

Tomografia a risonanza magnetica: valutazione di SAR in e out of bore

S. Valbonesi⁽¹⁾, M. Barbiroli⁽²⁾, M. Frullone⁽¹⁾, E. Papotti⁽³⁾, A. Vanore⁽⁴⁾

⁽¹⁾Consorzio Elettra 2000, Pontecchio Marconi, Italy

⁽²⁾Department of Electronics, Computer Sciences and Systems – DEIS – University of Bologna, Bologna, Italy

⁽³⁾Health Physics Service, University of Parma, Parma, Italy,

⁽⁴⁾Prevention and Protection Office – Arcispedale Santa Maria Nuova, Reggio Emilia, Italy

Obiettivi

Tradizionalmente l'imaging a risonanza magnetica nucleare (MRI) è stato associato alla possibilità di effettuare diagnosi sul cervello e sul sistema muscolo scheletrico, ma i recenti progressi fatti da questa tecnologia hanno portato ad un utilizzo sempre più elevato dell'MRI anche grazie anche alla possibilità che questa tecnica diagnostica offre di monitorare le funzioni tissutali attraverso la diffusione molecolare, i flussi sanguigni e la perfusione. Attualmente la tendenza è di utilizzare le tecniche a risonanza magnetica nucleare per effettuare controlli anche nel corso di interventi chirurgici, grazie alla possibilità di avere buona risoluzione sia spaziale che temporale, un elevatissimo contrasto e capacità di effettuare imaging multi planare. L'MRI intraoperatorio sta rimpiazzando sempre più le tecniche basate sui raggi x, il che risulta in una maggiore esposizione del personale tecnico, medico e infermieristico ai campi magnetici statici, ai campi a radiofrequenza e ai campi complessi non sinusoidali a bassa frequenza.

Le apparecchiature a risonanza magnetica utilizzano impulsi a radiofrequenza per eccitare i nuclei i quali, terminata la perturbazione, ritornano alla condizione di equilibrio (che corrisponde ad un allineamento nella direzione del campo statico applicato) restituendo l'energia sotto forma di radiofrequenza.

La frequenza di eccitazione e di risonanza è data dall'equazione di Larmor

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1)$$

dove γ è il rapporto giromagnetico, caratteristico della sostanza oggetto di indagine.

La valutazione della esposizione a campi a radiofrequenza è estremamente complessa, dal momento che le uniche grandezze direttamente misurabili sono il campo elettrico e l'induzione magnetica; la quantità dosimetrica caratterizzante è il SAR (Specific Absorption Rate), definito come l'energia dissipata all'interno del corpo per unità di massa e di tempo, come grandezza fisica invece occorre considerare i livelli di campo elettrico e magnetico che verranno confrontati con i valori di azione indicati nella Direttiva Europea 2004/40/CE per i professionalmente esposti [1].

Questo studio ha come obiettivo 1) l'implementazione di una procedura per la valutazione tramite misura del campo a radiofrequenza all'interno della sala tomografo e in alcuni punti strategici nelle immediate vicinanze, 2) la caratterizzazione dell'ambiente NMR in bore e out of bore sulla base di misure combinate con simulazioni numeriche 3) la valutazione rapida del SAR a corpo intero per alcuni punti specifici di interesse.

Materiali e metodi

Il campo a radiofrequenza viene generato da un sistema di bobine, generalmente si tratta di birdcage coils integrate nello scanner che producono un campo B_1 polarizzato circolarmente all'interno del bore, con caratteristiche di uniformità spaziale in corrispondenza dell'isocentro. Il campo prodotto idealmente dovrebbe essere massimo all'interno del bore e nullo nelle zone esterne.

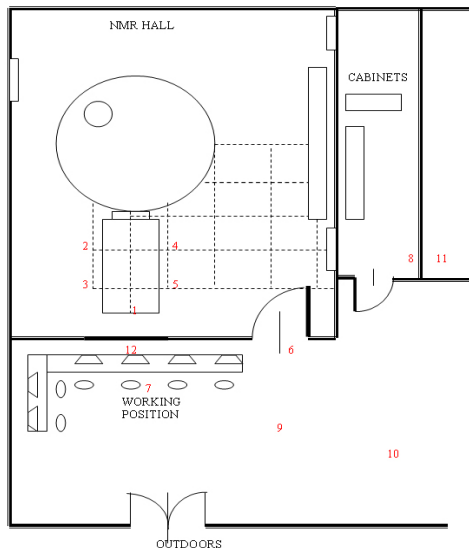


Figura 1. Griglia per misure di campo RF

Il protocollo da noi implementato prevede la misurazione esclusiva dei livelli di campo elettrico e magnetico nei punti realmente occupati dagli operatori nel corso della loro attività standard: si tratta quindi delle posizioni di manovra attorno al lettino, delle postazioni pc esterne al tomografo, delle zone di accettazione, degli spogliatoi; quest'ultimo sito, frequentato non solo da personale professionalmente esposto, ma anche da pazienti in attesa di essere sottoposti all'esame ed accompagnatori deve essere valutato con particolare attenzione, trattandosi di luogo frequentato anche da popolazione generale, per la quale i limiti da applicare sono diversi da quelli riferibili ai professionalmente esposti.

A questo si aggiungono le simulazioni numeriche effettuate tramite il software commerciale SEMCAD X del campo elettrico e magnetico all'interno del gantry.

Per le misure di campo a radiofrequenza è stato utilizzato il misuratore a larga banda PMM8053 A equipaggiato con la sonda EP330 in grado di rilevare campi nel range 100 kHz – 3 GHz, lineare nel range 10 – 300 MHz, con sensibilità 0.3 V/m e risoluzione pari a 0.01 V/m.

Dal momento che si opera in condizioni di campo vicino si è reso necessario procedere alla misurazione separata delle componenti E ed H. Sono stati registrati i valori medi di campo elettrico e magnetico, i valori massimi ed è stato effettuato uno studio dettagliato sulla forma dei segnali.

Le misure sono state effettuate su tre tomografi con campo nominale rispettivamente di 1, 1.5 e 3T mentre erano operative sequenze spin echo che, per le loro caratteristiche massimizzano l'esposizione a campi a radiofrequenza.

Sono stati presi in considerazione i seguenti aspetti:

- decadimento del campo E ed H lungo l'asse z sulla linea passante per l'isocentro
- valutazione dei livelli di campo E ed H in punti strategici, all'interno della sala esami ed in punti strategici situati nelle zone adiacenti
- simulazione numerica dell'andamento del campo E ed H in bore e nella zona borderline
- analisi della forma del segnale a radiofrequenza
- valutazione del SAR

Valutazione del SAR a corpo intero dovuto a campo elettromagnetico a radiofrequenza

I campi utilizzati dai tre tomografi sono caratterizzati da frequenza compresa tra 42 e 128 MHz, a queste frequenze gli effetti predominanti sono di natura termica [2],[3]; i meccanismi di interazione sono noti e gli effetti biologici sono correlati con la densità di potenza assorbita, oppure in modo del tutto equivalente, con la densità di corrente:

$$J = \sqrt{\sigma P} \quad (2)$$

dove σ è la conducibilità elettrica del tessuto che dipende dalla quantità di acqua in essi contenuta, dalle architetture cellulari e dalla frequenza del segnale somministrato.

La valutazione dosimetrica viene effettuata attraverso il calcolo del SAR, che esprime la potenza assorbita per unità di massa ed è definito come:

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{2\rho} \quad (3)$$

dove:

E è il valore di picco del campo elettrico misurato in V/m

σ è la conducibilità elettrica del tessuto biologico

ρ è la densità del tessuto biologico

Entrambi i parametri σ e ρ sono dipendenti dal tipo di tessuto oggetto di indagine, di conseguenza, preliminarmente alla valutazione della grandezza dosimetrica SAR occorre effettuare una valutazione sia della conducibilità elettrica che della densità tissutale.

Per la valutazione della conducibilità elettrica il corpo intero è stato approssimato ad una serie di cilindri composti da tessuto ad alto contenuto di acqua, quale il tessuto muscolare; questa approssimazione in una valutazione preliminare del SAR può essere considerata corretta in quanto tende a massimizzare il valore del parametro dosimetrico.

I valori di σ sono stati estrapolati tramite il modulo interattivo sviluppato dall'IFAC CNR [4] sulla base del modello parametrico per il calcolo delle proprietà dielettriche dei tessuti biologici sviluppato da Gabriel [5]

I valori del parametro ρ sono stati scelti facendo riferimento al fantoccio matematico GOLEM [6] sviluppato al GSF da M. Zankl; un modello a voxel di maschio adulto con 122 organi e tessuti distinti. Le composizioni e densità tissutali scelte come riferimento sono riportate in Tabella I.

| <i>Tessuto</i> | <i>ρ (g/cm³)</i> |
|---------------------|---|
| Midollo osseo rosso | 1.030 |
| Tessuti molli | 1.050 |
| Muscolo | 1.050 |

Tabella I – Valori di ρ per differenti tessuti

La stima in prima approssimazione della grandezza dosimetrica SAR è stata effettuata, per le zone esterne al bore inserendo nella espressione (3) i valori scelti per densità tissutale e conducibilità elettrica e i valori di campo elettrico misurati nel corso della campagna strumentale.

La stima in prima approssimazione del SAR viene effettuata per le zone esterne al bore inserendo nella espressione (3) i valori di campo elettrico misurati in loco. Per la valutazione del SAR all'interno del bore invece è stato utilizzato il valore di campo elettrico simulato tramite calcolo numerico con riferimento esclusivo alla parte centrale del bore, senza considerare i punti laterali nei quali, per effetto della presenza della corrente nei rami del birdcage, il campo elettrico assume valori puntuali estremamente elevati.

Risultati

Dalla analisi delle misure effettuate e dalle simulazioni numeriche condotte emerge che il campo elettrico mantiene un valore minimo in corrispondenza dell'isocentro, raggiunge un valore massimo a circa 30 cm dall'isocentro stesso per poi decrescere. A circa 60 cm dall'isocentro i valori del campo elettrico risultano al disotto dei valori di azione fissati dalla Direttiva 2004/40/CE, così come in tutte le zone esterne al bore.

Analizzando l'andamento del campo magnetico H lungo l'asse z sulla linea passante per l'isocentro si riscontra un massimo in corrispondenza dell'isocentro stesso, dove si assiste al superamento dei valori di azione riportati nella Direttiva 2004/40/CE; il campo decresce molto lentamente fino a 30 cm dall'isocentro, dopodiché la discesa si fa più rapida. A 60 cm dall'isocentro si verifica una espansione del campo che porta ad una fuoriuscita laterale del campo dal bore, con livelli di esposizione comunque inferiori ai valori di attenzione riportati nella Direttiva 2004/40/CE.

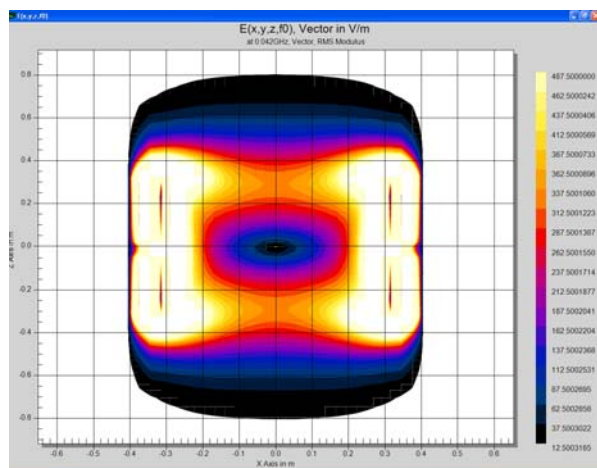


Figura 2 – Campo E a 42 MHz (simulazione)

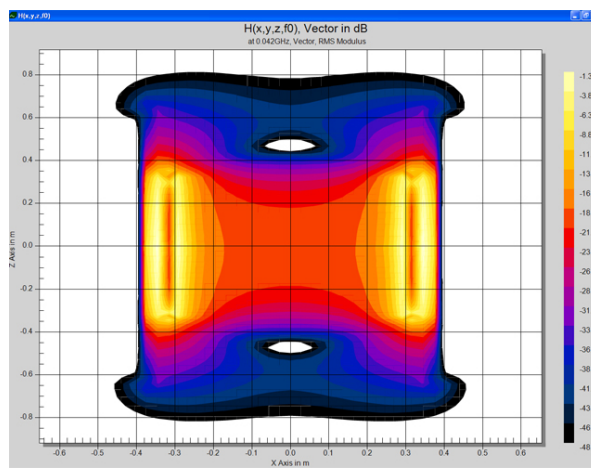


Figura 3 – Campo H a 42 MHz (simulazione)

Discussione

I valori del parametro SAR calcolati per le aree operative esterne al bore sono riportati in tabella II.

| Posizione | E_{42} (V/m) | E_{64} (V/m) | SAR_{42} | SAR_{64} | Confronto con limite | Fattore |
|---|-------------------|-------------------|-------------|------------|-------------------------|-----------|
| Posizione di manovra inizio bore (dx) | 0.40 | <0.25 | 0.050 mW/kg | n.v. | << | 10.000 |
| Posizione di manovra inizio bore (sx) | 3.36 | 1.80 | 3.6 mW/kg | 1.06 mW/kg | << | 100 – 400 |
| Posizione di manovra inizio bore (centrale) | | 10.60 | n.v. | 36.8 mW/kg | << | 10 |
| Posizione di manovra metà lettino (dx) | 0.34 | < 0.25 | 0.037 mW/kg | n.v. | << | 10.000 |
| Posizione di manovra metà lettino (sx) | 0.32 | < 0.25 | 0.033 mW/kg | n.v. | << | 10.000 |

| | | | | | | |
|---|--------|--------|-------------|-------------|----|---------------|
| Posizione di manovra metà lettino (central) | | 1.20 | n.v. | 0.47 mW/kg | << | 1.000 |
| Posizione di manovra piedi lettino | 0.40 | < 0.25 | 0.05 mW/kg | n.v. | << | 7.000 |
| Porta accesso a tomografo | < 0.25 | 0.87 | n.v. | 0.25 mW/kg | << | 2.000 |
| Prossimità finestra schermata | n.a. | 0.33 | n.a. | 0.036 mW/kg | << | 10.000 |
| Postazione operatori | 0.55 | 0.91 | 0.096 mW/kg | 0.27 mW/kg | << | 5.000 – 2.000 |
| Locale tecnico | < 0.25 | < 0.25 | n.v. | n.v. | | |
| Zona accettazione | < 0.25 | < 0.25 | n.v. | n.v. | | |
| Spogliatoi | < 0.25 | < 0.25 | n.v. | n.v. | | |

Tabella II – SAR calcolati per zone esterne al bore

Il confronto è stato fatto con il limite di legge per il SAR a corpo intero, dal momento che l'esposizione è dovuta alla presenza di campi a radiofrequenza dispersi nell'ambiente in cui si muovono i lavoratori e di conseguenza una localizzazione della esposizione non risulta possibile. I risultati mostrano che il SAR a corpo intero calcolato per il personale professionalmente esposto, nelle aree interne alla sala esami e in tutta la zona di rispetto, risulta inferiore ai limiti posti nella Direttiva 2004/40/CE.

Un discorso diverso deve essere invece fatto per quello che riguarda il SAR calcolato per le aree interne al bore; in questo caso i livelli di campo elettrico sono estremamente elevati (70-300 V/m). Il confronto in questi casi deve essere fatto con il SAR a livello di arti e di testa/tronco, dal momento che l'operatore in condizioni operative standard non si troverà mai con tutto il corpo all'interno del bore, zona in cui al limite potrà inserire un arto o la testa in situazioni di emergenza qualora risulti necessaria assistenza diretta al paziente durante l'esame, oppure in caso di utilizzo di tomografi a risonanza in sala operatoria.

I valori di SAR calcolati a partire dai livelli di campo elettrico in bore ottenuti tramite simulazione numerica sono riportati in Tabella III.

| <i>Posizione</i> | E_{42} (V/m) | E_{64} (V/m) | SAR_{42} | SAR_{64} | <i>Confronto con limite arti</i> | <i>Confronto con limite testa/tronco</i> |
|------------------|-------------------|-------------------|------------|------------|----------------------------------|--|
| Isocentro | 9.3 | 10.4 | 28 mW/kg | 35 mW/kg | << / << | << |
| 0,0,10 | 173 | 105 | 9.56 W/kg | 3.61 W/kg | </ < | =/< |
| 0,0,20 | 300 | 197 | 28.8 W/kg | 12.7 W/kg | >/< | >/> |
| 0,0,30 | 326 | 226 | 33.9 W/kg | 16.7 W/kg | >/< | >/> |
| 0,0,40 | 250 | 172 | 20.0 W/kg | 9.69 W/kg | =/< | >/= |
| 0,0,50 | 121 | 101 | 4.7 W/kg | 3.3 W/kg | </< | </< |
| 0,0,60 | 60.6 | 51.4 | 1.17 W/kg | 0.86 W/kg | </</ | </< |
| 0,0,70 | 27.3 | 22.9 | 0.24 W/kg | 0.17 W/kg | </< | </< |
| 0,0,80 | 13.2 | 10.6 | 55.7 mW/kg | 36.8 mW/kg | << | << |
| 0,0,90 | 8.63 | | 23.8 mW/kg | | << | |

Tabella III – SAR calcolati per zone interne al bore

I valori di SAR calcolati per l'esposizione agli arti possono superare il valore di 20 W/kg riportato come limite nella Direttiva 2004/40/CE in caso di inserimento dell'arto profondamente all'interno del bore ad una distanza di 20 cm dall'isocentro per un tomografo ad 1T. Per quanto riguarda invece l'esposizione a livello di testa e tronco è possibile affermare che il limite di 10 W/kg viene superato nel caso l'operatore si ponga all'interno del bore in profondità (a 20-30 cm dall'isocentro). Se invece si fa il confronto con il SAR a corpo intero il limite è ampiamente superato in tutto il volume del bore.

Conclusioni

Il lavoro mostra come, attraverso l'implementazione della procedura e dei protocolli descritti e, utilizzando i modelli matematici sopra riportati, sia possibile attraverso l'esecuzione di poche misure semplici e non costose relative ad alcuni punti chiave all'interno e all'esterno della sala tomografo e la conseguente valutazione di parametri dosimetrici quale il SAR a corpo intero caratterizzare, in prima approssimazione l'esposizione del personale operante in ambiente NMR.

Questa metodologia può essere applicata per controlli periodici delle esposizioni professionali, in quanto richiede tempi relativamente brevi per la esecuzione delle misure e di conseguenza non interferisce sullo svolgimento della normale attività clinica.

La metodologia permette altresì, con l'ausilio anche di simulazioni numeriche, di definire, all'interno di una sala tomografo e nella adiacente area di rispetto quali sono le safe zones, o aree in cui l'esposizione del personale è al disotto dei valori di azione riportati nella direttiva 2004/40/CE, e quali sono le zone alle quali gli operatori non devono accedere o, nel caso l'accesso si rendesse necessario, ne devono limitare la durata.

Bibliografia

- [1] ICNIRP 2004 Statement on "Medical magnetic Resonance (MR) procedures: protection of patient" Health Phys. 87 n.2: 197-216; 2004
- [2] World Health Organization Environmental Health Criteria Document 16 Radiofrequency and Microwaves; 1981
- [3] World Health Organization Environmental Health Criteria Document 16 (Revised version). Electromagnetic fields in the range of 300 Hz to 300 GHz; 1993
- [4] D. Andreuccetti, R. Fossi, C. Petrucci, Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz, - Published in IFAC CNR website
- [5] C. Gabriel, S. Gabriel: "Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies", - Internet document
- [6] M. Zankl, A. Wittman, The adult male voxel Golem segmented for whole body CT patient data, Radiat. Environ. Biophys **40**: 153-162; 2001