrica. Le regole pratiche per le schermature sono:

- a parità di area complessiva, le aperture circolari o quadrate sono migliori delle aperture rettangolari;
- a parità di area complessiva, è meglio avere molte piccole aperture piuttosto che poche aperture grandi;
- sono spesso usate giunzioni metalliche per la chiusura di fessure;
- per il flusso d'aria, o per inserire nello schermo linee elettriche o di servizio, in generale sono migliori le guide d'onda costituite da tubi metallici che attraversano dei fori.

Concludendo, per procedere alla schermatura si può cercare di massimizzare le perdite per assorbimento e tentare di deviare le linee di flusso inserendo materiali a bassa riluttanza. La permeabilità tende a scendere all'aumentare dello spessore delle lastre e realizzare uno schermo molto spesso non sempre porta ai risultati sperati.

4.5 Guide d'onda

Per garantire elevate efficienze di schermatura è meglio evitare fessure di lunghezza pari a $\lambda/2$, poiché risuonano diventando di fatto antenne. E' bene avere fessure con larghezza e lunghezza simili (o circolari) ed allinearle con le linee di corrente che scorrono lungo lo schermo. Per eventuali finestre in rete, la struttura interna viene realizzata mediante due reticelle di ottone avvolte in senso opposto, saldate per minimizzare la resistenza di contatto. Queste maglie devono essere fitte per rendere le fessure tra le trame di dimensioni minori di $\lambda/2$. Per permettere l'ingresso dei servizi si possono usare le guide d'onda: sono rettangolari o circolari e permettono la propagazione solo per precise configurazioni di campo (chiamate modi), ognuna delle quali ha una propria frequenza di taglio, sotto la quale la propagazione di un determinato modo non è possibile. Sia per guide rettangolari, sia per le circolari, esiste un modo con la frequenza di taglio minima (TE_{10} per la guida rettangolare, TE_{11} per la circolare); sotto questa frequenza non si propaga nessun tipo di onda elettromagnetica, ma tutti i modi avranno, nelle vicinanze della bocca della guida, un decadimento esponenziale. Poiché la frequenza di taglio dei modi dipende dalle dimensioni geometriche dell'apertura della guida, questa si può realizzare in modo tale da far risultare i campi irradiati attraverso di essa sotto taglio; dopo di che si può applicare all'apertura una guida d'onda, rettangolare o circolare, di una certa lunghezza, in modo che il segnale irradiato si attenui. Sotto la frequenza di taglio l'efficienza di schermatura è indipendente dalla frequenza del campo irradiato, mentre l'entità dell'attenuazione dipende dal rapporto t/l , evidenziati in figura 4.14.

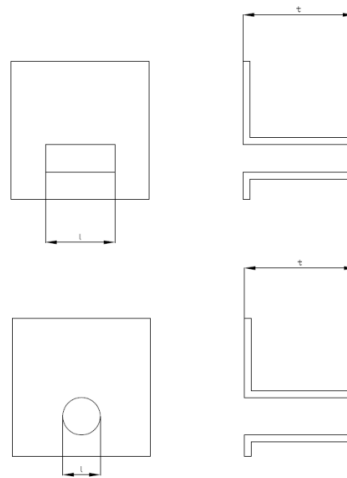


Figura 4.14 - Esempi di guide d'onda

In generale più è lunga la guida rispetto alla grandezza dell'apertura, tanto maggiore sarà l'attenuazione; ad esempio, per una guida rettangolare, un rapporto $t/l=3$ comporta oltre 80dB di efficienza di schermatura. Per valutare l'entità esatta dell'attenuazione sono utili alcune formule derivate dalla teoria delle guide. Nel caso di una guida rettangolare è possibile esprimere l'attenuazione come:

$$S = 27.3 \left(\frac{t}{l} \right) \quad 4.49$$

Per la guida circolare si può scrivere:

$$S = 32 \left(\frac{t}{l} \right) \quad 4.50$$

Si può osservare che, a parità di dimensioni, le guide a sezione circolare offrono migliore efficienza. Per il calcolo della frequenza di taglio, e quindi delle dimensioni delle aperture da applicare si usano le seguenti formule per le guide rettangolari:

$$f_c = \frac{15}{l(cm)} [GHZ] \quad 4.51$$

Mentre per le guide circolari:

$$f_c = \frac{17.6}{l(cm)} [GHZ] \quad 4.52$$

Per il collegamento a terra dello schermo, le masse interne e quelle esterne devono essere separate. Le correnti interne ed esterne allo schermo devono restare sui rispettivi lati della lastra. Verrà realizzata dunque una terra interna alla struttura, mentre esternamente è presente un solo collettore di terra per lo schermo. Schermi fluttuanti risultano pericolosi per le persone oltre ad essere poco efficienti e vincoli di disturbo.

4.6 Principio di Babinet

Il principio di Babinet risulta utile per descrivere eventuali errori di misura. Generalmente si procede a verificare gli schermi mediante diverse tipologie di antenne, orientandole sia orizzontalmente che verticalmente. L'omissione di una delle due orientazioni fa sì che risulti impossibile scovare eventuali

fessure createsi sullo schermo. E' bene dunque procedere alla verifica nel rispetto della norma. Per il principio di Babinet, una fessura si comporta come un'antenna che ha dimensioni pari alla fessura. Pertanto se la fessura è rettilinea verticale, emette come un dipolo elettrico rettilineo verticale. Se le misure vengono fatte sul piano equatoriale, il campo elettrico emesso, in regione di campo lontano, è in prima approssimazione verticale e quindi non lo si misura con misure di componente orizzontale. In merito alla lunghezza, a 100 MHz, $\lambda = 3\text{m}$. L'antenna (fessura) deve essere lunga dunque $\lambda/2$. Tuttavia si hanno effetti significativi di tali antenne anche per frazioni di mezza lunghezza d'onda.

I campi interni o quelli esterni allo schermo si possono irradiare attraverso questa apertura riducendo l'efficienza di schermatura. Per illustrare il principio di Babinet si consideri una fessura aperta in uno schermo perfettamente conduttore. Due punti opposti della fessura posti centralmente sono collegati a una linea di trasmissione che trasporta un segnale di eccitazione. I campi lontani che vengono irradiati da questa "antenna a fessura" sono indicati con E_{θ_s} , E_{ϕ_s} , H_{θ_s} e H_{ϕ_s} . Si consideri ora la struttura complementare ottenuta sostituendo lo schermo con l'aria e la fessura con un conduttore perfetto di forma identica alla fessura. Questa antenna viene nuovamente alimentata da una linea di trasmissione collegata alle due metà. I campi lontani irradiati da questa struttura complementare sono indicati con E_{θ_c} , E_{ϕ_c} , H_{θ_c} e H_{ϕ_c} . Il principio di Babinet stabilisce che i campi lontani irradiati dallo schermo con la fessura e quelli irradiati dalla struttura complementare sono legati dalle seguenti espressioni:

$$E_{\theta_s} = H_{\theta_c}$$

$$E_{\phi_s} = H_{\phi_c}$$

$$H_{\theta_s} = -\frac{E_{\theta_c}}{\eta_0^2}$$

$$H_{\phi_s} = -\frac{E_{\phi_c}}{\eta_0^2}$$

Questo dimostra che le aperture possono irradiare praticamente come antenne i cui elementi radianti abbiano le stesse dimensioni delle aperture. Con il principio di Babinet è possibile osservare dunque il comportamento di una fessura in un piano, che si comporta come un dipolo della stessa lunghezza e larghezza della fessura, con i campi elettrici e magnetici emessi semplicemente ruotati di 90° . Ne consegue quindi, che una fessura orizzontale si comporta come un dipolo verticale e viceversa. E' noto che un dipolo diventa una antenna efficace quando la sua lunghezza è pari a mezza lunghezza d'onda. Ne consegue che una fessura ha efficienza di schermatura nulla quando ha una lunghezza pari a mezza lunghezza d'onda. Si può osservare la cosa anche in maniera quantitativa. Nei paragrafi precedenti era stata calcolata la perdita per riflessione, espressa ora con in seguenti termini:

$$R = 20 \log \log_{10} \left| \frac{(1+X)^2}{4X} \right| \quad 4.53$$

Dove

$$X = \frac{Z_w}{Z_m} \quad 4.54$$

La teoria delle antenne a fessura stabilisce che:

$$Z_{\text{fessura}} Z_{\text{dipolo}} = \frac{Z_w^2}{4} \quad 4.55$$

Dove, come è noto, $Z_w = 120\pi$ nel caso di onda piana. Poiché l'impedenza di un dipolo sottile alla risonanza è uguale a 75Ω , si ha:

$$Z_{\text{fessura}} = 473\Omega \quad 4.56$$

Si ricava pertanto che $R = 0$ dB confermando che in condizioni di risonanza la fessura ha una efficienza di schermatura approssimativamente nulla. Si può dire quindi che la perdita di efficienza di schermatura attraverso una apertura dipende da due fattori: la massima dimensione d dell'apertura e la

lunghezza d'onda λ . Per lunghezze d'onda inferiori a due volte la dimensione più lunga dell'apertura ($\lambda < 2d$) l'energia elettromagnetica passa attraverso l'apertura senza alcuna attenuazione. Per lunghezze d'onda uguali a due volte la dimensione più lunga ($\lambda = 2d$) l'efficienza di schermatura è nulla, come si è già visto. Questa frequenza di taglio è data da:

$$f_c = \frac{c}{2d} \quad 4.57$$

Dove c è la velocità di propagazione delle onde em.

4.7 Protezione contro le emissioni condotte

Uno schermo deve essere in grado di proteggere l'ambiente circostante contro le emissioni condotte che possono propagarsi attraverso le linee di alimentazione. Si considerano dunque apparecchiature con alimentazione monofase. Per la misura di emissioni condotte si utilizza la LISN (Line Impedance Stabilization Network – rete di stabilizzazione dell'impedenza di linea).

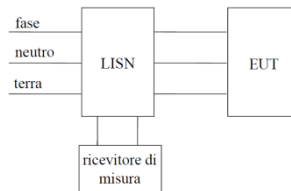


Figura 4.15 - LISN (Line Impedance Stabilization Network)

EUT sta per dispositivo sotto esame. La LISN è utilizzata per rappresentare un'impedenza definita vista dalla presa del cavo di alimentazione dell'apparecchiatura in prova nell'intervallo di frequenza sotto analisi. E' utile per bloccare le emissioni condotte provenienti dalla rete e serve per effettuare le misure, con il ricevitore di misura, delle emissioni condotte dovute all'apparecchiatura in prova. La LISN consente il normale funzionamento dell'apparecchiatura in prova ed è disponibile in differenti varianti. Si consideri come esempio la variante $50\Omega/50\mu\text{H}$ per l'intervallo di frequenze $150\text{kHz} - 30\text{MHz}$. Il circuito equivalente della LISN e del ricevitore di misura per l'apparecchiatura in prova è un'impedenza tra ciascuno dei due conduttori di ingresso al dispositivo, diversi dal conduttore di terra, e il conduttore di terra: tale impedenza, nell'intervallo di frequenza indicato, è data dal parallelo di 50Ω e $50\mu\text{H}$ (con una tolleranza di $\pm 20\%$).

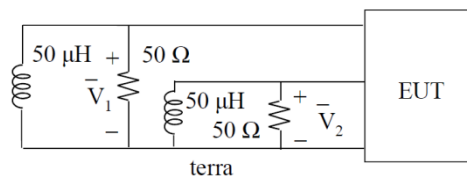


Figura 4.16 - Misura di emissioni condotte

Le norme indicano i limiti ai valori delle tensioni misurate sui due resistori da 50Ω .

4.7.1 Filtri di alimentazione

Un modo largamente utilizzato per ridurre le emissioni condotte è di porre un filtro di alimentazione all'entrata dell'apparecchiatura. Per semplicità per l'analisi nell'intervallo di frequenze $150\text{kHz} - 30\text{MHz}$, si trascureranno i $50\mu\text{H}$ nel parallelo con i 50Ω rispetto al circuito di figura 4.16. Con questa semplificazione, si riporta in figura 4.17 il modello equivalente. Sono inoltre indicati (in tratteggio) i

percorsi, fuori dall'oggetto in test, delle correnti di modo comune e di modo differenziale dei due conduttori di ingresso al dispositivo, differenti dal conduttore di terra.

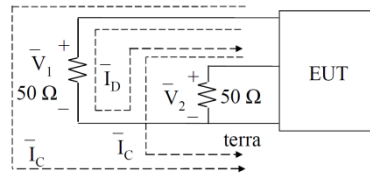


Figura 4.17 - Filtri di alimentazione

Si ha dunque:

$$\begin{aligned} \bar{V}_1 &= 50(\bar{I}_C + \bar{I}_D) \\ \bar{V}_2 &= 50(\bar{I}_C - \bar{I}_D) \end{aligned}$$

4.58

Un primo elemento di un filtro di alimentazione può essere un condensatore C_X , inserito come in figura 4.18. Il condensatore ha effetto sulle correnti di modo differenziale, mentre non ha effetto sulle correnti di modo comune. Un valore tipico per la capacità C_X può essere 100nF. Sono condensatori in classe X.

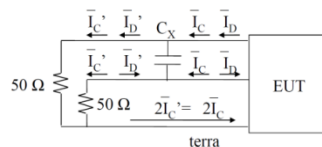


Figura 4.18 - Inserimento della capacità nel filtro di alimentazione

Come altro elemento di un filtro di alimentazione si considerano i due condensatori C_Y , inseriti come in figura 4.19. Questi condensatori hanno effetto sia sulle correnti di modo differenziale che sulle correnti di modo comune.

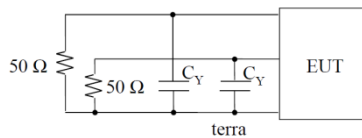


Figura 4.19 - Inserimento di un ulteriore condensatore nel filtro di alimentazione

Dato che i condensatori sono collegati a terra, in generale i valori tipici per loro sono piccoli (o anche non sono utilizzati) per ragioni di sicurezza. Sono condensatori in classe Y.

Come altro elemento di un filtro di alimentazione si considera una bobina di blocco di modo comune, inserita come indicato in figura 4.20.

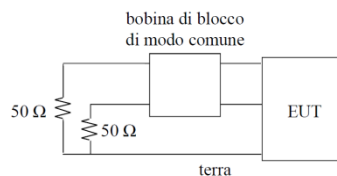


Figura 4.20 – Inserimento della bobina di blocco nel filtro di alimentazione

Una bobina di blocco di modo comune ha effetto sulle correnti di modo comune (come già mostrato) e non ha effetto sulle correnti di modo differenziale. Un valore tipico di induttanza per le correnti di modo comune può essere 1 mH.

Concludendo, un filtro di alimentazione può essere rappresentato mediante la configurazione simmetrica a Π . Il filtro di alimentazione è posto all'entrata/uscita del cavo di alimentazione dell'apparecchiatura.

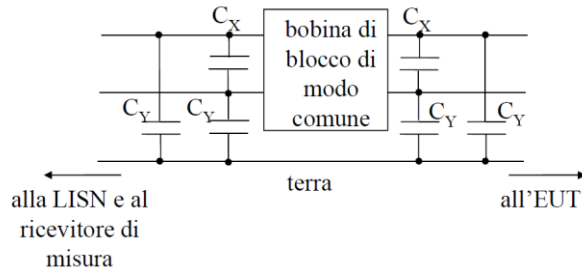


Figura 4.21 – Configurazione simmetrica a Π del filtro di alimentazione

4.7.2 Tecniche di protezione

Molte tecniche sono disponibili per la protezione dalle emissioni condotte. Alcune di esse sono già state introdotte e consistono nell'utilizzo di:

- filtri;
- bobine di blocco di modo comune;
- anelli di ferrite.

E' possibile intervenire mediante ulteriori metodi, quali:

- dispositivi per isolamento galvanico;
- circuiti bilanciati;
- dispositivi di protezioni dalle sovratensioni.

4.7.3 Dispositivi per isolamento galvanico

Alcuni dispositivi per isolamento galvanico sono: i trasformatori di isolamento, i relè, gli isolatori ottici e gli amplificatori di isolamento. Consentono di interrompere gli anelli di massa. Si consideri il caso di due componenti connessi assieme. Con l'introduzione di un trasformatore d'isolamento, si realizza l'isolamento galvanico (si ricorda la presenza della capacità parassita C_E che riduce l'efficacia dell'isolamento in alta frequenza).

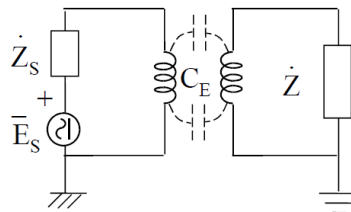


Figura 4.22 - Dispositivi per isolamento galvanico

Un altro dispositivo utile per ridurre le emissioni condotte è l'isolatore ottico. E' costituito da un LED accoppiato otticamente ad un rivelatore fotosensibile quale un transistor o un diodo. Il segnale luminoso eccita il rivelatore e il circuito risulta isolato galvanicamente. C'è una capacità parassita C_P che può essere di circa alcuni pF.

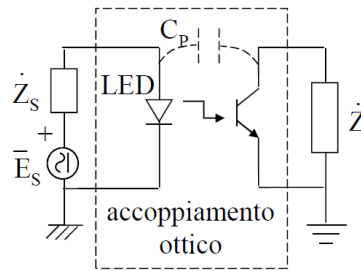


Figura 4.23 - Isolatore ottico

Un'altra tecnica per ridurre le emissioni condotte viene realizzata mediante circuiti bilanciati, utilizzati contro le correnti di modo comune. Un esempio è riportato in figura 4.24.

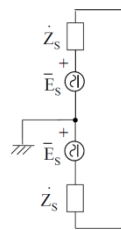


Figura 4.24 . Circuiti bilanciati

5 Verifiche per un impianto di RM

5.1 *La sicurezza in un presidio di RM*

I controlli e le valutazioni eseguite in un presidio RM vertono a garantire il rispetto dei limiti previsti necessari per permettere un regolare e sicuro funzionamento dell'impianto e la sua compatibilità con l'ambiente circostante. In particolare la sicurezza in un presidio RM si raggiunge ragionando in diverse direzioni, schedulando, attraverso il rispetto delle normative vigenti, le seguenti attività:

- verifica dei parametri funzionali del tomografo e SAR.
- Verifica del sensore dell'ossigeno.
- Verifica della gabbia di Faraday.
- Verifica delle disposizioni in merito a tutti i parametri critici interessati.

5.1.1 Parametri funzionali del tomografo e sensore dell'ossigeno

Il rispetto degli obiettivi di qualità passa attraverso la verifica periodica dell'impianto di RM, eseguita da diversi operatori in base all'attività da loro seguita. Generalmente le operazioni di taratura, manutenzione, verifica, sostituzione, sono portate a termine dallo stesso personale dipendente dell'Azienda produttrice del tomografo RM. Le operazioni da eseguire, con cadenze non superiori all'anno, sono le seguenti:

Tabella 5.1 - Verifiche e controlli di qualità previsti per un tomografo RM

Segmento	Operazione	Frequenza
Alimentatore Magnete	Pulizia filtri ventilazione	semestrale
Amplificatore Gradienti	Pulizia filtri ventilazione	trimestrale
Amplificatore RF	Pulizia filtri ventilazione	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Colonna Lombare	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Corpo	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina CTL Array	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Large Joint	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Small Joint	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Testa	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Testa/Collo	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Bobina Whole Neck	trimestrale
Catena RF Rx	Verifica Body Coil Widget	trimestrale
Catena RF Rx-Tx	Test funzionali e tarature primarie	semestrale
Catena RF Rx-Tx	Verifica Connessioni Bobine	trimestrale
Centralina ossigeno	Verifica calibrazione	semestrale
Lettino portapaziente	Calibrazione Zero Adj.	trimestrale
Lettino portapaziente	Test memoria RAM	trimestrale
Lettino portapaziente	Verifica dispositivi anticollisione paziente	trimestrale
Lettino portapaziente	Verifica Encoder	trimestrale
Lettino portapaziente	Verifica funzioni pneumatiche	semestrale
Lettino portapaziente	Verifica o sostituzione V-Belt	trimestrale
Lettino portapaziente	Verifica posizione isocentro	trimestrale
Lettino portapaziente	Verifiche limiti movimento e calibrazione posizioni	semestrale
Lettino portapaziente	Verifiche movimenti meccanici	trimestrale
Mains Distribution	Pulizia filtri ventilazione	semestrale
Mains Distribution	Verifiche funzionalità controlli	semestrale
Operator Console	Pulizia filtri ventilazione	trimestrale
Operator Console	Verifica monitor e pulizia schermo	semestrale
Qualità Immagine	Taratura automatica frequenza centrale	trimestrale
Qualità Immagine	Taratura automatica gradienti	trimestrale
Qualità Immagine	Verifica Segnale/Rumore (SNR)	trimestrale
Qualità Immagine	Verifica Sizing	trimestrale
Scan & Recon Data Handling	Pulizia filtri ventilazione	trimestrale
Scan & Recon Data Handling	Test funzionali e tarature primarie	semestrale

Segmento	Operazione	Frequenza
Sistema	Safety check	annuale
Sistema	Sicurezza elettrica	annuale
Sistema Raffreddamento	Controllo/taratura flussi Scambiatori Calore	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Controllo/taratura Temperature Scambiatori Calore	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Pulizia filtri acqua a cartuccia	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Pulizia filtri acqua a reticella	semestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica Allarme Compressore	semestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica consumi criogenici	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica Cryo Stats	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica ore funzionamento	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica perdite d'acqua refrigerante	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica Pressione circuito recuperatore Elio	trimestrale
Sistema Raffreddamento	Verifica temperatura schermi magnete	trimestrale
Software	Copia file di configurazione	trimestrale
Software	Copia file sistema	annuale

All'interno del locale del magnete è presente un sensore per la misura della quantità di ossigeno, in grado di rilevare eventuali perdite d'elio. La sua verifica deve essere eseguita secondo la norma CEI-EN 50104. Questo dispositivo misura la percentuale di O₂ nell'aria ed inserisce un allarme quando il livello scende sotto un determinato valore di soglia. Perdite nel sistema di ventilazione del sistema di raffreddamento possono indurre un calo della percentuale di O₂, portandola a livelli pericolosi a seguito di eccesso di N₂ o He [25]. Il principio di funzionamento del dispositivo non verte a misurare l'arricchimento dell'ossigeno, ma bensì valuta una depauperazione di ossigeno nell'ambiente, pur sfruttando la stessa tecnologia di rilevazione e di allarme: di fatto, mediante un riadattamento dell'elettronica associata al sistema di rilevazione l'utilizzo del dispositivo, è diventato il principale dispositivo di sicurezza utilizzato in Risonanza Magnetica nel caso di presenza di apparecchiature con magneti superconduttore.

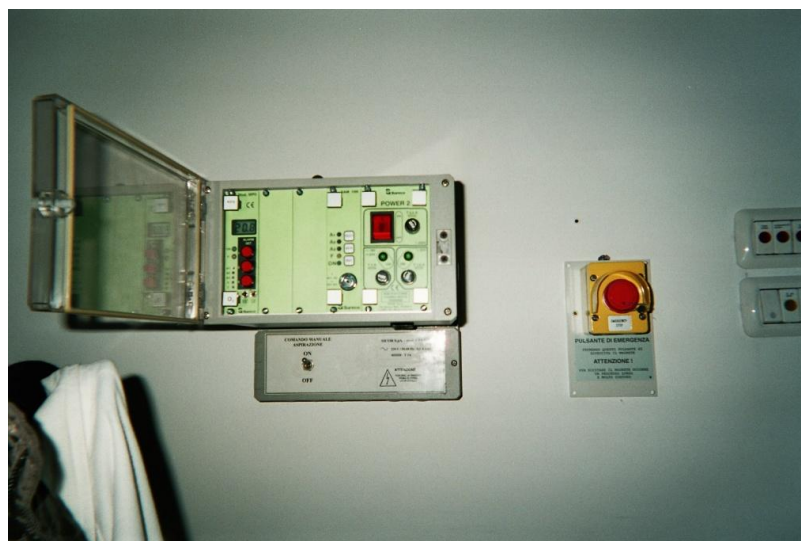


Figura 5.1 - Sensore dell'ossigeno e pulsante di quench

La rimodulazione dell'elettronica del dispositivo ha consentito l'impostazione di altre due soglie di intervento, nel rispetto di quanto disposto dal D.M. 2.8.91, ovvero il "preallarme" (19 - 20% O₂) e l'"allarme" (18% O₂), utilizzate, rispettivamente, per l'attivazione di un primo sistema acustico/luminoso di allerta, e di un secondo connesso con l'attivazione contestuale ed automatica della ventilazione di emergenza. Difatti, in caso di allarme segnalato dal sensore dell'ossigeno, è consigliato anche controllare il livello di elio contenuto nell'impianto. Se viene rilevato un calo di quest'ultimo nei serbato e si è in presenza di allarme sonoro e visivo del rilevatore di ossigeno, è chiaro che ci si trova in una situazione di quench da gestire secondo le modalità previste. In caso di concentrazione di ossigeno < 11% si va incontro ad asfissia.

5.1.2 Dispositivi di sicurezza in un presidio RM

L'impianto RM deve operare in condizioni di sicurezza, rispettando tutte le categorie presenti nei locali ospedalieri individuati [30]. Oltre al sensore dell'ossigeno e alle barriere con affissa opportuna cartellonistica indicatrice dei pericoli presenti, è possibile osservare nelle figure che seguono gli altri dispositivi di sicurezza necessari.



Figura 5.2 - Dispositivi di sicurezza in un presidio RM

Nelle figure precedenti vengono proposti i dispositivi di sicurezza che completano l'elenco degli strumenti previsti in un tomografo RM. Nel dettaglio possiamo osservare il pulsante di quench, la cui pressione induce lo spegnimento del magnete e deve essere eseguita solo in caso di estrema necessità: viene disposto in sala macchine, in sala console e nella sala magnete [26]. Possono essere osservati inoltre i pulsanti di arresto dell'alimentazione elettrica della parte di apparecchiatura disposta in sala magnete. Nella terza immagine è possibile osservare i dispositivi per il controllo audio-video del paziente sottoposto ad indagine RM e nell'ultima è proposto il termo-igrometro, strumento idoneo a verificare la temperatura e il tasso di umidità all'interno del locale del magnete, per garantire il rispetto dei limiti dei valori di SAR. La linea isomagnetica indicate i 200mT, il sensore dell'ossigeno, le prese a muro dei gas medicali (presenti all'interno della sala magnete) e tutta la cartellonistica con le barriere sono anch'essi dispositivi individuati per garantire la sicurezza, e devono essere presenti all'interno del presidio RM.



Figura 5.3 - Altri dispositivi di sicurezza: linee isomagnetiche, prese gas medicali, barriere

5.2 Verifica della gabbia di Faraday

La verifica dell'efficienza della schermatura di una gabbia RF viene valutata con cadenza annuale facendo riferimento alla norma MIL-STD 285 e alla norma IEEE 299 del 1997. Di seguito vengono elencate quali sono le disposizioni in merito alle modalità di misura.

5.2.1 Norma MIL-STD 285, 1956

La norma MIL-STD 285 è la prima norma di riferimento per la verifica dell'efficienza della schermatura della gabbia di Faraday. È una norma datata al 1956 (25 giugno) e si occupa di proporre un metodo per definire la misura di attenuazione per schermi elettromagnetici, per frequenze da 10kHz in su [38].

5.2.1.1 Misura di attenuazione del campo magnetico

L'attenuazione è il rapporto, espresso in dB, della potenza ricevuta sul lato opposto dello schermo, quando questo viene illuminato da radiazioni elettromagnetiche, rispetto alla potenza interna. Gli strumenti da utilizzare per questa misura sono riportati di seguito insieme alle relative caratteristiche:

- L'**attenuatore A** è un sistema di protezione per lo strumento di ricezione (50 o 72 Ω), con piccola impedenza all'ingresso, la cui taratura dell'attenuatore viene adottata come base per la misura desiderata.
- Per tarare l'attenuatore viene usato un **generatore di segnale**. L'attenuatore è in grado di misurare un'inserzione persa di oltre 70dB. L'attenuatore è un filtro necessario a proteggere lo strumento di ricezione, ed ovviamente la sua presenza modifica quella che è la tensione indotta rilevata dallo strumento in ricezione.
- Il **rilevatore** deve essere un ricevitore o un misuratore di campo con una bassa impedenza in ingresso.
- La **sorgente del segnale S** deve essere un generatore di segnale o un oscillatore di potenza di sufficiente CW (continuous wave) o MCW (multi-continuous wave).

Un esempio di sorgente di segnale è riportato nella figura 5.4.

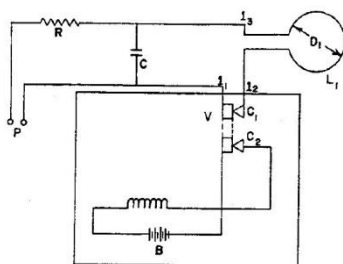


Figura 5.4 - Generatore di campo magnetico

La misura di attenuazione in dB del campo magnetico deve essere eseguita come indicato nella figura 5.5.

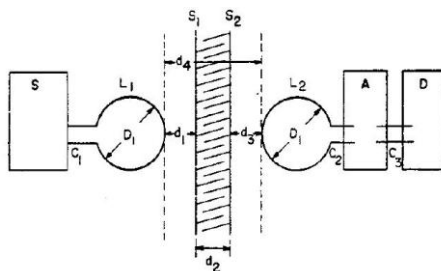


Figura 5.5 - Misura di attenuazione per il campo magnetico

con

- L_1 : spira trasmittente, a bassa impedenza;
- D: misuratore/rilevatore di campo;
- L_2 : antenna di ricezione;
- A: attenuatore DB con bassa impedenza all'ingresso, calibrato alla frequenza di test;
- C_1, C_2, C_3 : capacità dei cavi di trasmissione, corti.

L'attenuazione dello schermo è l'incremento nell'impostazione dei dB dell'attenuatore A necessario per ottenere lo stesso livello di lettura nel rilevatore D, quando non è presente la schermatura, senza spostare le posizioni relative di L_1 e L_2 . L'attenuazione in dB è uguale a $20 \log E_1/E_2$, dove E_2 e E_1 sono le tensioni indotte nelle relative spire, con e senza schermatura presente, sempre senza spostare le posizioni relative L_1 e L_2 . I livelli di attenuazione misurati devono essere almeno di 100dB. La norma evidenzia come la strumentazione di allora fosse molto suscettibile ai disturbi e specifica di eseguire le misure con la relativa strumentazione tenuta a distanza dalle antenne per evitare la penetrazione delle stesse interferenze all'interno degli involucri metallici.

5.2.1.2 Misura di attenuazione del campo elettrico

La strumentazione da utilizzare in questo caso presenta le seguenti caratteristiche:

- L'**attenuatore** deve essere dotato di un'elevata impedenza capacitiva, ed in grado di misurare una perdita di inserzione di oltre 100dB. Viene tarato mediante un **generatore di segnale**.
- Il **rilevatore** deve essere un misuratore di intensità di campo, in grado di misurare direttamente la tensione indotta nell'antenna di ricezione R_2 .
- La **sorgente di segnale S** deve essere un generatore di segnale o un oscillatore di potenza CW, MCW. La terminazione del cavo C_1 deve essere collegata alla sorgente S. Se il generatore di segnale ha un fidato attenuatore di output, può essere usato al posto dell'attenuatore A, per ottenere un equivalente rapporto di E_1/E_2 per il calcolo

dell'attenuazione in dB dello schermo, usando il rilevatore D allo stesso livello di riferimento di quando si esegue la misura in assenza di schermatura.

Per la misura dell'attenuazione in dB si deve fare riferimento alla figura 5.6. L'attenuazione della struttura è l'incremento nell'impostazione dei dB dell'attenuatore A necessari per ottenere lo stesso livello di riferimento letto nel rilevatore D, quando la schermatura non è presente, cambiando le posizioni relative di R_1 e R_2 .

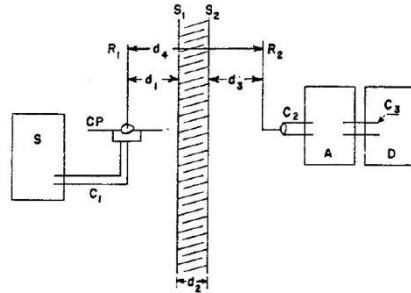


Figura 5.6 - Misura di attenuazione per il campo elettrico

L'attenuazione in dB è uguale a $20 \log_{10} E_1/E_2$, dove E_2 e E_1 sono le tensioni indotte nel ricevitore con la schermatura presente e rimossa rispettivamente. È necessario variare la posizione di R_1 , spostandola ovunque attorno alla struttura schermante, e disponendola poi secondo ogni orientazione. Deve essere presa una lettura ad ogni lato della gabbia e deve essere registrata la minima attenuazione che deve essere di almeno 100dB. La norma propone anche alcune direttive per ovviare la suscettibilità della strumentazione utilizzata rispetto all'intenso campo elettrico generato da R_1 che può penetrare la cassa metallica del rilevatore D e dell'attenuatore A, consigliando di lasciare la strumentazione all'interno della gabbia, e portare le rispettive antenne fuori dallo schermo per evitare interferenze, utilizzando linee di connessione di piccola lunghezza. È importante chiudere la porta del locale schermato durante il test di misura.

5.2.1.3 Misura di attenuazione per le onde piane

La strumentazione da utilizzare presenta le seguenti caratteristiche:

- **L'attenuatore** è il medesimo utilizzato nel caso precedente.
- **I rilevatori** sono generalmente dispositivi utilizzati con uno oscilloscopio collegato al loro output.
- **La sorgente del segnale S** è un generatore di segnale, o oscillatore di potenza CW, MCW. Il terminale del cavo C_1 deve essere collegato al generatore di segnale. Un esempio di questo dispositivo è proposto in figura 5.7.

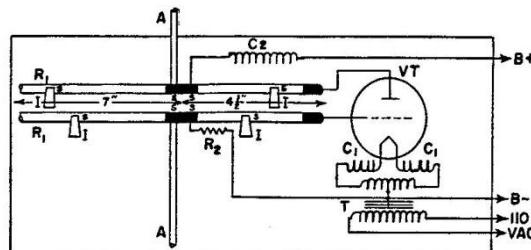


Figura 5.7 - Generatore di segnale utilizzato per la verifica di SE con onde piane

Per la misura dell'attenuazione in dB si deve fare riferimento alla figura 5.8.

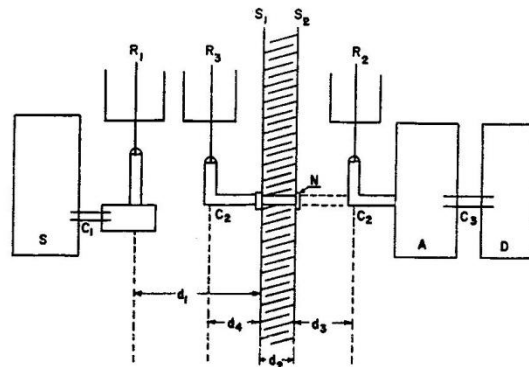


Figura 5.8 - Misura di attenuazione mediante onde piane

L'attenuazione della gabbia, espressa in dB, è equivalente all'incremento dell'impostazione dei dB dell'attenuatore A necessario per ottenere lo stesso livello di lettura nel rilevatore D quando l'antenna ricevente è spostata dalla posizione R_2 a R_3 , con il cambio di posizione di R_1 . L'attenuazione in dB è uguale a $20 \log_{10} \frac{E_1}{E_2}$, dove E_2 e E_1 sono le tensioni indotte in R_3 e R_2 rispettivamente.

R_1 può essere in qualsiasi posizione ed orientazione rispetto al muro facente parte della struttura schermata. La minima attenuazione registrata deve attestarsi al di sopra di 100dB.

5.2.2 Norma IEEE Std 299-1997

La norma propone una serie di misure uniformate, procedure e tecniche destinate a determinare l'efficienza della schermatura elettromagnetica per frequenze da 9kHz a 18GHz (estendibile anche da 50Hz a 100GHz rispettivamente), per locali schermati con dimensioni non più piccole di 2m [39]. La norma è una revisione della MIL-STD 285, che con le innovazioni tecnologiche è diventata inapplicabile in alcuni casi. Diventa di fatto il punto di riferimento per la verifica della gabbia, contenendo le linee guida da seguire. La verifica dell'efficienza della schermatura in un presidio di RM viene eseguita anche sulla base delle disposizioni contenute nella suddetta norma, che propone una serie di accorgimenti e procedure mirate a raggiungere questo obiettivo. Vengono eseguite generalmente tre prove, la prima che valuta l'attenuazione garantita mediante onde magnetiche di frequenza 10MHz, la seconda lavora con le onde piane a 63.9 MHz, la terza, sempre con onde piane, valuta l'efficienza della schermatura con onde EM di frequenza 100 MHz. Vengono eseguite, qualora lo si ritenga necessario, verifiche anche alla frequenza di 42.5 MHz (frequenza di risonanza ad 1T), secondo le modalità indicate nella norma MIL-STD 285 per la verifica di efficienza di schermatura con campo elettrico.

5.2.2.1 Procedure preliminari per la verifica dello schermo

Per comprendere al meglio gli standard e le modalità di misura, è bene introdurre alcune definizioni: *DR* (dynamic range) è il range di ampiezza oltre il quale il sistema di ricezione non opera linearmente. Il *DR* è numericamente uguale alla differenza tra la massima e minima ampiezza di segnale, dove entrambi i termini sono espressi in decibel. È importante garantire che le apparecchiature abbiano un adeguato *DR*. Ciò è possibile andando ad eccitare il sistema di ricezione con l'associato sistema di trasmissione, e dimostrando che il comportamento è lineare per tutti i livelli di segnale trasmesso e ricevuto che sono utilizzati durante il test. Questa dimostrazione deve essere prodotta variando l'input del ricevitore con un attenuatore calibrato, ed osservando un cambiamento equivalente, in decibel, nel sistema di ricezione.

L'efficienza dello schermo (*SE*) è il rapporto tra il segnale ricevuto dal trasmettitore senza lo schermo, rispetto al segnale ricevuto in presenza dello schermo. L'efficienza viene valutata sulla base della misura che riporta le performance più povere in termini di attenuazione.

All'interno della norma viene sottolineato come sia necessario prestare attenzione alla salute delle persone durante le misure RF e viene suggerito di lasciare all'interno del locale eventuali apparecchiature (ventole, strutture metalliche) presenti durante il normale utilizzo del tomografo RM. La disposizione e l'orientazione delle antenne deve essere tale da produrre la risposta più grande possibile e le scansioni devono essere fatte su ciascuna faccia dello schermo per scovare aree con scarse performance in termini di *SE*. In particolare è importante soffermarsi su porte, finestre, filtri, condotti d'aria, cavi coassiali e su qualsiasi tipo di servizio che entra nella struttura. In base ai risultati è poi possibile dedurre quali siano le misure da intraprendere. E' importante procedere alla taratura di tutta la strumentazione. E' necessario annotare sempre un livello di riferimento, sia per le misure fatte nel range di bassa frequenza (onde magnetiche), sia per misure eseguite nel range di risonanza (onde piane). La determinazione del livello di riferimento deve essere fatta frequentemente tanto quanto vengono cambiate le condizioni di test. Il livello di riferimento deve essere rimisurato alla conclusione del test ad ogni frequenza. Il test deve essere ripetuto, se si misura una variazione di 3 dB sul livello di riferimento prima e dopo la prova. Vengono date nella norma indicazioni in merito a come eseguire le misure, ma non i valori di riferimento e le fasce di rispetto. I limiti per definire se la prova è superata o meno devono essere posti dal proprietario o dall'ente regolante. Nei presidi di risonanza magnetica vengono eseguite delle misure con onde EM a frequenze di 63.9 MHz e 100MHz per le onde piane, 10MHz per le onde magnetiche. Particolare attenzione verrà prestata dunque alle disposizioni riguardanti le frequenze precedentemente indicate. Per un range di frequenze da 10 MHz a 16 MHz viene utilizzata un antenna loop (dipolo magnetico), con cui verificare l'attenuazione prodotta mediante onde magnetiche. Per frequenze da 20 MHz a 100 MHz, si utilizza invece un antenna biconica o il classico dipolo elettrico.

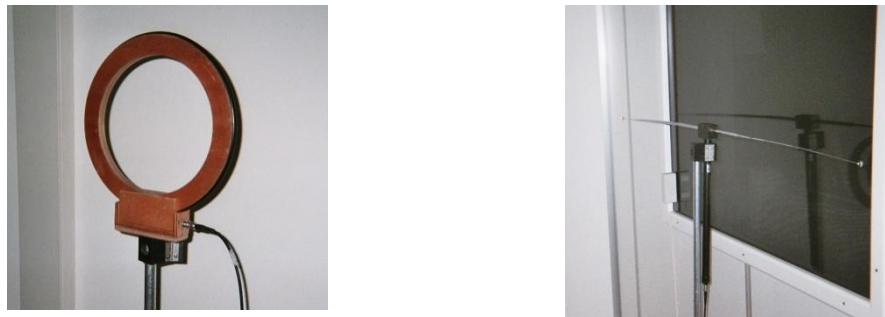


Figura 5.9 - Antenne utilizzate, dipolo magnetico e dipolo elettrico

Prima di iniziare la misura, vengono valutate eventuali perdite presenti nella schermatura, in accordo con quanto previsto dalla procedura. Può essere che lo schermo richieda alcune riparazioni antecedenti alla misura di *SE*. Per questioni di efficienza è bene che queste valutazioni siano fatte all'inizio. In particolare è bene identificare a priori, attraverso una semplice scansione, eventuali situazioni ove vengono registrate perdite. Per il check preliminare è bene utilizzare le stesse antenne sopra elencate, in base al range di frequenza da studiare. La loro locazione deve essere tale da produrre la massima risposta possibile. Deve essere fatta una scansione preliminare attorno ogni faccia accessibile per rilevare a priori aree con scarse performance. In particolare è bene testare porte, filtri, zone con condotti d'aria, cavi coassiali e guide d'onda, in generale tutti i punti d'ingresso dei servizi. In base a questi risultati preliminari, il proprietario decide come muoversi per la scansione completa, eventualmente valutando una riparazione in determinate zone povere di performance. Ultimate le misure di potenza, è possibile valutare l'efficienza della schermatura grazie alle seguenti espressioni:

Tabella 5.2 - Relazioni analitiche per il calcolo dell'efficienza di schermatura

Range di Frequenza	Quantità misurata	Unità	Efficienza schermo (dB)
Unità lineari			
9kHz-20MHz (estendibile a 50 Hz)	H_1, H_2	$\mu\text{A/m}, \mu\text{T}$	$S_H = 20 \log_{10} \frac{H_1}{H_2}$
	V_1, V_2	μV	$S_H = 20 \log_{10} \frac{V_1}{V_2}$
20-300 MHz	E_1, E_2	$\mu\text{V/m}$	$S_E = 20 \log_{10} \frac{E_1}{E_2}$
Unità logaritmiche			
Tutte le frequenze	Tutte (espresse in dB)	dB	$S_E = E_1(\text{dB}) - E_2(\text{dB})$ $S_E = H_1(\text{dB}) - H_2(\text{dB})$ $S_E = V_1(\text{dB}) - V_2(\text{dB})$ $S_E = P_1(\text{dB}) - P_2(\text{dB})$

I risultati misurati possono essere sensibili ai dettagli previsti dalla procedura di misura che devono quindi essere annotati nei report finali.

5.2.2.2 Considerazioni sul dynamic range (DR)

Il *DR* di un sistema è determinato dall'intensità del segnale che produce l'eccitazione, dalle performance dell'associazione tra antenna trasmittente e ricevente, dalle perdite sul cavo, dall'attenuazione e il rumore di fondo degli strumenti di ricezione. La questione critica per il *DR* è il massimo segnale introducibile negli strumenti senza causare non linearità, che potrebbe alterare il livello di riferimento letto e distorcere la valutazione dell'*SE*. Il *DR* del sistema di ricezione (strumento di ricezione più un attenuatore esterno) viene calcolato facendo la differenza tra il più grande segnale di input inseribile e il rumore di fondo (che limita il minimo segnale rilevabile) senza che questo produca saturazione. Il *DR* per un sistema di ricezione è espresso in decibel, quindi:

$$DR_{RCVR} = P_1(\text{dB}) - P_2(\text{dB}) \quad 5.1$$

dove P_1 è il minimo segnale di input che causa 1 dB di compressione (incluso attenuatori esterni/interni) e P_2 è il minimo segnale registrabile dagli strumenti (di solito il rumore di fondo). Il requisito previsto dallo standard è raggiunto fino a quando il sistema di ricezione è lineare usando i livelli di trasmissione di potenza previsti dall'attuale test durante la misura del livello di riferimento. È importante garantire la corretta misura da parte dello strumento, non più restituita quando questo perde in linearità, fenomeno che scaturisce dalla saturazione del mixer presente in ingresso nell'analizzatore di spettro, che convoglia il segnale in ingresso e l'uscita dell'oscillatore lineare. Generalmente, gli analizzatori di spettro possono gestire una potenza massima in ingresso di +30dBm. È consigliabile però rimanere su valori di -30dBm per evitare la saturazione. Lo strumento di ricezione (analizzatore di spettro) è inoltre garantito mediante una tabella allegata alla report di misura, che attesta il suo comportamento lineare nelle frequenze interessate. L'analizzatore di spettro inoltre dispone già dell'attenuatore di protezione integrato al suo ingresso.

5.2.2.3 Verifica dell'efficienza di schermatura per onde magnetiche a 10 MHz, low range

La norma propone una modalità di misura ben definita per la verifica dell'efficienza della schermatura in un presidio di RM mediante onde EM contenute nel low range di frequenza. In questo caso si adotta un dipolo magnetico come antenna, una spira circolare di 30 cm di diametro in alternativa ai dipoli elettrici utilizzati per le onde piane (nel range di risonanza). La misura vuole valutare l'efficienza della schermatura per onde magnetiche di frequenza pari a 10 MHz. Le operazioni preliminari di manutenzione consistono nel pulire i contatti della porta con un materiale abrasivo, idoneo ad asportare ed eliminare l'ossido di rame, verificando visivamente l'integrità dei contatti di rame (finger) presenti nello stipite della porta. Si procede poi andando a misurare il livello di riferimento, secondo le modalità previste, elencate successivamente, con antenna trasmittente e ricevente poste entrambe al di fuori del locale schermato ad una distanza prestabilita e definita. Il generatore di segnale viene impostato a 10 MHz ed è tale da irradiare un'onda magnetica di potenza pari a 10W. Il circuito di misura propone le seguenti strumentazioni così collegate:

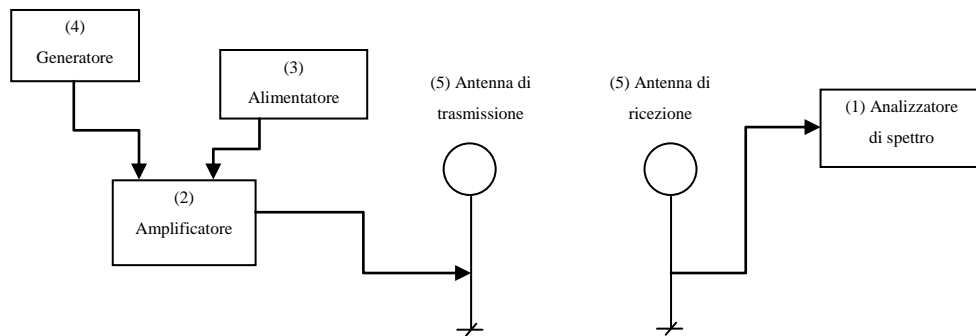


Figura 5.10 - Circuito di misura per la verifica di SE mediante onde magnetiche

Si procede alla misura del livello di riferimento con le antenne poste alla distanza prestabilita, e si testa l'efficienza della schermatura spostando il sistema di ricezione all'interno, mentre l'antenna trasmittente rimane all'esterno e vengono variate le posizioni secondo le modalità previste dalla prova, proponendo posizioni multiple verticali per la stessa posizione orizzontale. Anche qui il minimo valore di efficienza di schermatura misurato deve essere superiore a 80dB.

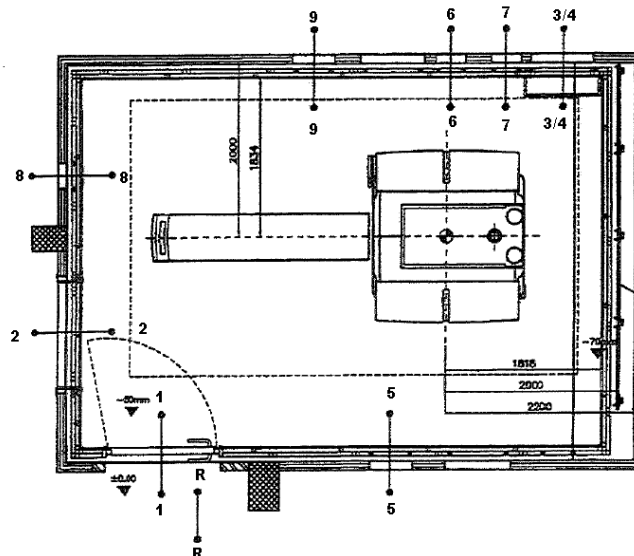


Figura 5.11 - Posizioni di misura nella planimetria del sito RM

- Test position 1: Porta;
- Test position 2: Visiva;
- Test position 3: PP-Serv_elettrici;
- Test position 4:PP-Gas_medicali;
- Test position 5: Medigas;
- Test position 6: Cryo;
- Test position 7: Quench;
- Test position 8: WG;
- Test position 9: Vent. Paziente.

La misura viene eseguita ponendo le antenne di trasmissione e ricezione in prossimità del muro, come indicato nella figura 5.12 e secondo le posizioni viste nella figura 5.11. Tutta la strumentazione deve essere stata calibrata e le modalità di taratura devono essere riportate per iscritto.

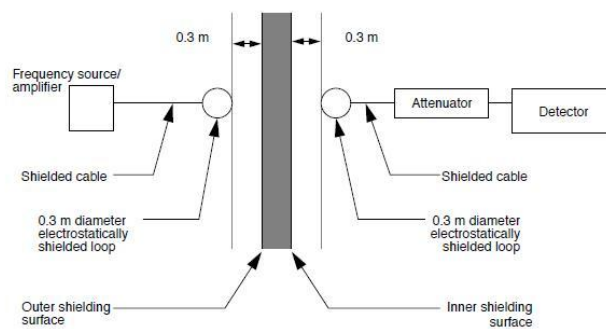


Figura 5.12 – Modalità di misura per il low range mediante dipoli magnetici

Nello schema è possibile osservare la sorgente di campo magnetico, generato da una corrente in una spira che funge da antenna, di 0.3m di diametro. La corrente che circola nella spira viene alimentata mediante un generatore di frequenze audio e un amplificatore. L'antenna di ricezione è una spira collegata ad un misuratore di campo o ad un analizzatore di spettro.



Figura 5.13 - Esempio di dipoli magnetici utilizzati

E' bene considerare a priori il comportamento non lineare dovuto all'alta permeabilità ferromagnetica della gabbia. Campi magnetici di notevole intensità possono saturare i materiali magnetici e causare misure poco accurate. Gli effetti dovuti alla non linearità possono essere determinati piazzando la spira trasmittente e quella ricevente sui lati opposti del pannello vicino al centro geometrico,

misurando la *SE* magnetica come funzione di sorgenti di energia. Il generatore di segnale deve essere incrementato di volta in volta di 10dB, normalmente 0.1W a 1W e 10W per la potenza irradiata. Se la misura di efficienza decresce più di 2 dB tra uno step e l'altro, deve essere eseguita una misura anche per il livello intermedio. Esaurite le valutazioni preliminari, proseguendo con l'esecuzione della prova, la misura del livello di riferimento del campo (H_I) prodotto da una sorgente in assenza dello schermo deve essere ottenuta con una misura diretta, con la spira di ricezione separata dalla spira di trasmissione di 0.6m (bordo-bordo) più lo spessore della gabbia, la stessa distanza totale spira-spira che viene utilizzata quando viene fatta la misura con lo schermo presente. Entrambe le antenne devono essere nello stesso piano. A questo punto, deve essere verificata l'adeguatezza del *DR*.

La misura deve essere eseguita, come indicato in figura 5.12, con la spira di trasmissione e ricezione poste a 0.3m dal muro della gabbia, sullo stesso piano, perpendicolare al muro, o al soffitto o ad altre superfici oggetto di test in quel momento. Ad ogni frequenza e locazione, il generatore di segnale deve essere mantenuto al valore usato durante la misura di riferimento. Durante tutte le misure di bassa frequenza, una spira (tipicamente quella trasmittente) deve essere mantenuta in una posizione fissa e la seconda spira (tipicamente quella ricevente) deve essere orientata nuovamente e spostata (mantenendola sullo stesso piano complanare) in diverse posizioni per cercare la misura che riveli la performance più scarsa. E' accettabile posizionare la spira di ricezione interna ed esterna solo approssimativamente complanari quando si inizia la ricerca della misura peggiore; ad ogni modo, l'ultima misura deve essere eseguita nella configurazione complanare. In base al settore analizzato, le modalità di disposizione delle antenne sono diverse e sono riportate in figura 5.14. Le porte d'entrata con dimensioni superiori a 1.5m x 2.5m, devono essere testate mediante misure aggiuntive, in modo tale che lo spazio tra due posizioni di test successive non superi 1m. In regioni dove ci sono solo pannelli legati assieme, la gabbia schermante non è elettricamente uniforme. La non uniformità include regioni dove porzioni modulari sono unite insieme con giunzioni, assemblate con bulloni, o saldate. Le misure devono essere eseguite in un modo simile rispetto ciò che è previsto per le porte, ad eccezione che il centro della spira deve essere localizzato solo nel punto di mezzo rispetto ad ogni giunzione, sia orizzontale che verticale, come indicato in figura 5.14 (d). In casi dove i pannelli schermati uniti insieme non sono visibili, la ricerca della corretta posizione di mezzo deve essere fatta utilizzando gli schemi progettuali o altri tipi di documenti. Le posizioni di test evidenziate in figura 5.14 devono essere adottate per tutti i casi dove si vuole valutare l'efficienza di regioni schermate, alle quali si può accedere, in base alla loro morfologia e caratteristiche.

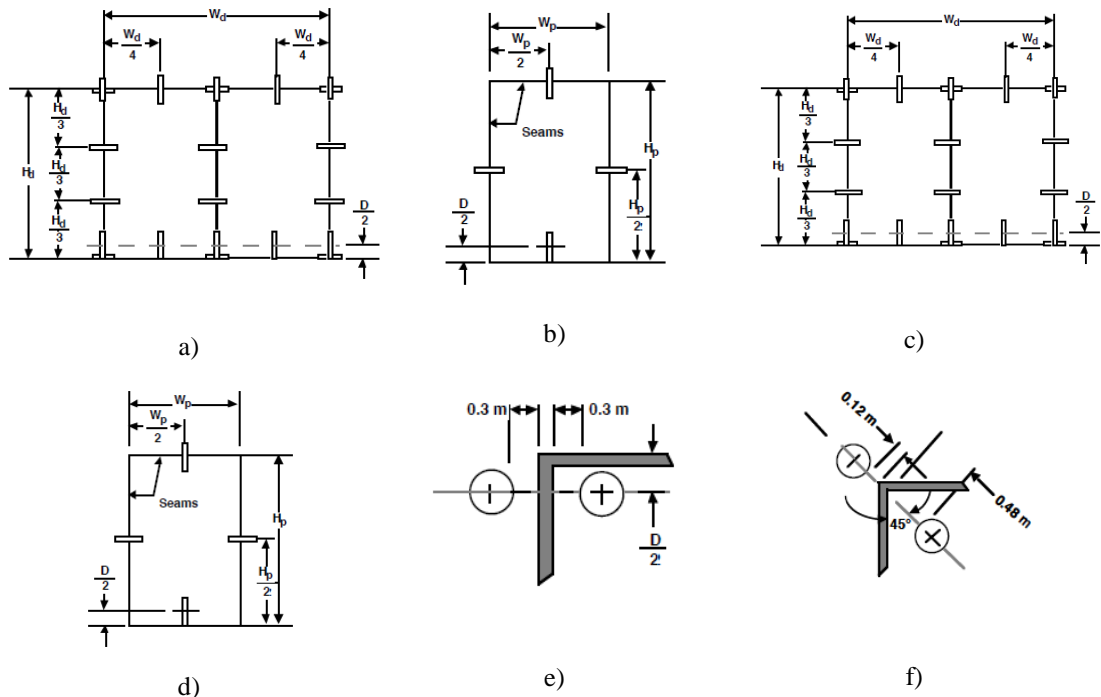


Figura 5.14 - Posizionamento delle antenne per la verifica di SE mediante onde magnetiche

Dove:

- a) Misure per porte d'ingresso a singolo pannello.
- b) Misure per le porte.
- c) Misure per porte a doppio pannello.
- d) Misure per zone con più pannelli legati assieme.
- e) Misure per angoli accessibili parzialmente.
- f) Misure per angoli accessibili totalmente.

Le performance di un angolo devono essere misurate come indicato in figura 5.14 (f). Dove l'angolo non è pienamente accessibile, l'antenna deve essere disposta secondo le modalità indicate in figura 5.14 (e). Ogni pannello accessibile deve essere testato. Per le performance di schermatura dei condotti d'aria, il piano della spira (antenna) deve essere perpendicolare al pannello contenente il condotto. Il piano esteso della spira deve passare attraverso il punto di mezzo del gruppo. Il bordo della spira deve essere a 0.3 metri dal pannello. Le attrezzature ancillari (come ventole o altre apparecchiature) normalmente presenti durante le normali operazioni devono rimanere nel posto durante il test. Altre invece non utilizzate, devono essere rimosse. Devono essere misurate le performance dello schermo rispetto alle zone dove entrano i servizi (linee di potenza entranti, linee tlc, linee di controllo, filtri, gas), testando ogni filtro rispetto alla penetrazione di RF nella gabbia.

Qualora capiti che, analizzando determinate regioni costruite in maniera eccellente, l'efficienza misurata risulti maggiore di 115dB, questa viene riportata nei report indicando un valore >115dB, in quanto il picco della gaussiana indicato nell'analizzatore si spettro non è leggibile, poiché inferiore al rumore di fondo. Non avrebbe senso giocare con i sistemi di filtro dello strumento per estrarre il picco reale, in quanto è sufficiente garantire un SE maggiore di 80 dB e per tale motivo non viene richiesta un'estrema precisione visto l'ampio margine di rispetto ottenuto. Il monitor dell'analizzatore di spettro propone una gaussiana, che indica la presenza di una determinata onda alla frequenza in esame e il valore del picco è il valore in dBm della potenza associata (figura 5.15). L'analizzatore di spettro propone il contenuto armonico presente nell'aria, ricavando ampiezze e frequenze che caratterizzano lo spettro armonico. In questo caso è presente una sola sinusoide alla frequenza impostata e con un'ampiezza determinata, misurata in dBm.

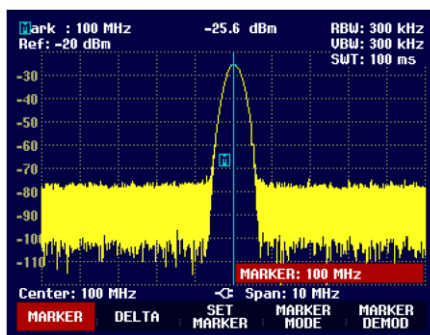


Figura 5.15 - Analizzatore di spettro ed indicazioni fornite dallo strumento

Nel basso range di frequenze (50Hz a 20MHz), la relazione che esprime l'efficienza della schermatura viene proposta in termini di performance di campo magnetico:

$$S_H = 20 \log_{10} \frac{H_1}{H_2} \quad 5.2$$

dove H_1 è il campo magnetico senza schermatura, mentre H_2 è il campo con la schermatura. Quando esiste una proporzionalità tra V_1 e V_2 (tensioni indotte) e H_1 e H_2 , è possibile esprimere il tutto in maniera più convenzionale:

$$S_H = 20 \log_{10} \frac{V_1}{V_2} \quad 5.3$$

dove V_1 è la tensione indotta in assenza della schermatura (livello di riferimento), e V_2 è la tensione indotta letta in presenza di schermatura. Se vengono usate grandezze non lineari (logaritmiche), come dBm o dB μ A, è possibile usare le equazioni che seguono per calcolare direttamente l'efficienza della schermatura:

$$S_E = V_1(dB) - V_2(dB) \quad 5.4$$

$$S_E = H_1(dB) - H_2(dB) \quad 5.5$$

5.2.2.4 Misure al range di risonanza (20MHz a 300MHz)

Le procedure di misura per il range di risonanza valutano direttamente l'effetto delle sorgenti elettromagnetiche rispetto a tutte le posizioni accessibili della gabbia. Il test viene eseguito ad una frequenza o frequenze determinate dal proprietario e incorporate nel test plan definito a priori. Devono essere eseguite tutte le prove ragionevoli nel rispetto delle modalità previste. Data la premessa, generalmente si procede a testare l'efficienza seguendo le disposizioni previste nella norma IEEE 299 -1997 per il range di risonanza, utilizzando strumentazioni così collegate:

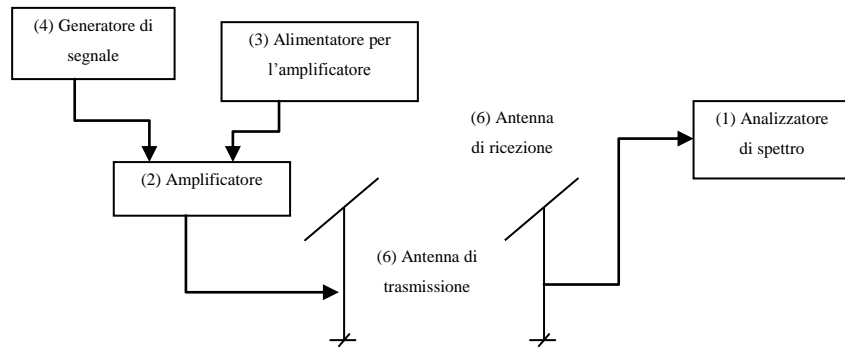


Figura 5.16 - Circuito di misura per la verifica di SE mediante onde piane

I generatori di segnale, gli strumenti di misura ed altre apparecchiature devono essere collegate come indicato in figura 5.16.



Figura 5.17 – Circuito di misura con gli strumenti utilizzati

Il campo elettromagnetico deve essere generato da un'antenna biconica che irradia onde EM di frequenze da 20MHz a 100MHz, lunga complessivamente $\lambda/2$.



Figura 5.18 - Antenna biconica utilizzata per la misura

La potenza nell'antenna deve essere adeguata per garantire il valore di DR tale da non produrre saturazione. Vengono dunque eseguite due tipologie di misura, portate a termine con le stesse modalità, adottando però onde EM di diversa frequenza, valutando quindi l'efficienza schermante con onde EM piane di frequenza 100 MHz e 63.9 MHz.

5.2.2.5 Verifica dell'efficienza di schermatura per onde piane a 100 MHz

La misura verifica l'attenuazione mediante onde piane di frequenza 100 MHz e viene impostata una potenza di 10W per l'onda irradiata. Viene utilizzata come antenna un dipolo elettrico, di lunghezza pari a $\lambda/2$ in modo che il sistema risulti in risonanza per onde di frequenza pari a quella in esame. L'antenna in realtà è sottoposta a tutte le frequenze, ma risulta in risonanza solo per quella alla quale viene accordata, con una risposta gaussiana. La soluzione migliore in questo caso si ottiene per un dipolo di L_{tot} pari a:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \cdot 10^8}{100 \cdot 10^6} = 3m, \quad \frac{\lambda}{2} = 1,5m = L_{tot} \quad 5.6$$

L'antenna utilizzata per questa frequenza è lunga 1,5m. λ piccolo è caratteristico di situazioni per alte frequenze. Se λ cresce, la frequenza diminuisce. L'antenna utilizzata è in grado di captare il campo elettrico e viene orientata secondo la polarizzazione studiata (orizzontale, verticale), che è caratteristica del piano lungo il quale oscilla il campo elettrico. I loop magnetici (dipoli magnetici) sono in grado di misurare/trasmettere solo le onde magnetiche.

Una volta collegati gli strumenti e realizzato il circuito di misura, si prosegue andando a misurare il livello di riferimento, in base alle disposizioni assegnate dalla norma. Viene acceso il generatore di segnale, viene impostata la frequenza dell'onda e la sua potenza (circa 10W). La prima misura consiste nel misurare il livello di riferimento e viene eseguita ponendo entrambe le antenne al di fuori della gabbia, ad una distanza precisa, secondo le modalità evidenziate nelle figure 5.19 e 5.20.

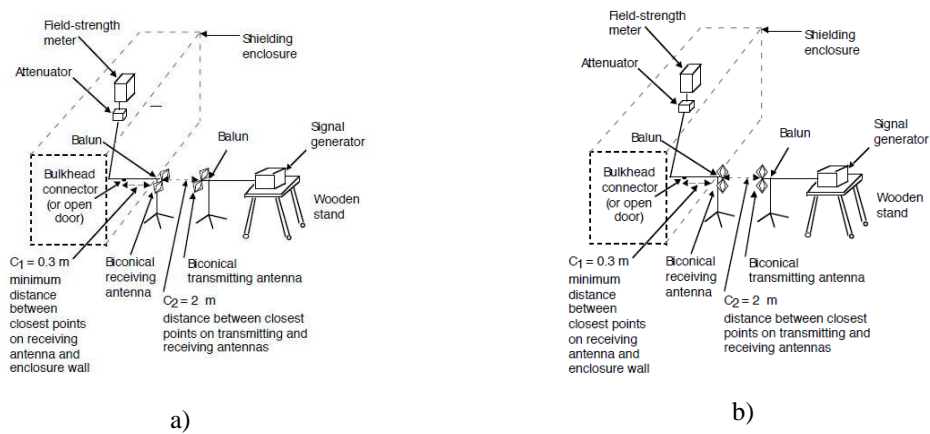


Figura 5.19 – Misura del livello di riferimento per il range di risonanza, sia per polarizzazione orizzontale, sia per la verticale

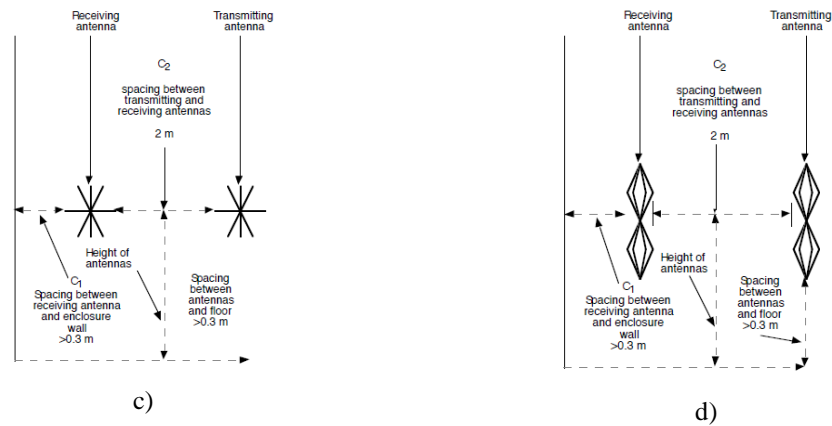


Figura 5.20 – Misura del livello di riferimento per il range di risonanza per entrambe le polarizzazioni

Per trasmissione e ricezione vengono utilizzati gli stessi modelli di antenna. Questi dipoli hanno una lunghezza pari a $\lambda/2$ e l'antenna di ricezione è tale da essere collegata con un cavo coassiale al misuratore di intensità di campo o all'analizzatore di spettro. Per entrambi i tipi di antenna, il cavo deve essere perpendicolare all'asse dell'antenna per una distanza di almeno 1m. La lunghezza e il tipo di cavi utilizzati nella misura devono normalmente essere annotati nei report finali. Il livello di riferimento è il valore di segnale misurato dallo strumento di ricezione con l'antenna ricevente localizzata alla distanza prescritta dall'antenna trasmittente e poste entrambe fuori dalla gabbia. Le misure del livello di riferimento devono essere fatte come indicato in figura 5.19. Le antenne devono essere ad una distanza di 2m l'una dall'altra, a meno che le limitazioni di spazio riducano la possibilità di misurare il livello di riferimento o calcolare la misura dell'efficienza della schermatura. In quel caso, bisogna occupare lo spazio maggiore possibile, ma non deve essere comunque inferiore ad un metro, distanza che deve essere trascritta nel report finale. Il cavo coassiale dell'antenna ricevente deve essere tenuto perpendicolare all'asse dell'antenna per una lunghezza di almeno un metro, ad eccezione di quando si è nelle vicinanze della gabbia schermata. Il cavo dall'antenna di ricezione è fatto transitare attraverso la porta, aperta solo tanto quanto permette il passaggio del cavo. Se si usa il metodo di misura con la porta aperta, deve essere fatto un controllo per l'accoppiamento diretto verso il sistema di ricezione verificando che ogni segnale presente è di almeno 10 dB inferiore rispetto al riferimento letto.

Con la polarizzazione orizzontale, l'antenna ricevente deve essere spostata lungo la verticale di $\pm 0.5m$ rispetto la posizione iniziale. Con la polarizzazione verticale, l'antenna ricevente deve essere spostata lungo la direzione orizzontale di $\pm 0.5m$ rispetto la posizione iniziale. La massima lettura deve essere annotata e prende il nome di livello di riferimento. Ultimata la misura del livello di riferimento, si

procede a testare l'efficienza della schermatura, verificandola nelle posizioni previste attorno alla gabbia (figura 5.11), secondo le modalità indicate nelle figure 5.21 e 5.22.

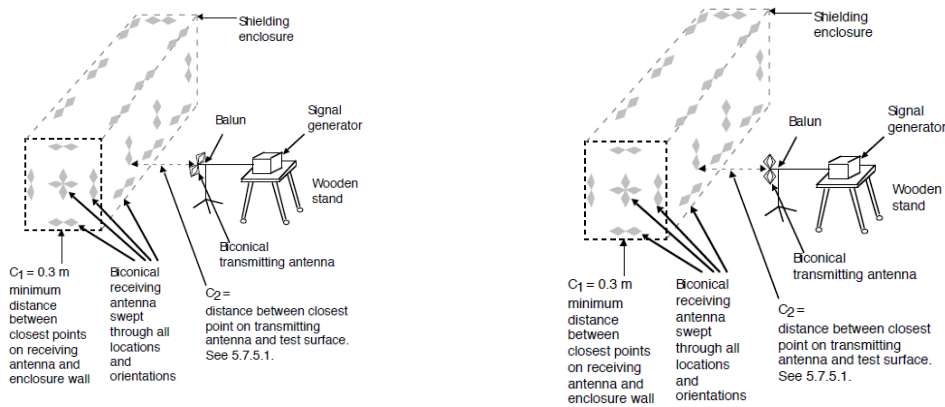


Figura 5.21 – Verifica dell'efficienza di SE con polarizzazione orizzontale e verticale

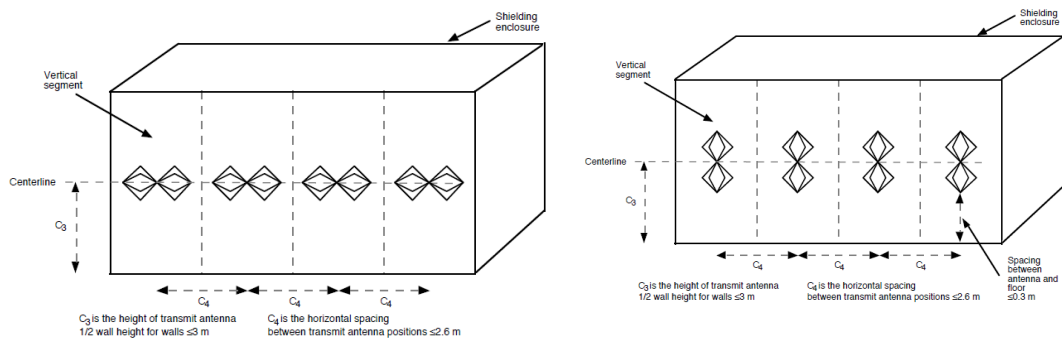


Figura 5.22 – Modalità di posizionamento delle antenne per la verifica di SE mediante onde piane

Secondo le indicazioni di figura 5.22, vengono posizionate una serie di antenne trasmettenti in modo tale da coprire le varie superfici dello schermo, procedendo alle verifiche sia per la polarizzazione orizzontale, sia per quella verticale. Lo spazio orizzontale tra le diverse posizioni dell'antenna trasmettente (è sempre la stessa, spostata in posizioni diverse) non deve essere superiore a 2.6m. Se la misura del livello di riferimento è stata eseguita ad una distanza inferiore a 2m, allora la massima distanza orizzontale non deve essere maggiore di 1.3m.

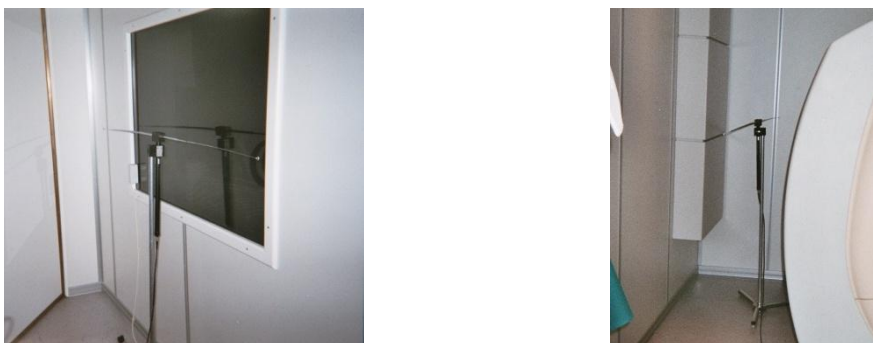


Figura 5.23 - Esempio di disposizioni delle antenne durante la misura nel range di risonanza

Il centro dell'antenna deve essere posizionato a metà dell'altezza del muro, per muri con altezza inferiore a 3m. Se l'altezza del muro è maggiore di 3 metri, allora è necessario posizionare l'antenna in posizioni multiple lungo la verticale. La distanza tra due posizioni successive lungo la verticale non

deve essere maggiore di 2m e l'antenna deve essere centrata con ogni segmento verticale. Se la misura di riferimento è stata eseguita ad una distanza inferiore di 2m, la spaziatura massima tra due posizioni verticali non deve essere maggiore di 1m. L'antenna trasmittente deve essere posizionata ad almeno 1.7m, meno lo spessore dello schermo, dalla superficie di test, e deve mantenere almeno 0.3m dal pavimento. Se le limitazioni di spazio impediscono di posizionare gli strumenti per la misura del livello di riferimento a meno di 2 m, allora l'antenna trasmittente deve essere posizionata alla distanza di riferimento (generalmente 2m, in questo caso minore) meno 0.3m. La potenza dell'onda irradiata dell'antenna trasmittente deve essere la stessa utilizzata per stabilire il livello di riferimento. La misura più grande in termini di potenza viene utilizzata per determinare il minimo *SE*. Per quanto riguarda l'antenna destinata alla ricezione, deve essere mantenuta una distanza di 0.3m dalla superficie interna dello schermo come indicato in figura 5.24.

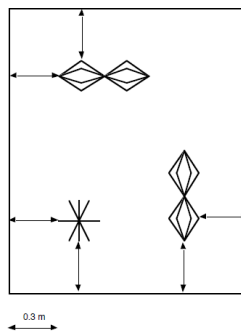


Figura 5.24 – Distanze minime dell'antenna dallo schermo

L'attenuazione misurata deve essere maggiore di 80dB. Nel range di risonanza (20MHz a 300MHz) l'espressione per definire l'efficienza della schermatura viene proposta anche in termini di campo elettrico o potenza:

$$S_E = 20 \log_{10} \frac{E_1}{E_2} (dB) \quad 5.7$$

dove E_1 è il campo elettrico in assenza della schermatura, E_2 è il campo in presenza della schermatura. Oppure è possibile esprimerla con la relazione:

$$S_E = 20 \log_{10} \frac{P_1}{P_2} (dB) \quad 5.8$$

dove P_1 è la potenza rilevata in assenza della schermatura, P_2 è la potenza rilevata in presenza della schermatura. In caso di misure non lineari (logaritmiche), è possibile utilizzare le seguenti equazioni:

$$S_E = E_1(dB) - E_2(dB) \quad 5.9$$

$$S_E = P_1(dB) - P_2(dB) \quad 5.10$$

I valori di E , P , introdotti nelle relazioni, vengono espressi in dB μ V/m o dBm. E' importante garantire, per una gabbia schermata in rame con i pannelli legati insieme mediante bulloni, tipicamente usata nei presidi di RM, valori di SE superiori ad 80dB.

5.2.2.6 Verifica dell'efficienza di schermatura per onde piane a 63.9 MHz

Il circuito di misura non viene modificato durante le prove, le modalità restano le medesime in ogni sessione. Il dipolo utilizzato per il sistema di trasmissione/ricezione è l'unico dispositivo che subisce variazioni tra una sessione di misura e l'altra. Per la misura in questo range di frequenza, il dipolo elettrico adottato ha una lunghezza pari a $\lambda/2$ in modo che il sistema risulti in risonanza per onde di

frequenza pari a quella in esame. Diminuendo la frequenza, in base alla relazione caratteristica, varia la lunghezza d'onda e quindi la lunghezza dell'antenna, diventando:

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \cdot 10^8}{63.9 \cdot 10^6} = 4,69m, \quad \frac{\lambda}{2} = 2,34m = L_{tot} \quad 5.11$$

L'antenna utilizzata è in grado di captare il campo elettrico, e viene orientata secondo la polarizzazione studiata (orizzontale, verticale) che è caratteristica del piano lungo il quale oscilla il campo elettrico. La potenza dell'onda irradiata è sempre impostata a 10W. Ovviamente viene modificata, mediante il rispettivo selettore presente nel generatore di segnale, la frequenza di oscillazione, portandola a 63.9 MHz. Le modalità di misura restano le stesse indicate nel paragrafo precedente. Viene misurato il livello di riferimento con entrambe le antenne poste al di fuori del locale schermato, proseguendo poi alla verifica del livello di attenuazione spostando le antenne di trasmissione e ricezione nelle rispettive posizioni previste dalle modalità di misura. Il sistema di ricezione (antenna ed analizzatore di spettro) vengono disposti all'interno del locale schermato, l'antenna trasmittente viene spostata attorno al locale, variando la posizione dell'antenna ricevente all'interno, verificando le polarizzazioni previste e dunque valutando la performance più scarsa in termini di attenuazione. E' bene chiudere la porta del locale schermato durante la misura, evitando una variazione di 2-3 dB nella misura di SE, riducendo al minimo i disturbi e le interferenze. Anche in questo caso sono previste, ai sensi della normativa vigente, misure di efficienza con posizioni verticali multiple dell'antenna lungo il muro per la stessa posizione orizzontale, andando quindi a testare le performance nei raccordi tra pareti, soffitto e pavimento.

5.2.2.7 Alterazioni della misura di SE

La gabbia è caratterizzata da una frequenza fondamentale di risonanza, tale per cui può avvenire una distorsione locale del campo che può compromettere le misure. E' doveroso dunque calcolare il valore di frequenza oltre il quale si evince questo fenomeno, operazione possibile grazie ad un test, il quale restituisce il valore della frequenza fondamentale di risonanza approssimata, f_r , della gabbia grazie all'equazione 5.12.

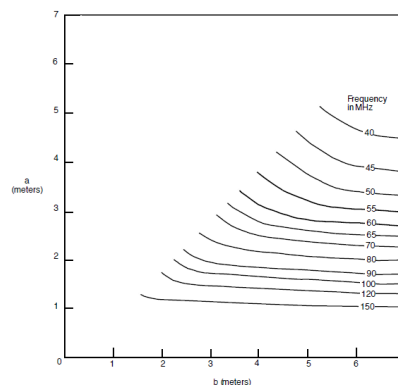


Figura 5.25 - Range delle frequenze naturali di risonanza

Per una gabbia di dimensioni $a \times b$, la più piccola frequenza di risonanza (MHz) è espressa in maniera approssimata come:

$$f_r = 150 \sqrt{\frac{1}{a^2} + \frac{1}{b^2}} \quad 5.12$$

Una gabbia schermata, costruita con muri conduttori elettrici, può funzionare come una cavità risonante. Sotto certe condizioni, se l'energia elettromagnetica è iniettata nella gabbia, onde permanenti possono esistere per frequenze circa uguali alla frequenza di risonanza f_r . Come risultato delle onde permanenti, il campo elettromagnetico non è uniforme nella gabbia, ed esibisce un massimo e un minimo che dipende dalla frequenza di eccitazione. Le frequenze e i modi per cui la gabbia entra in risonanza sono determinate dalla geometria o dalla forma della struttura e dalle sue

dimensioni. Possono andare in risonanza gabbie schermate di quasi tutti i tipi di forma, ma generalmente le analisi vengono proposte per casi normali, quali di forma rettangolare o cilindrica. Per una gabbia di dimensioni 2x2x2m la massima frequenza di risonanza è di circa 106MHz. Locali più grandi sono dotati di una frequenza di risonanza minore. L'energia persa nella cavità viene descritta con il fattore di qualità Q , che è il rapporto tra l'energia immagazzinata rispetto all'energia persa. L'energia persa in una gabbia vuota schermata è in funzione della conducibilità elettrica del metallo dei muri. Vengono registrate minime perdite quando si usano materiali con alta conduttività, come il rame.

La misura dell'efficienza della schermatura può essere alterata anche da altri fenomeni, come la **risonanza slot**. La penetrazione del campo elettromagnetico attraverso una data fessura in un piano conduttore varia con la frequenza. La risonanza slot è un fenomeno che avviene a frequenze minori della frequenza fondamentale di risonanza f_r per cavità risonante. Gli stessi cavi di collegamento, usati per le misure, possono interagire con il campo esistente e questa interazione può alterare la misura del valore di SE misurato. Utilizzare cavi con lunghezze diverse può produrre misure differenti per la stessa gabbia, e può rendere la prova non ripetibile. In generale, gli effetti dovuti alla risonanza sono minimi al di sotto di $0.8f_r$. Dove possibile, devono essere condotti test in questo range all'80% della frequenza di risonanza calcolata. Le performance dell'antenna ricevente possono essere influenzate dalla sua locazione, come ad esempio nel caso in cui vengano poste troppo vicino al muro.

La Norma IEEE 299 è stata aggiornata nell'anno 2006 [40]. Non sono contenute considerazioni particolari rispetto alla versione del 1997, ma vengono forniti alcuni dettagli per quanto riguarda l'incertezza della misura, che indica la dispersione del valore che può essere attribuita alla misura stessa. Ci sono molti aspetti che devono essere considerati durante la misura di SE per il calcolo dell'incertezza. Questi includono l'incertezza causata dagli strumenti di misura, le posizioni dell'antenna trasmittente e ricevente, il carico di RF della stanza e il suo effetto sul valore di Q , etc. Un gruppo di lavoro si sta occupando di inserire all'interno dello Standard IEEE 299 le modalità per valutare in maniera accurata l'incertezza, disponibili con la prossima revisione della Norma.

6 Verifica del rispetto delle disposizioni per il caso in esame

6.1 Sicurezza per operatori, pazienti e popolazione

6.1.1 Raggiungimento dell'obiettivo per il pubblico

La sicurezza per la popolazione viene garantita nel momento in cui si forniscono tutte le indicazioni possibili, avvertendo, mediante opportuna segnaletica, le persone dei rischi presenti dovuti al tomografo RM. Questa deve essere disposta così da isolare tutte le regioni ove le linee isomagnetiche presenti sono riferite a valori di 0.5mT (5G) o superiori e queste devono essere contenute all'interno del presidio RM con accesso controllato. La particolare geometria adottata per le bobine facenti parte del magnete è tale da produrre una riduzione drastica del campo già a poca distanza dal tomografo [25].

Ciò risulta necessario poiché portatori di pace-maker, neurostimolatori o altre protesi a controllo elettronico possono risentire di disturbi legati alla presenza del campo ed andare incontro a malfunzionamento degli stessi. Anche se le linee guida prevedono come limite per la popolazione per l'esposizione di qualunque parte del corpo il valore di 400 mT, viene preso come riferimento per tutti 0.5mT, valore che non interferisce con il corretto funzionamento delle protesi elettroniche. Nel caso in esame l'obiettivo viene raggiunto poiché la zona ad accesso controllato è gestita mediante accessi regolamentati, è tale da garantire i limiti previsti ed è dotata di opportuna segnaletica. Dalle misure effettuate recentemente è stato dimostrato come nei locali adiacenti alla RM, le linee isogaussiane siano tali da non lasciare scoperte zone con valori di campo $\geq 0.5\text{mT}$.



Figura 6.1 - Esempio di segnaletica distribuita nei locali

La stessa popolazione beneficia degli effetti ottenuti grazie alla gabbia a RF. Essa contribuisce a produrre un'attenuazione di almeno 80 dB, garantendo dunque quello che è il limite SAR (quantità di energia assorbita) per la popolazione, contenendolo entro 0,08 W/kg. La schermatura risulta utile anche per contenere eventuali variazioni di campo magnetico e limitare le onde sonore arteficiali di rumore (in questo caso è necessario un ulteriore isolamento con lana di roccia). Schermature magnetiche aggiuntive realizzate mediante berillio o ferro dolce e possono essere utili per contenere le linee isomagnetiche dovute al campo magnetico statico, evitando la loro propagazione in zone affollate, come può ad esempio essere un corridoio. Per un impianto è necessario dunque verificare la presenza di tali indicazioni per garantire la sicurezza della popolazione, nonché la regolamentazione dell'accesso a determinate zone.

La presenza del tomografo RM impone la valutazione del rispetto dei limiti previsti per l'esposizione a campo magnetico statico. Per un impianto da 1.5T, l'andamento delle linee isomagnetiche segue uno schema di questo tipo:

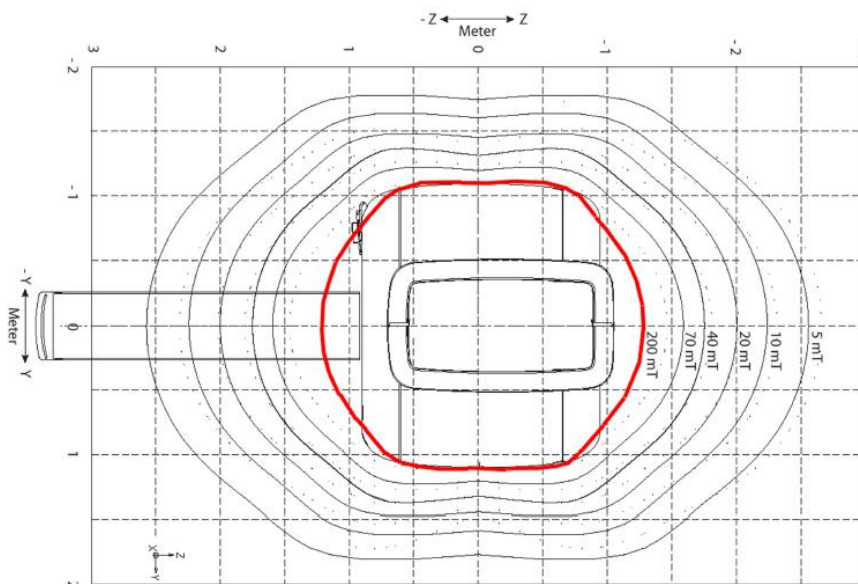


Figura 6.2 - Andamento linee isomagnetiche per tomografo RM 1.5 T

6.1.2 Raggiungimento dell'obiettivo per i pazienti

La verifica del rispetto dei valori limite previsti per i pazienti spetta al produttore del tomografo RM, ma in prospettiva si vuole incaricare un soggetto terzo al controllo. I rischi dovuti all'esposizione al

campo magnetico statico, risultano nulli per valori minori o uguali a 2T. Attualmente in esercizio ci sono impianti a 3T anche se la ricerca si è spinta fino a valori di 14 T. Le disposizioni internazionali sono un po' vaghe per quanto riguarda i valori limite. Vista l'incertezza, nel caso in esame è stato preso come limite per esami clinici whole body 4T, riservando l'opportunità di valutare limiti superiori in caso di futuri upgrade [30]. L'impianto studiato è caratterizzato da un campo magnetico statico di 1,5T, al di sotto dei limiti previsti.

I pazienti risentono molto di quella che è l'attività legata al campo magnetico variabile nel tempo, dovuto alla rapida accensione e al rapido spegnimento delle bobine di gradiente. I parametri caratteristici sono l'ampiezza e la durata della variazione del campo magnetico nel tempo, ed i valori possono spingersi fino a 300-400mT/m/ms per tecniche di acquisizione EPI (echo-planar-imaging). L'evoluzione tecnologica spinge per aumentare questi valori. Il riscaldamento prodotto dalla variazione di campo magnetico risulta trascurabile e quindi clinicamente non significativo; non deve essere trascurata invece la stimolazione indotta nervosa periferica o quella cardiaca. Inoltre possono verificarsi situazioni dove si ha presenza di fosfeni transitori (sensazioni di flash), indotti dalla stimolazione dei fotoricettori, senza evidenti danni permanenti. I valori limite per il campo magnetico variabile sono riportati nel capitolo 3, ad ogni modo il rispetto degli stessi è ottenuto sia grazie alla garanzia prodotta dal costruttore del tomografo, sia grazie al rispetto dei protocolli previsti per l'esecuzione delle indagini diagnostiche, a carico del tecnico che esegue l'esame.

Per i campi a RF invece è importante verificare il rispetto dei valori di SAR previsti, garantiti anche qui dal costruttore del tomografo RM, anche se gli stessi tecnici radiologi devono condurre indagini evitando di sottoporre i pazienti a stress troppo intensi (rispettando i protocolli di esecuzione dell'esame). Per i valori limite previsti per i pazienti si rimanda alla lettura del capitolo 3, mentre preme sottolineare ora che l'entità e la distribuzione dell'energia assorbita dipende dalle dimensioni e dalla configurazione del tessuto biologico rispetto alla lunghezza d'onda. Un oggetto di grandi dimensioni è caratterizzato da un assorbimento di energia in superficie, mentre se le dimensioni caratteristiche sono piccole, si ha poco assorbimento di RF. L'assorbimento maggiore si ha per dimensioni pari al 50% della lunghezza d'onda incidente. È importante dunque verificare il rispetto dei limiti di quantità di energia assorbita, definita come l'energia media dissipata nel corpo per unità di massa e di tempo, individuata grazie al SAR (specific Energy absorption rate), misurata in W/kg. Essa dipende dalla frequenza di risonanza, dalla sequenza di acquisizione (tipo, n. impulsi, TR, etc) dal numero di sezioni e matrice, dal tipo di bobina RF e dal volume del tessuto. Si evince dunque come il rispetto dei limiti passi sia per i controlli di qualità garantiti dal costruttore, come da una cosciente e corretta conduzione delle indagini diagnostiche, eseguite dai tecnici di radiologia. Le apparecchiature attuali, noto il peso del paziente e le sequenze impostate, effettuano un controllo automatico del SAR rispetto ai valori di legge.

Tra i sistemi di sicurezza adottati per la protezione dei pazienti ricordiamo i dispositivi di sorveglianza quali interfonni e telecamere, oltre ai dispositivi di protezione per il rumore derivante dalle apparecchiature.

6.1.3 Raggiungimento dell'obiettivo per i lavoratori

Infine è stato verificato il rispetto dei limiti previsti per i lavoratori. Nello stesso modo si valutano i parametri introdotti precedentemente, aggiornando i livelli di riferimento in base alla nuova categoria. Per i lavoratori, come per le altre categorie, è importante garantire che l'efficienza della gabbia schermata sia tale da contenere e mitigare le onde EM prodotte dal tomografo RM durante il suo funzionamento. Il campo magnetico statico è tale da essere contenuto all'interno del locale schermato, ed è presente una schermatura magnetica aggiuntiva al berillio o ferro dolce per evitare il propagarsi delle linee isomagnetiche su regioni disposte adiacenti a percorsi sensibili affollati. È stata tracciata sul pavimento una linea isomagnetica di colore giallo indicante i 200mT, operazione eseguita in collaborazione con il fisico sanitario Esperto Responsabile, mediante un gaussimetro, strumento in grado di misurare il CMS. È stato verificato, inoltre, che il valore di CMS appena oltre la finestra che porge sul locale del magnete, ove staziona l'operatore che conduce l'esame, risulta molto basso, abbondantemente sotto i limiti previsti dalla normativa (≤ 0.1 mT).



Figura 6.3 - Linea isomagnetica 5mT

La linea isomagnetica, indicante il valore di 200mT (visibile in figura 5.3), rappresenta un indicatore molto importante per i lavoratori operanti nel presidio. Ipotizzando dunque che un lavoratore impieghi circa 4 minuti per sistemare un paziente, è possibile definire il numero massimo di pazienti posizionabili al giorno come:

$$N = \frac{60}{T_p} = \frac{60}{4} = 15 \text{ pazienti} \quad 6.1$$

L'operatore potrà dunque oltrepassare la linea per posizionare al massimo 15 pazienti, garantendo il rispetto del limite di esposizione a valori di 200mT per un ora al giorno. E' bene alternarsi in questa operazione con il collega presente. La corretta determinazione della linea isomagnetica rientra in quelle che sono le attività dedicate alla salvaguardia della salute degli operatori. E' importante sottolineare come la geometria delle bobine sia tale da garantire un decadimento del campo magnetico statico già a breve distanza dal tomografo. La distanza di prima approssimazione è dunque contenuta all'interno del locale schermato. La linea sopra descritta ha la funzione di garantire il rispetto dei limiti previsti per l'esposizione a campo magnetico statico. Per i lavoratori, in termini di SAR, (assorbimento energia) devono essere garantiti valori tali da rispettare le soglie di 0.4 W/kg per SAR mediato su corpo interno, 10 W/kg per SAR localizzato su capo e tronco, mentre per gli arti il valore si porta a 20 W/kg. E' importante condurre indagini con la porta del locale RM chiusa, sia per evitare interferenze che influiscano negativamente sul tomografo, sia per evitare rischi inutili dettati dall'uso di onde RF per i lavoratori. L'abitudine molto spesso si traduce in scarsa attenzione, creando situazioni di rischio, che sfociano in incidenti, come evidenziato in figura 6.4.



Figura 6.4 - Incidenti in un tomografo RM

E' bene dunque intervenire mediante opportuni corsi di formazione per i lavoratori operanti. La gabbia RF avrà dunque la funzione di mitigare e contenere le onde EM ad alta frequenza generate dal tomografo RM durante il suo funzionamento (a macchina spenta è presente solo il campo magnetico statico), nonché gestire le stesse variazioni di campo magnetico. Possono esistere situazioni particolari in cui viene richiesta una particolare schermatura magnetica aggiuntiva, realizzata mediante materiale tipicamente ferromagnetico con lo scopo di guidare le linee del campo e schermare il campo elettrico. Nel caso in misura, è stato necessario schermare la parete adiacente al corridoio mediante una idonea schermatura al berillio o ferro dolce.

Per i lavoratori, il rischio di esposizione ad onde EM ad alta frequenza viene azzerato in presenza di una schermatura che garantisca un'attenuazione di almeno 80dB, secondo quanto previsto dalle norme IEEE 299-97 e MIL STD 285. Nel caso in esame è stata eseguita la verifica annuale dell'efficienza della schermatura, secondo le modalità individuate nel capitolo precedente. Questa ha permesso di verificare ed attestare il rispetto della normativa, in quanto le misure eseguite hanno evidenziato come, per tutte e tre le tipologie di onda adottate nella prova (onde magnetiche 10 MHz, onde piane 63.9 MHz e 100 MHz), sia garantito il rispetto dei limiti. Si riportano nel paragrafo seguente i risultati misurati.

6.2 Risultati della misura

La prova è stata eseguita in data 17 febbraio 2011 su una **gabbia IMEDCO a radiofrequenza installata nel 2001**, che ospita all'interno un tomografo RM Philips Intera 1.5T. La qualità dei materiali utilizzati e la precisione dell'installazione, permettono di garantire ancora ottime performance in termini di attenuazione, visibili nelle tabelle che seguono. Il circuito di misura utilizzato segue gli schemi individuati nel capitolo precedente e comprende la seguente strumentazione:

- **Analizzatore di spettro**⁽¹⁾, Rohde&Schwarz Model R&S FSH3, s/n 101442;
- **Amplificatore**⁽²⁾, IMEDCO AG Model 5303030, s/n 01-99A02;
- **Power Supply**⁽³⁾, IMEDCO AG Model Imedco, s/n 01-99N02;
- **Generatore di segnale**⁽⁴⁾, Marconi Model 52022, s/n 119026/117;
- **Antenna verticale per campo elettrico**, EMCO Model 3303, s/n 3099/3103;
- **Antenna spira per campo magnetico**⁽⁵⁾, IMEDCO AG Model Imedco, s/n 01-99003, 01-99004;
- **Dipolo per le onde piane**⁽⁶⁾, EMCO Model 3121C-DB2, s/n 1513/1515;
- **Sonda di campo magnetico**, EMCO 7405-901, s/n 01-99007;
- **Dipolo per le onde piane**⁽⁶⁾, EM Electro Metric 6925;
- **Sonda di campo magnetico**, EM Electro Metric 6882.

Le misure eseguite sono giustificate mediante il verbale di lavoro, che attesta la loro esecuzione ai sensi delle normative previste e secondo le specifiche della ditta produttrice del tomografo RM. Il metodo di misura viene descritto pienamente nel capitolo cinque. Durante la sessione di misura vengono compilate tre tabelle (Performance Test Sheet), in base alle onde utilizzate e alle posizioni coperte durante le misure. Si studia l'attenuazione inizialmente mediante onde magnetiche con frequenza 10 MHz (lavorando secondo quanto indicato per il low range), riportando i risultati ottenuti nella tabella 6.1, annotando dunque le più scarse performance in termini di attenuazione.

Tabella 6.1 - Verifica attenuazione mediante onde magnetiche, 10MHz, low range

Frequency [MHz]	Field	Test position	Ambient level [dBm]	Reference level outside [dBm]	Reading inside [dBm]	Final attenuation [dB]	Short calibration [dBm]	E Electric Field H Magnetic Field P Plane wave
10	H	1	-112	3	-112	>115	3	Porta
10	H	2	-112	3	-100	103	3	Visiva
10	H	3	-112	3	-112	>115	3	PP-Gas_med
10	H	4	-112	3	-112	>115	3	PP-Serv_elet
10	H	5	-112	3	-97	100	3	Medigas
10	H	6	-112	3	-102	105	3	CRYO
10	H	7	-112	3	-102	105	3	Quench
10	H	8	-112	3	-100	103	3	WG
10	H	9	-112	3	-112	>115	3	Vent. Paziente

Per quanto riguarda l'attenuazione, valutata mediante onde piane, vengono compilate due tabelle, lavorando con due frequenze di riferimento, la prima a 63.9MHz, la seconda a 100 MHz (range di risonanza). Si ottenendo i seguenti valori:

Tabella 6.2 - Verifica attenuazione mediante onde piane, 63.9 MHz, range di risonanza

Frequency [MHz]	Field	Test position	Ambient level [dBm]	Reference level outside [dBm]	Reading inside [dBm]	Final attenuation [dB]	Short calibration [dBm]	E Electric Field H Magnetic Field P Plane wave
63,9	P	1	-114	12	-80	92	12	Porta
63,9	P	2	-114	12	-84	96	12	Visiva
63,9	P	3	-114	12	-80	92	12	PP-Gas_med
63,9	P	4	-114	12	-94	106	12	PP-Serv_elet
63,9	P	5	-114	12	-85	97	12	Medigas
63,9	P	6	-114	12	-94	106	12	CRYO
63,9	P	7	-114	12	-94	106	12	Quench
63,9	P	8	-114	12	-84	96	12	WG
63,9	P	9	-114	12	-94	106	12	Vent. Paziente

Tabella 6.3 - Verifica di attenuazione mediante onde piane, 100MHz, range di risonanza

Frequency [MHz]	Field	Test position	Ambient level [dBm]	Reference level outside [dBm]	Reading inside [dBm]	Final attenuation [dB]	Short calibration [dBm]	E Electric Field H Magnetic Field P Plane wave
100	P	1	-114	10	-88	98	10	Porta
100	P	2	-114	10	-84	94	10	Visiva
100	P	3	-114	10	-83	93	10	PP-Gas_med
100	P	4	-114	10	-85	95	10	PP-Serv_elet
100	P	5	-114	10	-95	95	10	Medigas
100	P	6	-114	10	-85	95	10	CRYO
100	P	7	-114	10	-86	96	10	Quench
100	P	8	-114	10	-84	94	10	WG
100	P	9	-114	10	-86	96	10	Vent. Paziente

Le colonne della tabella vengono compilate secondo le seguenti modalità:

- frequency: indica la frequenza dell'onda impostata nel generatore di segnale collegato all'antenna di trasmissione.
- Field: viene fornita l'indicazione sul tipo di onde utilizzate per la valutazione di efficienza della schermatura. Questo campo può essere codificato con P (Plane Wave), H (campo magnetico) ed E (campo elettrico).
- Test Position: sulla base della planimetria della sala magnete (figura 6.5), contiene la codifica della posizione studiata, indicando le posizioni rispettive di antenne trasmettenti e riceventi.
- Ambient Level: contiene la misura eseguita, per ciascuna posizione, del livello ambientale misurato all'interno della gabbia, con il sistema di trasmissione spento.
- Reference level outside: contiene l'indicazione della misura del livello di riferimento, misurato esternamente all'inizio della misura, secondo le modalità individuate nel capitolo precedente, ottenuto mediante sistema di trasmissione e ricezione posti ad una adeguata distanza all'esterno della gabbia.
- Reading inside: contiene la misura ottenuta in ciascuna posizione di test, misurata dal sistema di ricezione posto nelle posizioni codificate all'interno della gabbia.
- Final attenuation: sulla base dei valori precedentemente compilati, è possibile calcolare algebricamente il valore di attenuazione finale, da attestarsi al di sopra di 80 dB.
- Short calibration: contiene indicazioni su eventuali variazioni del livello di riferimento, da aggiornare quando durante la misura possa venire meno qualche strumento o dispositivo utilizzato. La sua compilazione permette di verificare l'attenuazione mediante i nuovi valori di riferimento, senza ripetere da capo le misure.

Nei report di misura viene inserita la tabella con le indicazioni relative alla calibrazione del sistema di trasmissione - ricezione, per il quale viene valutato il mantenimento della linearità degli strumenti. Le misure contenute sono frutto di tarature eseguite in un secondo momento rispetto alla prova, ma devono essere riportate nei report finali ai sensi delle normative di riferimento. Viene omessa in questa tesi la sua presentazione, lo strumento utilizzato garantisce il rispetto delle disposizioni e mantiene il suo comportamento lineare al variare delle frequenze, rispettando il valore di DR previsto.

La valutazione dell'errore di misura nella procedura uniformata si esplica inserendo nei report tale tabella, dove si garantisce il comportamento lineare dell'analizzatore di spettro entro un determinato range. Le posizioni di misura codificate nelle tabelle 6.1, 6.2 e 6.3 corrispondono alle seguenti locazioni:

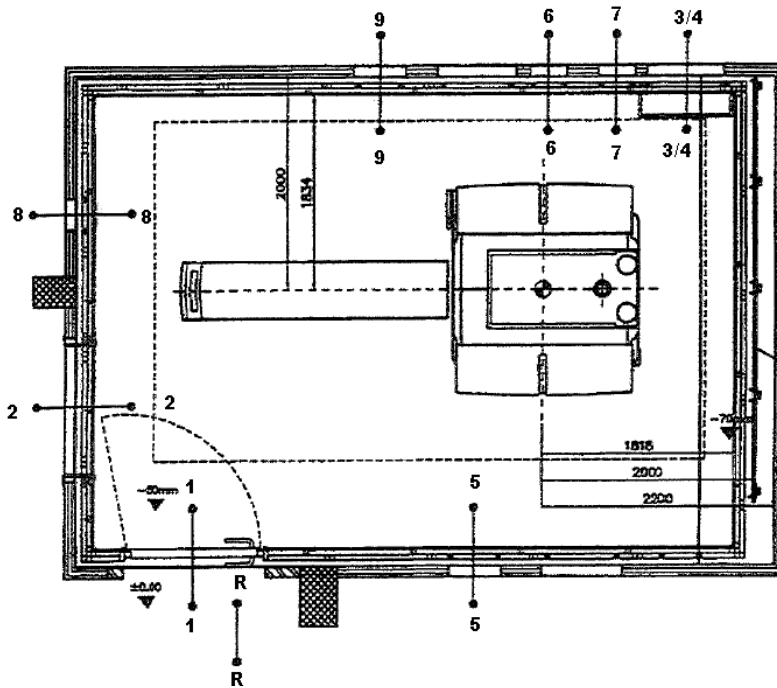


Figura 6.5 - Posizioni di misura nella planimetria della sala magnetete

- Test position 1: Porta;
- Test position 2: Visiva;
- Test position 3: PP-Serv_elettrici;
- Test position 4:PP-Gas_medicali;
- Test position 5: Medigas;
- Test position 6: Cryo;
- Test position 7: Quench;
- Test position 8: WG;
- Test position 9: Vent. Paziente.

7 Conclusioni

La recente introduzione in ambito ospedaliero di tecnologie ad alta complessità nonché criticità (RMN, TAC, PET, etc.), mira a migliorare l'assistenza e, quindi, la qualità delle prestazioni erogate all'utente/paziente della struttura sanitaria, sia essa pubblica o privata.

Il crescente sviluppo tecnologico degli ultimi decenni ha, infatti, portato alla creazione di sistemi e dispositivi di diagnosi e terapia di comprovata efficacia, di sempre più ridotta invasività e di maggiore consenso da parte del paziente. Tuttavia a questo importante traguardo tecnologico-assistenziale si sono accompagnate una serie di problematiche nuove in termini di gestione ed utilizzo delle apparecchiature, in particolare per quanto concerne la sicurezza e la gestione del rischio [32].

I sistemi di radiodiagnostica sono in continua evoluzione e questa deve trovare dei compromessi affinché non si superi il rapporto rischio/beneficio accettabile. Le apparecchiature devono essere utilizzate in condizioni di sicurezza, garantendo i livelli previsti per ciascuna delle tre categorie interessate (pazienti, pubblico, lavoratori).

La normativa di riferimento risulta complessa, ed è compito dell'ingegnere verificare il rispetto dei limiti e delle disposizioni previste dalla normativa vigente alla tipologia di impianto e del suo principio di funzionamento, collaborando a stretto contatto con l'Esperto Responsabile (fisico sanitario) e il Medico Responsabile. Un parametro fondamentale da verificare è l'efficacia della schermatura della gabbia di Faraday, strumento progettato con lo scopo di garantire la protezione del tomografo dalle interferenze esterne, garantendo di fatto immagini prodotte con adeguati standard di qualità, nonché di salvaguardare la sicurezza dei lavoratori che operano nel presidio [33]. Le prestazioni di uno schermo dipendono:

- dalle caratteristiche geometriche;
- dalle proprietà fisiche del materiale impiegato (in particolare σ e μ);
- dalle proprietà della radiazione incidente;
- dalla distanza schermo-sorgente in rapporto alla lunghezza d'onda.

Generalmente gli schermi vengono realizzati adottando materiali dotati di elevata conducibilità elettrica. In termini di efficienza di schermatura, il rispetto della norma avviene qualora l'attenuazione misurata sia superiore ad 80dB in ogni regione, secondo le polarizzazioni ed orientazioni previste. Preme sottolineare come ci sia una discordanza dei valori proposti dall'Ispesl rispetto a quelli riportati nella norma IEEE [36]. L'Ispesl prevede un'attenuazione di almeno 100dB, la Norma IEEE considera

positiva l'attenuazione che rientra nel range 80-100dB. Nel caso in esame è stata valutata la bontà della schermatura appoggiandosi su quest'ultimo valore, meno cautelativo rispetto al primo. L'esperienza maturata durante la stesura della tesi, permetterà di supportare il Medico Responsabile e l'Esperto Responsabile anche per interpellare i giusti interlocutori per la definizione di un unico valore limite di SE condiviso. La Norma inoltre fornisce quelle che sono le modalità di esecuzione della prova e lascia al proprietario o all'ente regolante la determinazione dei valori di soglia sulla base dei quali valutare il superamento della stessa. Nella Norma sono elencate le modalità di misura da adottare in base alla frequenza delle onde utilizzate nei test, ma spetta al proprietario o all'ente regolante definire quali siano le frequenze da utilizzare. Nel caso in esame si adottano frequenze tipiche dell'impianto di risonanza. Ad esempio, 63.9 MHz è la frequenza di precessione dei nuclei di idrogeno ad 1T.

Dallo studio effettuato si evince come la gabbia garantisca ancora elevate prestazioni e il livello di attenuazione risulti superiore al limite disposto dalla norma e dall'ente regolante. Le zone sensibili sono rappresentate dai due pannelli di penetrazione dei servizi, dalla visiva e dalla porta, anche se in realtà le misure hanno evidenziato ancora ottime performance. Il pannello di penetrazione dei servizi medicali è caratterizzato dalla presenza di molte guide d'onda, necessarie per permettere l'ingresso dei gas [37]. Questi accedono passando attraverso la guida d'onda, un tubo di ottone che sorregge un tubo in gomma entro il quale scorre il gas. Il tubo in gomma è tale da collegare le due tubazioni metalliche, interrotte in maniera opportuna nella sezione ove avviene l'ingresso del servizio. I filtri elettrici invece sono caratteristici del pannello dei servizi elettrici entranti, utilizzati per filtrare le linee di alimentazione. L'obiettivo è quello di evitare il propagarsi di emissioni condotte e radiate in entrambi i sensi. Si evidenzia come l'installazione di tutti questi componenti possa condurre verso situazioni dove possono essere presenti cali di performance dovuti alla scarsa aderenza tra due superfici contigue di rame. La verifica del livello di attenuazione per queste sezioni viene eseguita secondo standard molto rigidi. Possono esistere circostanze particolari ove l'attenuazione cala bruscamente. Ad esempio, la rottura di un paio di contatti finger della porta, contribuisce a portare l'attenuazione a valori al di sotto di 80 dB, oppure negligenza o incuria durante le operazioni di scarico dei pannelli di rame può contribuire a ridurre clamorosamente le performance per colpa di fessure che possono crearsi in seguito ad urti, la cui lunghezza si traduce in un dipolo elettrico di lunghezza $\lambda/2$, che quindi diventa un'antenna per appropriati valori di frequenza caratteristici di onde EM generate all'interno, consentendo la loro propagazione all'esterno. Le aperture e discontinuità modificano il percorso delle correnti parassite e degradano le prestazioni dello schermo. E' bene non praticare aperture di dimensioni $> \lambda/50$ e deve essere assicurata la continuità elettrica realizzando un buon contatto ogni ventesimo o centesimo di lunghezza d'onda. Alla luce di ciò, risulta necessaria la verifica preliminare alla messa in funzione dell'impianto monitorando la corretta progettazione ed installazione del sito.

E' importante che la gabbia sia messa a terra mediante un unico conduttore, posto in un punto ben preciso. Eventuali apparecchiature interne vengono messe a terra realizzando una terra interna, separando di fatto le correnti che circolano sulla lastra interna ed esterna. Al termine dell'installazione infatti viene eseguita una misura di isolamento, scollegando il morsetto del cavo che porta al collettore di terra, verificando un valore di resistenza superiore a 3 k Ω .

Si può affrontare lo studio degli schermi in varie maniere: dalla rigorosa soluzione delle equazioni di Maxwell, disponibile però per corpi geometricamente semplici, all'altrettanto rigorosa ma più semplice teoria di propagazione delle onde piane attraverso strutture multistrato, dallo studio di schermi sottili alle soluzioni di tipo numerico, che hanno la potenzialità di studiare problemi complessi. Si scopre però che il valore di efficienza di schermatura calcolato è molto elevato per qualsiasi tipo di struttura perfettamente chiusa. Ciò contrasta con quanto si trova nella realtà. Il problema non risiede nella maggiore o minore validità della teoria EM, ma nell'impossibilità di realizzare strutture perfettamente chiuse.

Dall'indicazione del valore di attenuazione si ricava più di una informazione: il numero restituisce immediatamente una risposta alla valutazione del rispetto della normativa, qualora esso si attesti sopra 80dB. Inoltre, dalla teoria delle schermature, si ricorda come l'efficienza di schermatura sia un valore composto dalla somma di tre termini: la perdita per assorbimento, la perdita per riflessione e la perdita per riflessioni multiple. Questi, in base alla situazione in cui ci troviamo, pesano in modo diverso. Lo schermo produce un'attenuazione per i campi statici e per le onde RF. Per il campo magnetico statico, si considerano singolarmente le sorgenti. Il campo elettrico può essere schermato efficacemente utilizzando un materiale conduttore. Le cariche elettriche libere tendono a distribuirsi sulla superficie del metallo e il campo elettrico è nullo all'interno. Schermi di ottime prestazioni possono realizzarsi anche utilizzando fogli di metallo sottili e reti metalliche. Le aperture non degradano eccessivamente

le prestazioni dello schermo purché non vi siano oggetti conduttori in loro prossimità. Per quanto riguarda il campo magnetico, esso risulta difficile da schermare. Può essere attenuato utilizzando materiali ferromagnetici (ferro, nickel, cobalto e loro ossidi e leghe), materiali superconduttori o schermi attivi. La scelta del materiale da impiegare dipende dalle caratteristiche della sorgente (μ variabile in relazione all'intensità di campo incidente).

Per la schermatura dei campi variabili nel tempo interviene un nuovo meccanismo di attenuazione ottenuto grazie alle correnti parassite indotte negli schermi conduttori che generano a loro volta campi elettrici e magnetici che si oppongono ai campi incidenti, aumentando di fatto l'efficienza energetica. Il comportamento delle correnti parassite è estremamente complesso. L'analisi viene fatta considerando le sorgenti poste in campo lontano e in campo vicino.

In presenza di sorgenti in campo lontano (onde piane uniformi) la perdita per riflessione costituisce il meccanismo di schermatura predominante alle basse frequenze, mentre la perdita per assorbimento è il meccanismo predominante ad alte frequenze.

La perdita per assorbimento è in funzione dello spessore d e del prodotto $\mu\sigma$ ed aumenta molto rapidamente all'aumentare della frequenza su scala logaritmica. Alla frequenza dell'onda incidente, lo spessore della barriera d risulta molto più grande della profondità di penetrazione δ , e l'onda trasmessa attraverso la prima interfaccia raggiunge l'interfaccia di destra molto attenuata e le continue e ripetute riflessioni sulle superfici interne della barriera sono di poca importanza. Nel caso in cui lo spessore dello schermo sia molto maggiore della profondità di penetrazione, è sufficiente considerare solo la riflessione e trasmissione iniziale sulle interfacce di sinistra e destra della barriera, non le riflessioni multiple. La profondità di penetrazione dipende da alcuni parametri come la frequenza e il prodotto $\mu\sigma$ entrambi al denominatore. Dunque all'aumentare della frequenza il termine di perdita per assorbimento cresce molto.

Tabella 7.1 - Profondità di penetrazione del rame al variare della frequenza

Frequenza	Profondità di penetrazione rame δ (cm)
60Hz	0.852
100Hz	0.661
1kHz	0.208
10kHz	0.066
100kHz	0.020
1MHz	0.008
10MHz	0.002

Si può affermare che il fenomeno delle perdite per assorbimento è sfruttabile per disturbi ad alta frequenza, per i quali è sufficiente uno schermo di spessore molto ridotto (diminuisce la profondità di penetrazione, tabella 7.1). Ragionando ancora in regione di campo lontano, si è osservato inoltre come minore sia l'impedenza dello schermo, maggiore sia la perdita per riflessione. La perdita per riflessione è proporzionale alla conducibilità, e ciò è osservabile anche dall'espressione 4.40 incontrata nel capitolo 4. L'impedenza può essere minimizzata usando materiali ad alta conducibilità e bassa permeabilità, come ad esempio è il rame. E' vero anche che in seguito all'aumento della frequenza corrisponde un aumento dell'impedenza e quindi si ha di fatto una diminuzione delle perdite per riflessione, ma ciò non modifica comunque la scelta di un materiale dotato di alta conducibilità. La perdita per riflessione prevale alle frequenze più basse, poiché l'impedenza dello schermo è minore dell'impedenza d'onda. In condizioni di onda piana, campo elettrico e magnetico sono misurati nello stesso mezzo (stessa impedenza d'onda). Si avrà dunque lo stesso valore di attenuazione sia per il campo elettrico che per il campo magnetico.

Lo schermo, come già introdotto in precedenza, ha la funzione di proteggere il tomografo dalle interferenze esterne, nonché di contenere le onde elettromagnetiche generate dall'impianto. Ha senso dunque analizzarne il comportamento anche per sorgenti in campo vicino, disposte ad una distanza dallo schermo minore di 3λ o $2D^2/\lambda$. In questo caso, il peso delle tre componenti che compongono l'efficienza di schermatura è diverso in base al tipo di sorgente, elettrica o magnetica. Nel caso di campo vicino si considerano i campi elettrici e magnetici disaccoppiati, ottenendo un'attenuazione

diversa per ciascuno, in quanto le perdite per riflessione e le perdite per riflessioni multiple differiscono per via della diversa impedenza d'onda. In presenza di sorgenti di campo elettrico vicino la situazione risulta, con una certa approssimazione, inalterata rispetto al caso onda piana: la perdita per riflessione è predominante a basse frequenze (campo ad alta impedenza, differenza tra impedenza caratteristica dello schermo ed impedenza d'onda elevata), mentre la perdita per assorbimento è predominante alle alte frequenze. Le perdite per assorbimento sono in funzione delle caratteristiche dello schermo e della frequenza e quindi restano invariate al variare del tipo di sorgente. La perdita di riflessione invece cala all'aumentare della frequenza per schermi di spessore 1mm, poiché diminuisce l'impedenza d'onda elettrica. L'efficienza dello schermo migliora se questo viene realizzato mediante materiali con maggiore conducibilità, anche se l'impedenza del metallo cresce all'aumentare della frequenza e di conseguenza l'efficienza di schermatura, dovuta alle perdite per riflessione, diminuirà alle alte frequenze.

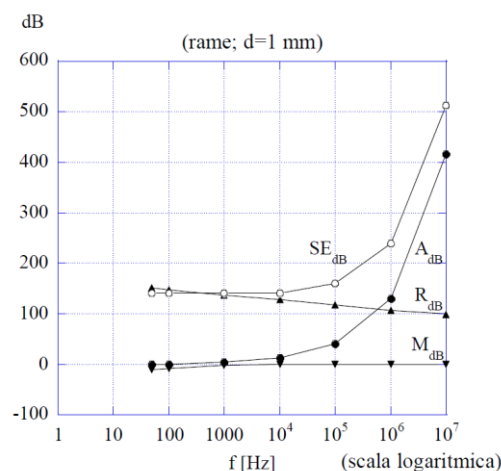


Figura 7.1- Andamento delle componenti di SE al variare della frequenza

Nel caso di sorgenti di campo magnetico vicino la situazione è molto diversa alle basse frequenze. In questo caso la perdita per assorbimento costituisce il meccanismo di schermatura predominante per tutte le frequenze. Tuttavia sia la perdita per riflessione sia la perdita per assorbimento sono molto piccole in presenza di sorgenti di campo magnetico vicino a basse frequenze (campo a bassa impedenza, piccola differenza tra impedenza caratteristica dello schermo ed impedenza d'onda); perciò si deve ricorrere ad altri metodi per ottenere una schermatura magnetica contro le sorgenti magnetiche a bassa frequenza. La perdita di riflessione per il caso con sorgenti di campo magnetico cresce con la frequenza, in quanto aumenta l'impedenza d'onda relativa. Per i campi magnetici si deve intervenire sullo spessore dello schermo o utilizzare materiali magnetici. E' critica la scelta del materiale in quanto la permeabilità magnetica relativa varia anche con la frequenza dell'onda incidente. In alcuni casi è preferibile utilizzare materiali conduttori (σ elevata) e aumentare le perdite per riflessione aumentando la distanza dalla sorgente.

Concludendo, buona parte del peso nel valore espresso di efficienza di schermatura è determinato dal termine dovuto alle perdite per assorbimento, ed in secondo luogo dalle perdite per riflessione. Il campo elettrico si può schermare facilmente mediante materiali metallici (0-300GHz). Il campo magnetico (statico e LF) vede le prestazioni del dispositivo schermante dipendere dalla scelta del materiale, dallo spessore dello schermo e dalla distanza schermo sorgente.

Per quanto riguarda la tempistica di verifica della gabbia, risulta sufficiente una prova all'anno, in quanto eventuali anomalie vengono subito riscontrate dal personale di radiologia, che vede comparire nelle immagini degli artefatti, dovuti alle interferenze elettromagnetiche esterne.

Preme infine sottolineare, come la complessità dell'ambiente in cui si opera, molto spesso può indurre in errore, poiché si lavora in condizioni di emergenza. Risulta quindi fondamentale la stesura e l'adozione del Regolamento di Sicurezza, che rappresenta lo strumento operativo finalizzato alla definizione delle regole da rispettare quando si opera in un presidio di risonanza magnetica.

La tesi mi ha permesso di approfondire un argomento molto interessante fornendomi la possibilità di utilizzare gli strumenti/metodi che il corso di laurea mi ha munito, per studiare con successo un nuovo

argomento. Ho avuto la possibilità di confrontarmi con esperti del settore, quali ingegneri, tecnici di radiologia, fisici sanitari, medici, vivendo situazioni che mi hanno permesso di crescere come persona e come tecnico. Lo studio delle problematiche annesse alle apparecchiature elettromedicali è un tema molto importante che rientra nella missione di un servizio che ritengo essere il cuore dell'ospedale: il servizio di ingegneria clinica. Il supporto al personale medico, la verifica delle corrette esecuzioni delle manutenzioni e degli interventi, la gestione delle apparecchiature, sono attività strettamente correlate al benessere del paziente. La gestione complessiva delle apparecchiature biomediche con personale specializzato porta molteplici vantaggi presso le strutture sanitarie e in particolare, oltre che accrescere la "cultura della gestione" all'interno dell'ospedale, permette di registrare parametri che altrimenti non potrebbero essere considerati e che consentono il calcolo di elementi utili al governo della spesa sanitaria e in termini di aumento di efficienza ospedaliera.

Gli ingegneri clinici ed i tecnici biomedici interni costituiscono un fondamentale supporto per la valutazione e il corretto uso delle tecnologie all'interno della struttura sanitaria, e che la massima sicurezza possibile può scaturire solo dalla collaborazione tra tecnico biomedico e operatore sanitario. La conoscenza di tutti questi fattori, inoltre, fornisce un supporto fondamentale alla decisione sulla modalità di manutenzione da attuare ed è la base fondamentale per garantire una obsolescenza programmata del parco macchine della struttura sanitaria affinché le attrezzature operino in una costante cornice di sicurezza per gli operatori e per i pazienti nello stato funzionale ottimale. Vorrei concludere con una definizione:

“La salute è uno stato di completo benessere fisico, mentale e sociale e non meramente l'assenza di malattia o infermità. E' un fondamentale diritto umano e il conseguimento del più alto livello possibile di salute è il più importante obiettivo sociale del mondo intero, la cui realizzazione richiede l'azione di molti altri settori sociali ed economici, oltre al settore della salute”.

(Definizione Salute – OMS)

Bibliografia

- [1] L. Donato, D. Bravar, "Manuale per tecnici di radiologia, Principi di Funzionamento e manutenzione", vol II -parte IV, Padova, Sottoprogetto n.19 – AC.MA.GEST, 20 luglio 1987, pag. 107-122.
- [2] A. Ruggeri, Appunti delle lezioni del corso "Strumentazione Biomedica 2" , Università degli Studi di Padova, Docenti,
http://www.dei.unipd.it/wdyn/index.php?IDsezione=5074&IDutente=10&IDinsegnamento=&IDgruppo_pass=&preview= , 29 marzo 2011.
- [3] V. Amezic, S. Copetti, "Tecniche di acquisizione, parametri e qualità dell'immagine in RM", corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.
- [4] D. G. Mitchell MD, A. Del Maschio, "Principi di Risonanza Magnetica", Torino, Centro Scientifico Editore, 2000, pag 1-275.
- [5] R. Canese, F. Podo, "Introduzione alla risonanza magnetica ad uso clinico, principi fisici e strumentazione", Ann. Ist. sup. Sanità, vol.30 n.1, 1994, pag. 7-29,
http://www.iss.it/binary/publ/cont/Pag7_29Vol30N11994.pdf , 29 marzo 2011.
- [6] C. Santi, "Appunti di risonanza magnetica nucleare",
<http://www.metodifisici.net/TESTI/testo/capitolo1nmr.pdf> , 29 marzo 2011.
- [7] V. Amezic, S. Copetti, "Introduzione alle tecniche di velocizzazione dalla scansione ed alle sequenze veloci", corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.
- [8] S. Copetti, "Artefatti in RMN", corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.
- [9] A. Beux, F. Cauda, F.P. Selitti, "Sequenze", corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.

- [10] J.P. Hornak, “Le basi dell’imaging a risonanza magnetica”, <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside-i.htm> , 29 marzo 2011.
- [11] <http://www.risonanzamagnetica.org/webPazienti.asp?id=1> , 10 dicembre 2010.
- [12] http://www.risonanzamagnetica.org/edu/safety/bf_introduzione.html , 10 dicembre 2010.
- [13] A. Villa, “Manuale di tecnica di risonanza magnetica: il contributo delle scuole italiane e dell’industria”, vol.91 – supplemento 1 al n.5 – Torino, Organo ufficiale dell’associazione italiana di Radiologia Medica, Edizioni Minerva Medica, maggio 1996, pag. 5-24.
- [14] A. Minoja, “Introduzione alla risonanza magnetica nucleare”, <http://www.disa.unibo.it/NR/rdonlyres/83CB6A03-39C8-465C-AA1C-65D5FB546C81/0/APMCESENAFEB08introduzioneNMR.pdf> , 29 marzo 2011.
- [15] M. Coriasco, O. Rampado, “Principi fisici di base, il fenomeno della risonanza”, corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.
- [16] F. Selletini, A. Beux, F. Cauda, D. Daniele, “Tecnologie RM”, corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.
- [17] D. Daniele, G.B. Bradac, F. Sellitti, “Controindicazioni, protezione, consenso informato”, corso di formazione continuativa per T.S.R.M, Torino, 4/5 ottobre 2002, 14/15 Marzo 2003.
- [18] S. Colagrande, F. Sberna, S.Meli, C. Bartolozzi, “Tomografia a Risonanza Magnetica, elementi di tecnica e metodologia di studio”, La Fotocromo Emiliana – Osteria Grande (BO), USES Edizioni scientifiche Firenze, Novembre 1987, pag.1 -134.
- [19] “Imedco”, <http://www.imedco-shielding.com/englisch/intro.html> , 29 marzo 2011.
- [20] P. Cesena, “Protezione del paziente e dei lavoratori”, A.O. San Giovanni Battista di Torino, http://www.aifmliuriapiemontevalledaosta.it/link/corso_rm/Cesana.pdf , 29 marzo 2011.
- [21] “La sicurezza degli impianti elettrici nei locali ad uso medico”, http://www.elektro.it/medici/medici_01.html , 29 marzo 2011.
- [22] F. Campanella, A. Ceccatelli, “Indicazioni per i controlli periodici di qualità e sicurezza in RM”, http://www.ispesl.it/informazione/argomenti/controlli_RM.pdf , 29 Marzo 2011.
- [23] M. Giannelli, M. Mascalchi, M. Mattozzi, A.S. Panebianco, F. Campanella, “Standard di sicurezza in risonanza magnetica: Il regolamento di Sicurezza”, http://www.ispesl.it/settore/linea%20guida_RdS.pdf , 29 marzo 2011.
- [24] Notizie Tecnica, <http://www.rm-online.it/> , 29 marzo 2011.
- [25] M. Serafini, “Procedure e dispositivi di sicurezza in RM. Nuovo ospedale civile S. Agostino Estense ”, <http://www.ausl.mo.it/flex/cm/pages/ServeAttachment.php/L/IT/D/5%252F5%252Ff%252FD.1caab48d57453e3ccb35/P/BLOB%3AID%3D5320> , 29 marzo 2011.
- [26] M. Serafini, “La normativa Italiana in materia di installazione impianti RM”, Carpi 20 marzo 2009, AUSL Modena, <http://www.ausl.mo.it> , 29 Marzo 2011.
- [27] N. Benvenuto, R. Corvaja, T. Erseghe, N. Laurenti, “Communication Systems, Fundamentals and Design Methods” – John Wiley & Sons, LTD, West Sussex, England 2006, pag 115-163.
- [28] D. Halliday, R. Resnick, J. Walker, “Fondamenti di Fisica, sesta edizione – Elettrologia, magnetismo, Ottica”, Milano, 2006, Casa Editrice Ambrosiana, pag. 637- 796.

- [29] P. Mazzoldi, M.Nigro, C.Voci, “Elementi di fisica – Elettromagnetismo”, Napoli 2006, Edises, pagine 120- 228.
- [30] M. Serafini, “Procedure e dispositivi di sicurezza in RM – Nuovo ospedale civile S. Agostino Estense” <http://www.ausl.mo.it>, 29 marzo 2011.
- [31] P. Carpeggiani “Corso di formazione sicurezza in RM – Medico Responsabile”, Modena 20 aprile 2010 <http://www.ausl.mo.it>, 29 Marzo 2011.
- [32] P. Cesana “Corso Pratico su qualità e sicurezza in risonanza magnetica, Protezione del paziente e dei lavoratori”, http://www.aifmliuriapiemontevalledaosta.it/link/corso_rm/Cesana.pdf , 29 marzo 2011.
- [33] R. Falsaperla – P. Rossi “Azioni di mitigazione e protezione in bassa e alta frequenza” ISPESL – Dipartimento di Igiene del lavoro.
- [34] M. D’Amore “Compatibilità elettromagnetica”, edizioni scientifiche SIDEREA, 2003.
- [35] B. Audone “Compatibilità elettromagnetica”, McGraw-Hill libri Italia SRL, 1993.
- [36] C.R. Paul “Compatibilità elettromagnetica – Concetti fondamentali di elettromagnetismo, applicazioni progettuali” Hoepli 1999.
- [37] Appunti delle lezioni di “Compatibilità elettromagnetica industriale”, Università degli Studi di Padova, Prof. Daniele Desideri, <http://www.die.unipd.it/compatibilit%C3%A0-elettromagnetica-industriale-industrial-electromagnetic-compatibility.html> , 29 marzo 2011.
- [38] Estratto della Norma MIL-STD 285-1956, <http://www.wbdg.org/ccb/FEDMIL/std285.pdf> , 29 marzo 2011.
- [39] Estratto della Norma IEEE 299-1997, <http://standards.ieee.org> , 10 gennaio 2011.
- [40] Estratto della Norma IEEE 299-2006, <http://standards.ieee.org> , 10 gennaio 2011.

Ringraziamenti

E' difficile per me trovare un metodo grafico affinché sia possibile mettere tutte le persone che voglio ringraziare, al primo posto. Ad ogni modo, voglio esprimere gratitudine in particolar modo a queste persone, per l'aiuto nella stesura della tesi:

- **Lorenzo:** che in questi mesi mi ha seguito molto pazientemente, una persona incredibile, un grande uomo. Mi ha guidato nello studio dell'argomento della tesi, fornendomi prospettive diverse nell'approccio alle problematiche, facendomi acquisire un nuovo metodo, diventato ormai parte del mio bagaglio. Gli auguro il meglio, è stato un piacere potermi relazionare con lui in questi mesi.
- **Roberto:** già mio Relatore per la laurea triennale. Lo ringrazio infinitamente e lo stimo molto sia come persona che come professionista. E' stato un piacere seguire i suoi corsi durante il periodo di studio, e lo stesso posso dire dell'esperienza maturata nella stesura della tesi. Problemi che per me sembravano insormontabili, lui è riuscito a risolverli in poco tempo. Lo ringrazio soprattutto per il modo, la professionalità e la pazienza con cui mi ha sempre seguito in questi mesi.
- **Daniele:** lo ringrazio infinitamente per l'aiuto che mi ha permesso di orientarmi nel mondo della CEM. Mi ha fornito gli elementi essenziali per affrontare l'argomento di tesi.
- **Diego:** che nonostante i molti impegni lavorativi, mi ha aiutato a comprendere al meglio diversi aspetti, soprattutto pratici, simulando in laboratorio situazioni osservate durante le misure. Grazie infinite.
- **Attilio:** nella vita si incontrano a volte persone fantastiche, che lavorano tantissimo, ma con uno spirito particolare. Ti raccontano della loro esperienza professionale con una passione coinvolgente. Grazie Attilio, senza il tuo aiuto sicuramente non sarei riuscito ad arrivare in fondo alla tesi.
- **Luca:** che nonostante i numerosi, difficili e problematici impegni lavorativi, è riuscito a trovare il tempo per aiutarmi per la tesi. Lo ringrazio anche per i numerosi e utili consigli che mi ha sempre dato.
- **Rudi:** senza il quale non sarei riuscito a partecipare alle misure, elemento che costituisce la parte più importante della mia tesi.
- **Martina:** una carissima persona, un'amica. La ringrazio soprattutto per i consigli e l'aiuto nell'impaginazione della tesi.
- **Andrea:** che ringrazio per i consigli e gli spunti forniti per la realizzazione del Power Point, persona di ormai grande esperienza.
- **Cristina:** per tutte le volte che mi ha prestato il suo computer, per tutta la pazienza che ha portato in questi mesi, per tutte le parole di elogio, forza, coraggio. Grazie.

Voglio inoltre ringraziare, in ugual modo, anzi ancora di più, le seguenti persone a cui dedico questo traguardo:

- **La mia mamma:** a cui va la dedica principale di questa tesi, senza la quale nulla sarebbe stato possibile. Espressione di forza, coraggio, determinazione, valori che è riuscita a trasmettermi. E' una mamma incredibile, e se tornassi indietro nel tempo, e mi chiedessero di scegliere, sceglierei solo lei. Non sarei mai riuscito a tagliare questo traguardo senza di lei e per questo glielo dedico con il cuore.

- **Il mio fratellone:** che se non ha già iniziato a piangere ora lo farà. Una persona con un grande cuore, un fratello, un amico. Una porta sempre aperta in caso di difficoltà, una persona speciale. Lo ringrazio per tutto l'aiuto in questi anni.
- **La mia sorellina:** anche lei espressione di forza, coraggio e determinazione. Che nonostante tutto è riuscita ad aiutarmi in moltissimi modi, con la macchina per il lavoro, economicamente in tante occasioni, sempre presente quando ce n'era bisogno.
- **Lara:** una donna forte, decisa, determinata, che mi ha aiutato a crescere in questi due anni, rendendomi più responsabile e maturo.
- **Eugenio:** che mi ha ospitato per due mesi permettendomi di passare brillantemente un difficile esame, che mi è sempre stato vicino in ogni periodo, difficile o no, che mi ha aiutato ad uscire dai momenti di difficoltà.
- **Nicolas:** compagno di avventura in questo lungo viaggio, un esempio, un grande amico. La sua simpatia, il suo modo di fare, il suo essere sempre sereno e disponibile, sono stati un punto di forza per riuscire a superare ogni momento difficile durante la carriera universitaria. Lo ringrazio anche per tutti gli appunti, molti dei quali probabilmente sono ancora a casa mia.
- **Dario:** un vero amico, sempre presente, in ogni momento della giornata. Una persona speciale, a cui dedico un traguardo speciale. Un giorno ti ripagherò la felpa che ti ho bruciacciato ormai 20 anni fa.
- **Matteo:** con cui ho condiviso tutto il percorso universitario, grazie.
- **Matteo:** un grande uomo, un esempio. In tutti questi anni ha subito miei sfoghi, le mie paranoie. Mi è stato vicino in molte occasioni e lo voglio ringraziare perché non è solo un collega, ma anche un caro amico.
- **Tutta la mia famiglia:** i miei parenti stretti, la cui unione, vicinanza, aiuto, mi ha permesso di superare tanti momenti difficili, sia individuali, sia famigliari. Questo traguardo è dedicato a tutti voi.
- **A tutte le persone che in questi anni ci hanno lasciato:** penso che in questo momento, sicuramente, sarete orgogliosi di me.
- **Tutte le persone vicine:** mi scuso se ho dimenticato qualche nome, purtroppo i tempi sono sempre stretti. Ringrazio tutti voi che in questi anni, in modo diverso, mi siete stati vicini.

Vorrei concludere riportando il testo di una canzone, "Tu Corri", che ho iniziato ad ascoltare dopo il primo anno di Università, dove ho incontrato molte difficoltà, canzone estratta dall'album "Fuego 2002" dei Gemelli Diversi. Diverse volte è riuscita a darmi quella spinta in più che mi ha permesso di arrivare in cima a tante difficili salite. Leggendo il testo capirete il perché.

Gemelli Diversi – Tu corri – Fuego 2002

“Ehi, questa mattina giù al parco, sai si parlava di quando
 ci si allenava nel fango e il mondo lo si scopriva giocando...
 Ricordi il tipo che parlava poco? Lui già vedeva il suo scopo,
 dentro lo sguardo bruciava quel fuoco...
 Amava il gioco, amava il suo pallone,
 viveva per diventare il migliore, lo si chiamava il campione...
 Sembrava un uomo con le sue scarpette addosso, guardava avanti fisso e diceva a se stesso:

Rit.

Ci sei solo tu, con quella porta davanti
 e un tiro da segnare che aspetta per svelarti se...
 Tutti quei sogni per cui tu corri...
 Li meriti davvero o son solo illusioni folli...
 Solo tu, e quella porta più in là...

Sotto i fischi di tutti quando quel tiro non va...
Particolari sciocchi, se bari si vede dagli occhi...
Niente paura tu corri...Tu corri...

“In questa vita niente è dato per niente”,
diceva continuamente quel ragazzino già grande
coi sogni da adolescente, nel campetto tra i palazzi si allenava al mondo,
metteva il cuore sul campo e mostrava il suo talento.
Attento ad ogni appunto dell’allenatore,
cresceva col suo pallone la stoffa del giocatore,
un campione coi sogni impressi negli occhi,
suo padre là sugli spalti si rivedeva in carriera, quando giocava ai suoi tempi;
per non deluderlo fece un provino e subito
si ritrovò con un contratto in fronte al grande pubblico,
vide i suoi sogni realizzati in un lampo...
Il ragazzino ormai un uomo che da spettacolo in campo,
ed è l’orgoglio del padre, di tutta la famiglia,
negli occhi lo stesso fuoco e quando combatte nell’area,
mette la voglia, fantasia, altruismo per la sua squadra,
mentre ripete a se stesso cercando la sua vittoria:

Rit.

Mentre dall’alto dei gradini, per bambini ed ultras,
sei uno che ama tutto quello che fa, problemi non ha,
che non fatica, tu sai che non è così ma
quello guarda la tua vita da là in fondo, che ne sa?
Di chi rovina quello per cui tu vivi,
attaccanti sorridenti, finti e spenti trasformati in divi,
col conto pieno e un matrimonio sincero,
o con donne che mai hanno amato davvero...
Ecco perché fermarsi qui è troppo facile ormai,
e dire basta così ti rende fragile sai?
Ora che quello che hai, non brilla più come oro,
non pensi a farti donne ipocrite, tu dentro non sei come loro,
non è la grana che ti spinge, ma è la voglia, (oh, no!)
di essere un nome inciso a fuoco nella storia!
Come una luce da seguire, con la stessa frase in testa impressa fino alla fine:

Rit.

Solo tu... (solo tu...)
Sotto i fischi di tutti quando quel tiro non va...
Particolari sciocchi...
Se bari si vede dagli occhi...
Niente paura, tu corri. “