

## **Verifica del rispetto dei valori limite di esposizione per lavoratori esposti a CEM a frequenza bassa e intermedia: aspetti generali e problemi aperti**

Nicola Zoppetti, Daniele Andreuccetti

Istituto di Fisica Applicata "Nello Carrara" IFAC-CNR, Via Madonna del Piano 10  
50019 Sesto Fiorentino (FI)

### **INTRODUZIONE**

L'esposizione dei lavoratori ai campi elettromagnetici ha come normativa di riferimento a livello europeo la Direttiva 2004/40/CE. La direttiva fa suo l'approccio delle linee guida ICNIRP del 1998 che introducono dei limiti sia in termini di grandezze misurabili (*valori di azione*), sia in termini di grandezze indotte all'interno dell'organismo dei lavoratori (*valori limite di esposizione*) e quindi non misurabili, se non in modo invasivo.

I valori limite di esposizione sono direttamente legati alla soglia oltre la quale, all'interno dell'organismo, si manifestano effetti acuti, dimostrati scientificamente. In particolare sono state individuate le soglie di tali effetti ed, applicando opportuni margini di sicurezza, sono stati fissati i valori limite di esposizione.

Per definire i valori di azione, relativi a grandezze misurabili (campo elettrico e magnetico a bassa frequenza), si utilizzano modelli analitici semplificati, che permettono di calcolare a quale valore di campo corrisponde il valore limite di esposizione, alla frequenza considerata.

A questi modelli si applicano dei coefficienti cautelativi abbastanza ampi tanto da assicurare che – in qualunque situazione di esposizione – *il rispetto dei valori di azione garantisca il rispetto dei valori limite di esposizione*. Cosa fare quindi in caso di superamento dei valori di azione? Il testo della Direttiva prevede letteralmente (Art.4 comma 2) che "... una volta che siano superati i valori di azione di cui all'articolo 3, il datore di lavoro valuta e, se del caso, calcola se i valori limite di esposizione sono stati superati".

In questo lavoro si presentano alcuni dei metodi utilizzati per verificare, mediante calcoli, il rispetto dei valori limite di esposizione, a fronte di un superamento dei livelli di azione, limitandosi al caso delle frequenze basse ed intermedie e concentrandosi su quelli che al momento sono i problemi ancora aperti.

Prima di proseguire, occorre però intendersi su come interpretare il "valuta" della precedente citazione. All'interno del gruppo di ricerca, abbiamo maturato la convinzione che esso comprende due aspetti:

- dal punto di vista economico, occorre valutare se convenga investire nella verifica del rispetto dei valori limite di esposizione o se invece sia preferibile procedere immediatamente alla riduzione dei livelli di campo, per ricondurli al di sotto dei valori di azione (come è implicitamente consentito dal comma 2 dell'art.5 della direttiva stessa);
- dal punto di vista tecnico-scientifico, occorre valutare se – nell'effettiva situazione di esposizione con cui si ha a che fare – è ragionevole ipotizzare il rispetto dei valori limite di esposizione, non ostante il superamento dei valori di azione.

"Se del caso", ovvero se entrambe queste valutazioni danno esito positivo, allora ha senso passare al "calcola", che evidentemente non può che avvenire sulla base di una rappresentazione della situazione espositiva che sia la più realistica ed accurata possibile in tutti i suoi aspetti (sorgenti, teatro espositivo, soggetto esposto).

### **ARTICOLAZIONE DI UN'ANALISI DOSIMETRICA NUMERICA A BASSA FREQUENZA**

La normativa si applica in modo diverso alle alte e alle basse frequenze, in quanto sono diversi i meccanismi di accoppiamento tra i campi e l'organismo e quindi sono diverse sia le grandezze dosimetriche di base, sia i metodi utilizzabili per determinarle. La separazione non avviene in modo netto, ma vi è un intervallo di frequenze di "transizione" (da 100 kHz a 1 MHz), entro il quale valgono le prescrizioni definite sia per le basse sia per le alte frequenze.

I valori di azione a bassa frequenza sono definiti in termini di campo elettrico e di campo magnetico. Si tratta di valori di campo *imperturbato* cioè in assenza del soggetto esposto, ma in presenza di tutti gli altri oggetti che compongono il cosiddetto teatro espositivo. La grandezza dosimetrica di base a bassa frequenza è la *densità di corrente indotta*, di cui si deve considerare la media su una superficie di  $1 \text{ cm}^2$ , ortogonale alla corrente stessa, in ciascun punto di applicazione. Inoltre, tale limite, non si applica indistintamente a tutti i tessuti, ma solo a quelli che compongono il *sistema nervoso centrale* (SNC).

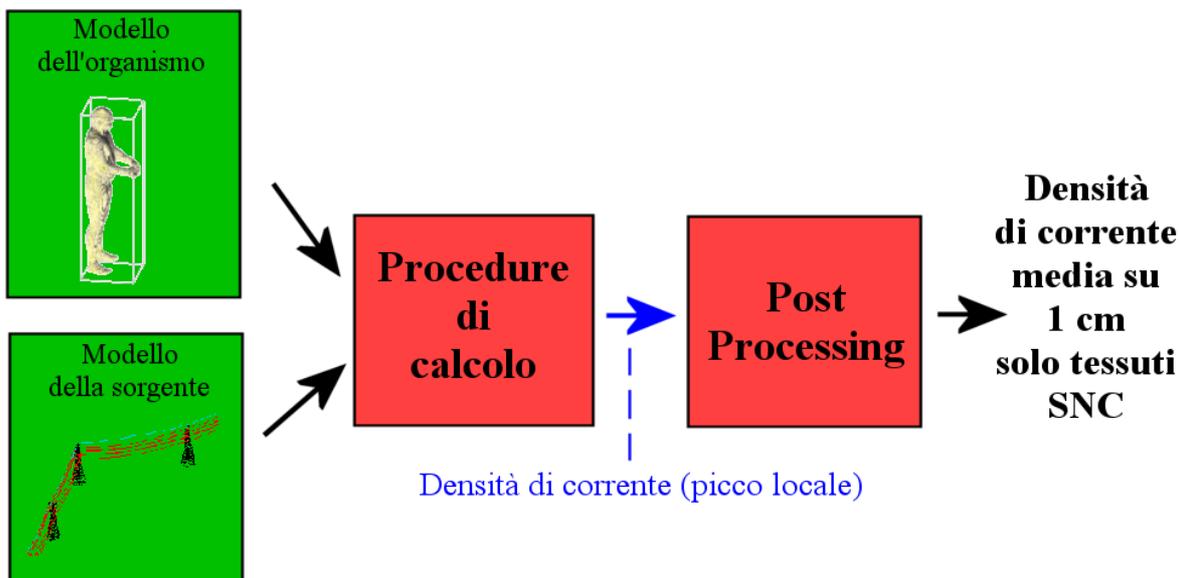
### **SCHEMA DI PRINCIPIO DELL'ANALISI**

Nella figura 1 è illustrato un diagramma a blocchi che descrive in modo schematico gli elementi componenti una analisi dosimetrica numerica a bassa frequenza:

- o il modello dell'organismo umano;
- o il modello della/e sorgente/i;

- le procedure di calcolo della densità di corrente indotta all'interno dell'organismo;
- le procedure per la determinazione della media superficiale della densità di corrente e per la limitazione dell'analisi al solo sistema nervoso centrale.

Figura 1



Schema a blocchi di una analisi dosimetrica in condizioni quasi statiche

## I MODELLI DIGITALI DI ORGANISMO

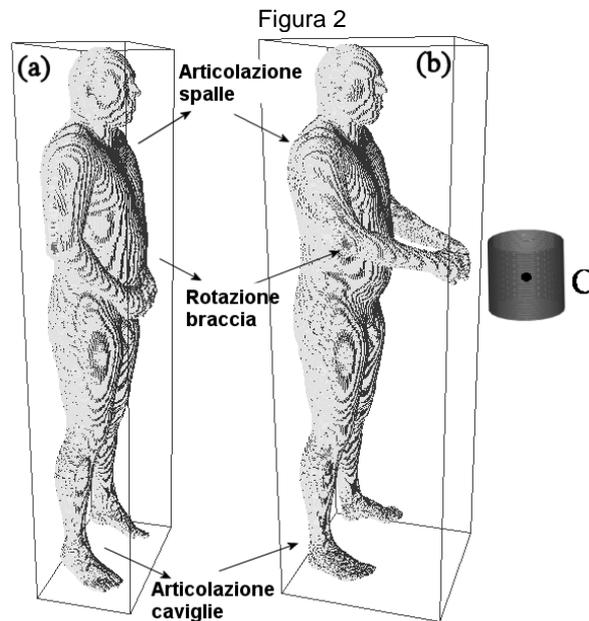
La soluzione per via numerica di un generico problema dosimetrico richiede la disponibilità di un modello numerico dell'organismo esposto. Con questo termine si intende un modello matematico in cui l'organismo è suddiviso in parti, dette segmenti, di forma, dimensioni e caratteristiche elettriche note. Nel caso della dosimetria dei campi elettrici e magnetici a bassa frequenza, la sola caratteristica elettrica di interesse di ciascun segmento è la sua conducibilità elettrica, in quanto i tessuti biologici, a bassa frequenza, si comportano come buoni conduttori. Per quanto riguarda la forma e le dimensioni dei segmenti, in genere ci si riferisce a segmenti cubici (detti anche voxel). I modelli più dettagliati hanno celle molto piccole, con lati fino a 1 mm.

Esistono due grandi famiglie di modelli digitali di organismo: (1) quelli la cui costruzione richiede il riconoscimento del tessuto biologico associato a ciascun segmento ed in seguito l'attribuzione delle caratteristiche elettriche a ciascun tessuto, alla frequenza di interesse oppure (2) quelli che comportano l'attribuzione diretta delle grandezze elettriche del segmento, senza passare per il riconoscimento del particolare tessuto biologico. Nel caso di problemi a bassa frequenza, è attualmente necessario ricorrere ai modelli del primo gruppo, in quanto le tecniche utilizzate per l'attribuzione diretta della caratteristiche elettriche a ciascun segmento, forniscono informazioni valide solo a frequenze superiori a circa 100 MHz. Le tecniche di elaborazione dei dati necessarie al riconoscimento dei tessuti si stanno perfezionando rapidamente, ma richiedono comunque un certo dispiego di mezzi e competenze. Da ciò deriva una relativa scarsità di modelli utilizzabili per le indagini a bassa frequenza e quindi un numero limitato di fenotipi rappresentabili.

Un'altra limitazione riguarda la postura dei soggetti, che sono generalmente in piedi con braccia distese lungo il tronco. Tale rappresentazione mal si adatta ad essere utilizzata in tutte quelle situazioni in cui il lavoratore si trova in posture diverse. Per ovviare a tale limitazione sono disponibili, in ambito sia accademico sia commerciale, appositi software che permettono di posizionare il modello di organismo in posture diverse da quella originale.

Uno dei modelli di organismo più utilizzati è quello sviluppato nell'ambito del Visible Human Project (VHP). Tale modello è disponibile a tre diverse risoluzioni corrispondenti a celle cubiche con lato pari a 1 mm, 2 mm e 3 mm. Il modello a risoluzione più bassa è composto da circa 14 milioni di celle, di cui quasi 4 milioni rappresentano l'organismo, mentre le altre rappresentano il vuoto che riempie il parallelepipedo entro il quale il modello è racchiuso, indicato anche nella figura 2. In figura 2a è illustrato il modello nella sua postura originaria. Come si può notare il soggetto rappresentato è di fenotipo abbastanza particolare, essendo alto circa 185 cm e pesando quasi 100 kg. Un espediente per superare tale limitazione è quello di modificare la dimensione delle celle e fare in modo che l'intero modello soddisfi determinati requisiti in termini, ad esempio, di altezza e peso. Tale approccio è descritto anche in (Dimbylow, 1997). In figura 2b al

modello di organismo è stato applicato un algoritmo di articolazione (Zoppetti e Andreuccetti, 2006) in modo da modificarne la postura e renderla più simile a quella assunta dagli addetti a fornetti ad induzione utilizzati nell'industria orafa (in figura il fornello è rappresentato dal cilindro centrato nel punto C).



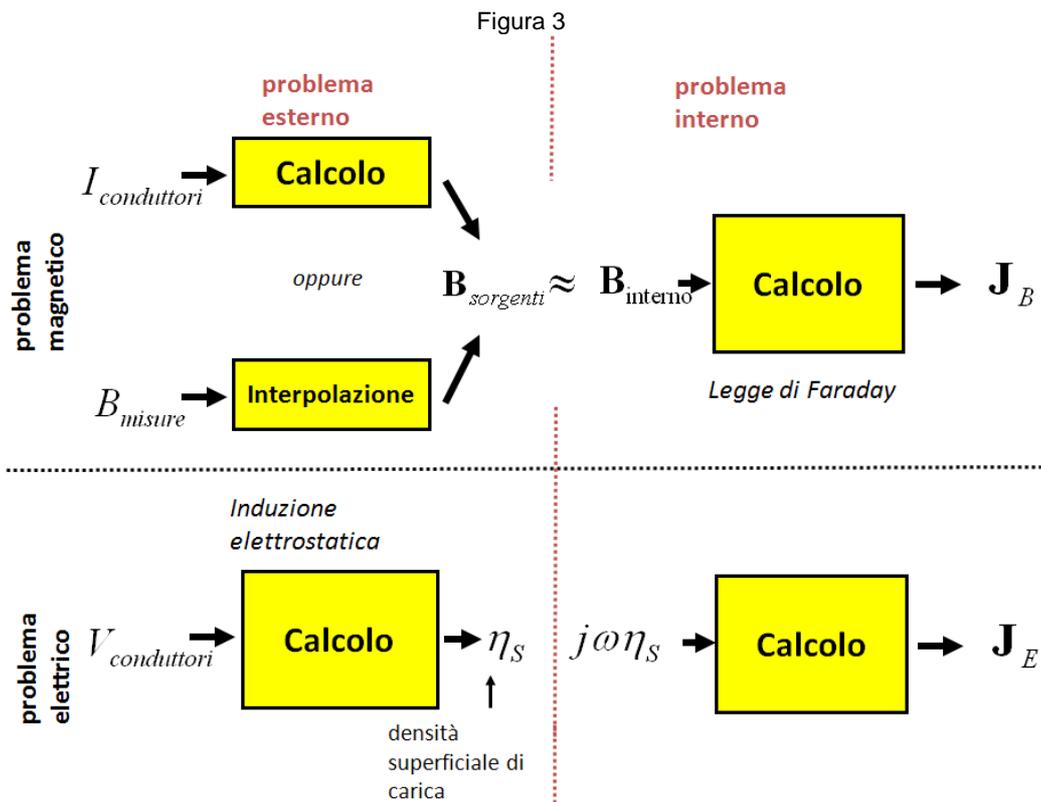
Modello dell'organismo a riposo ed articolato e posizionamento della sorgente

Una volta riconosciuto il tessuto corrispondente a ciascun segmento, è necessario attribuire ad esso la relativa conducibilità, alla frequenza di interesse. A tal fine può essere utilizzato il modello parametrico sviluppato da Camelia Gabriel e colleghi (Gabriel, 1996), che copre nominalmente un amplissimo intervallo di frequenze (10 Hz-3 GHz). È noto però che all'estremo inferiore di tale intervallo i valori restituiti siano molto meno accurati che a frequenze più alte e ciò costituisce un'importante fonte di incertezza nei risultati dei calcoli.

#### LA MODELLAZIONE DELLE SORGENTI ED IL CALCOLO DELLE CORRENTI INDOTTE

A bassa frequenza, campo elettrico e campo magnetico possono essere considerati come agenti fisici indipendenti tra loro, che danno luogo a due problemi dosimetrici distinti ed indipendenti (problema elettrico e problema magnetico). Oltre a ciò, anche la modellazione delle sorgenti ed il calcolo della densità di corrente indotta internamente all'organismo, possono essere separati (problema esterno e interno). Questa separazione è possibile rigorosamente solo per frequenze inferiori alle centinaia di kHz, ma le approssimazioni applicate possono essere ritenute valide fino ad 1 MHz (Andreuccetti e Zoppetti 2006). Risultano così definiti quattro problemi da risolvere (fig.3):

- **Problema magnetico esterno:** date le correnti sulle sorgenti oppure un opportuno insieme di misure di campo, si determina la distribuzione di induzione magnetica interna all'organismo  $B_{interno}$ .
- **Problema magnetico interno:** data la distribuzione di induzione magnetica all'interno dell'organismo  $B_{interno}$ , si determina la distribuzione di densità di corrente  $J_B$  indotta dal campo magnetico.
- **Problema elettrico esterno:** noto il valore del potenziale elettrico  $V_{conduttori}$  su tutti gli oggetti conduttori del teatro espositivo, si determina la densità (superficiale o lineare) di carica su di essi, ed in particolare la densità di carica superficiale  $\eta_S$  indotta sulla superficie esterna del modello dell'organismo esposto, considerato perfettamente conduttore.
- **Problema elettrico interno:** nota la densità superficiale di carica  $\eta_S$  indotta sul modello dell'organismo esposto si determina la distribuzione di densità di corrente  $J_E$  indotta dal campo elettrico.



**Problema magnetico esterno**

In prima approssimazione, il campo magnetico generato dalle sorgenti non è perturbato dalla presenza dell'organismo. La soluzione del **problema magnetico esterno** è quindi data dalla distribuzione del campo magnetico imperturbato generato dalle sorgenti nel volume occupato dal modello di organismo esposto. Per risolvere problemi tridimensionali è necessario che siano note le tre componenti del campo impresso in ciascuno dei segmenti che compongono il modello di organismo esposto. Ciò significa che, anche nel caso di modelli a media risoluzione, si devono determinare milioni di valori (vettoriali) di campo impresso; ciò rende ovviamente impraticabile la misura del campo in tutti i punti di interesse.

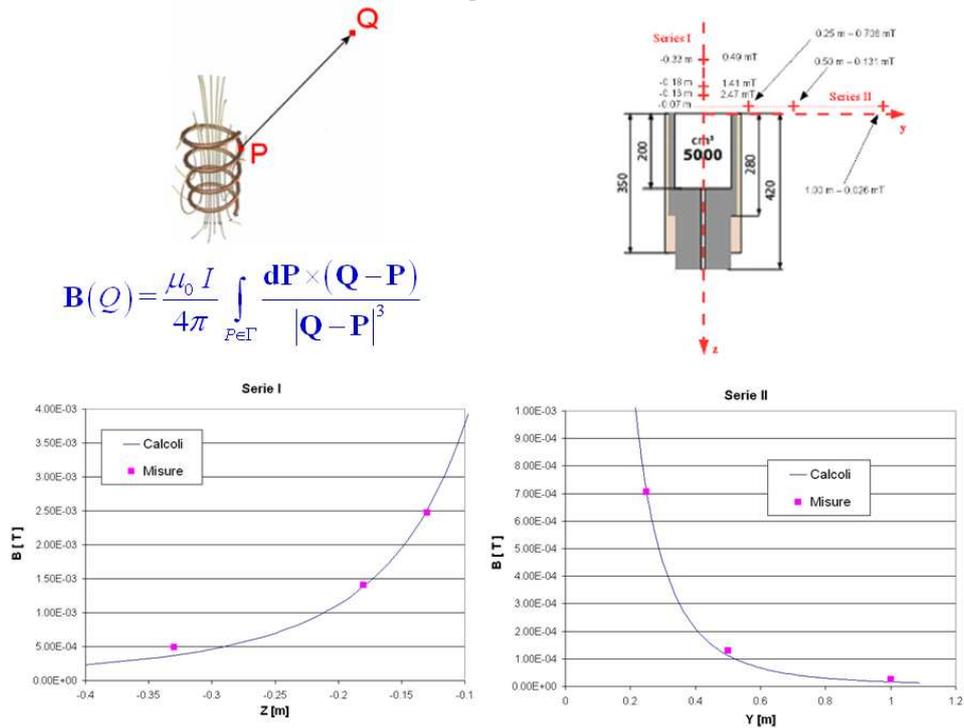
Per disporre della distribuzione di campo impresso sono possibili sostanzialmente due approcci: (1) la modellazione matematica delle sorgenti, (2) l'interpolazione da dati misurati.

La modellazione delle sorgenti è possibile quando queste siano rappresentabili come composizione di un numero ragionevolmente basso di sorgenti elementari, come rette, segmenti, spire o porzioni di piano percorse da correnti. Il campo impresso in un generico punto è la somma (vettoriale) dei contributi di tutte le sorgenti elementari.

In alternativa è possibile partire dai dati misurati ed applicare alcune tecniche di interpolazione. Tra queste si cita, in particolare, la tecnica dello sviluppo in multipoli, che può essere utilizzata sia in caso di pochi punti di misura (Andreuccetti e altri, 1993), sia quando siano disponibili dati misurati su insiemi più numerosi di punti, disposti in modo adattato alla particolare sorgente da trattare (Nishizawa e altri, 2004).

La figura 4 si riferisce al fornetto ad induzione rappresentato schematicamente in figura 2. La sorgente è stata modellata come un solenoide ed il campo magnetico è stato calcolato integrando la legge di Biot-Savart in forma differenziale lungo di esso. Sono stati trascurati sia i cavi di alimentazione, sia tutte le parti metalliche della struttura del fornetto che non fossero i conduttori del solenoide. Le caratteristiche della sorgente sono infine state aggiustate in modo da ottenere un buon accordo tra valori calcolati e quelli misurati in un numero limitato di punti, come rappresentato in figura 4.

Figura 4



Modellazione di un fornello ad induzione: posizione dei punti di misura ed accordo misure-calcoli

### Problema elettrico esterno

Nel caso di esposizione a sorgenti di **campo elettrico**, il **problema esterno** ha caratteristiche molto differenti rispetto al caso magnetico, poiché il soggetto distorce il campo elettrico impresso. È necessario quindi caratterizzare una porzione di spazio sufficientemente grande da poter considerare trascurabile ai suoi margini la perturbazione dovuta al soggetto esposto.

Per la soluzione del problema elettrico esterno si ricorre quindi alla rappresentazione matematica delle sorgenti, che però deve tenere conto anche del soggetto esposto, considerato come un conduttore perfetto, sul quale si vuole calcolare la densità di carica indotta dal campo elettrico. Per risolvere questo problema possono essere utilizzati metodi numerici come la soluzione dell'equazione di Laplace per il potenziale elettrostatico, mediante differenze finite (Dimbylow, 2000) o dell'equazione integrale della carica, con il metodo dei momenti (Chuang e Chen, 1989). Se si ha a che fare con modelli di organismo ad alta risoluzione, è preferibile adottare un metodo del primo tipo, perché richiede minori risorse di calcolo e memoria a parità di dimensioni del problema. La richiesta di molta memoria e di grande potenza di calcolo è una caratteristica tipica del problema elettrico esterno. Al fine di contenere le dimensioni del problema, si possono ad esempio utilizzare celle a dimensione variabile, più piccole in prossimità dell'organismo, più grandi lontano da esso. Un altro possibile approccio è quello di affrontare in sequenza problemi con celle sempre più piccole, in cui la soluzione di ciascun problema è utilizzata come condizione al contorno per quello successivo (Dimbylow, 2000). Aumentando la risoluzione ma lasciando grosso modo inalterato il numero delle celle, si ottengono rappresentazioni di volumi sempre più piccoli ed aderenti al modello dell'organismo (fig.5).

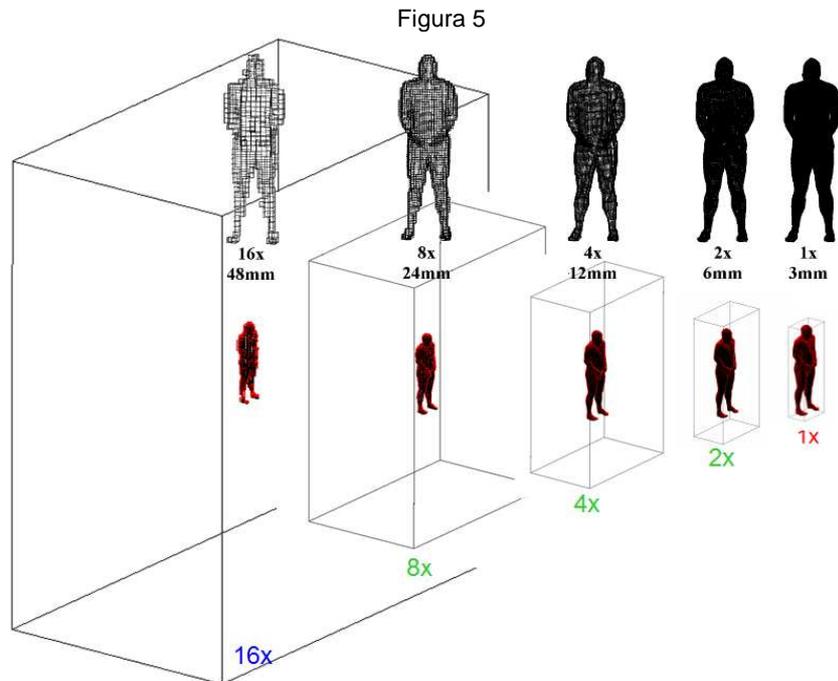
### Problema interno

Una volta determinata la distribuzione di campo magnetico all'interno del soggetto esposto e/o la distribuzione della densità superficiale di carica indotta dal campo elettrico sulla sua superficie esterna, si può passare alla soluzione del **problema interno, magnetico e/o elettrico**. Tra i metodi più generali descritti in letteratura, nel senso che permettono di trattare sia problemi bidimensionali, sia problemi tridimensionali ed inoltre sia il problema elettrico, sia quello magnetico, si citano il metodo delle impedenze (Ghandi, DeFord, 1984) e il metodo Scalar Potential Finite Difference, detto anche SPFD (Davey e altri, 1991). Con opportuni adattamenti sono inoltre applicabili anche i metodi alle differenze finite nel dominio del tempo (Dimbylow, 2000), che sono attualmente i più utilizzati per risolvere problemi ad alta frequenza.

Sebbene dal punto di vista teorico i metodi numerici citati possono dirsi maturi, tuttavia la soluzione di problemi reali può riservare difficoltà tecniche non banali. I modelli dell'organismo a media risoluzione sono

caratterizzati da milioni di celle, quelli ad alta risoluzione da centinaia di milioni di celle e quindi da altrettante incognite. Per risolvere i problemi di queste dimensioni in tempi ragionevoli e con la precisione ed accuratezza desiderata possono essere necessari computer molto potenti, con configurazioni non standard.

In relazione ai tempi di calcolo, la soluzione del problema elettrico interno è generalmente più onerosa rispetto a quella del problema magnetico. Ciò è dovuto al fatto che il termine forzante (in questo caso la variazione nel tempo della carica superficiale) è concentrato su un numero relativamente piccolo di segmenti. Ciò rende la convergenza delle procedure numeriche più lenta rispetto al caso in cui il termine forzante risulti presente in tutte le celle del problema, come nel caso del problema magnetico interno.



Rappresentazioni a risoluzione crescente per la soluzione del problema elettrico esterno

## POST-PROCESSING

Una volta calcolata la densità di corrente cella per cella, per confrontare i valori ottenuti con i relativi valori limite di esposizione è necessario (1) calcolarne la media superficiale su una superficie di  $1 \text{ cm}^2$  ortogonale alla densità di corrente stessa in ciascun punto di interesse; (2) valutare in che modo si debba limitare tale media alle sole celle che compongono il SNC.

L'adempimento di queste prescrizioni è tutt'altro che immediato e costituisce uno dei principali problemi aperti nell'applicazione della normativa. Non è infatti chiaro come si debba procedere nel caso in cui il punto di applicazione della media si trovi vicino alle interfacce con tessuti che non appartengono al SNC oppure quando la sezione trasversale dell'insieme delle celle che rappresentano il sistema nervoso abbia estensione inferiore al centimetro quadrato, come avviene nel caso del midollo spinale. Questo aspetto è affrontato anche da recenti pubblicazioni, come (Bahr e altri, 2007) e (Dimbylow, 2008).

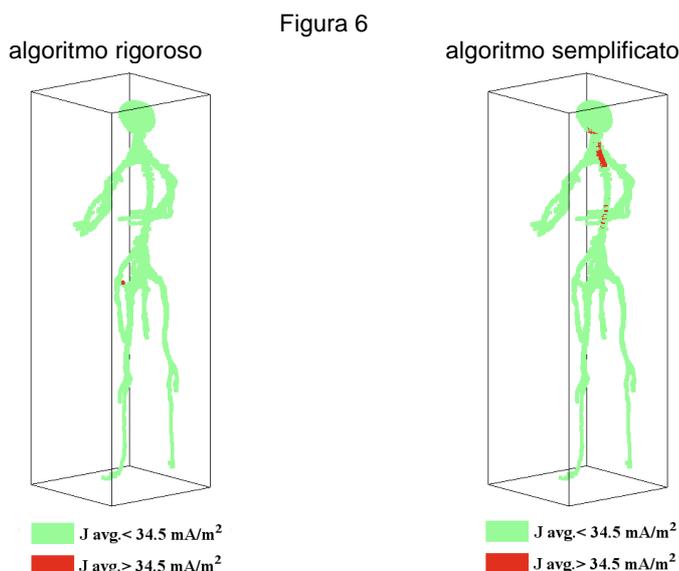
I due lavori appena citati si concentrano sulle difficoltà di applicazione del concetto di media superficiale più che sull'algoritmo per la sua determinazione. Ci si riferisce in particolare a casi in cui la grandezza vettoriale da mediare risulta parallela ad un asse coordinato. Inoltre si utilizzano superfici di forma quadrata, allineate con gli assi coordinati. In (Zoppetti e Andreuccetti, 2008) si considera il caso del fornetto ad induzione rappresentato in figura 2 e si applica alla stessa distribuzione di densità di corrente di picco, sia l'algoritmo semplificato descritto in (Dawson e altri, 2002), che è quello più utilizzato in letteratura, sia un algoritmo rigoroso per l'esecuzione della media superficiale, sviluppato all'IFAC. Le differenze che si osservano in tabella 1 ed in figura 6 evidenziano come la scelta dell'algoritmo per l'esecuzione della media superficiale rappresenti una importante fonte di incertezza metodologica.

Ancora a proposito della media superficiale è opportuno notare come, nel caso di polarizzazione circolare o ellittica della densità di corrente (come quella dovuta a sorgenti ELF trifase), il concetto di media superficiale non sia ben definito, non essendo possibile individuare univocamente un piano ortogonale ad un vettore che muta la sua direzione nel tempo. In questo caso, può risultare utile l'algoritmo semplificato presentato in (Dawson e altri, 2002) che, utilizza superfici allineate con gli assi coordinati e svincolate dalla direzione della densità di corrente.

Tabella 1

	$J_{\text{media } 1 \text{ cm}^2}$ algoritmo rigoroso [ $\text{mA}/\text{m}^2$ ]	$J_{\text{media } 1 \text{ cm}^2}$ algoritmo semplificato [ $\text{mA}/\text{m}^2$ ]
Materia grigia cerebrale	12.51	7.71
Materia bianca cerebrale	8.97	4.96
Cervelletto	16.11	9.58
Fluido cerebro-spinale	32.84	77.89
Nervi & midollo spinale	38.15	19.10

Densità di corrente mediata su  $1 \text{ cm}^2$  ottenuta con due diversi algoritmi per l'esecuzione della media superficiale di una grandezza vettoriale



Evidenziazione delle celle appartenenti al sistema nervoso in cui risulta superato il valore limite di esposizione

### COMPOSIZIONE DELLA DENSITÀ DI CORRENTE

Come si è visto l'esposizione al campo elettrico ed al campo magnetico a bassa frequenza dà luogo a densità di corrente indotte calcolate indipendentemente l'una dall'altra: quella di origine magnetica  $J_B$  e quella di origine elettrica  $J_E$ . La normativa prescrive di considerare separatamente  $J_B$  e  $J_E$ , nel senso di confrontare ciascuna di esse e non la loro somma vettoriale con il limite. Esistono però alcuni casi, come ad esempio quello di un lavoratore esposto al campo elettrico e al campo magnetico generato da un elettrodotto, in cui si hanno informazioni sufficienti per comporre vettorialmente le densità di corrente indotte  $J_B$  e  $J_E$ .

In figura 7 è illustrato l'esempio di un soggetto posto nelle immediate vicinanze di un tratto di un elettrodotto trifase a 380 kV. In questo caso, si è utilizzato il modello di sorgente in cui la terna di conduttori è rappresentata da un fascio di rette orizzontali e parallele e si è supposto che, su ciascun conduttore, la corrente e la tensione siano in fase tra loro. Trattandosi di una sorgente trifase, le densità di corrente  $J_B$  e  $J_E$  sono state calcolate considerando le grandezze come vettori la cui ampiezza è un numero complesso.

Osservando la composizione delle due distribuzioni si può notare come la corrente indotta dal campo elettrico in alcune zone tenda a sottrarsi a quella indotta dal campo magnetico, mentre in altre tenda a sommarsi ad essa e ciò, pur non essendo previsto dalla normativa, ha sicuramente rilevanza nel momento in cui si voglia valutare cosa realmente accada dal punto di vista fisico ed eventualmente sanitario.

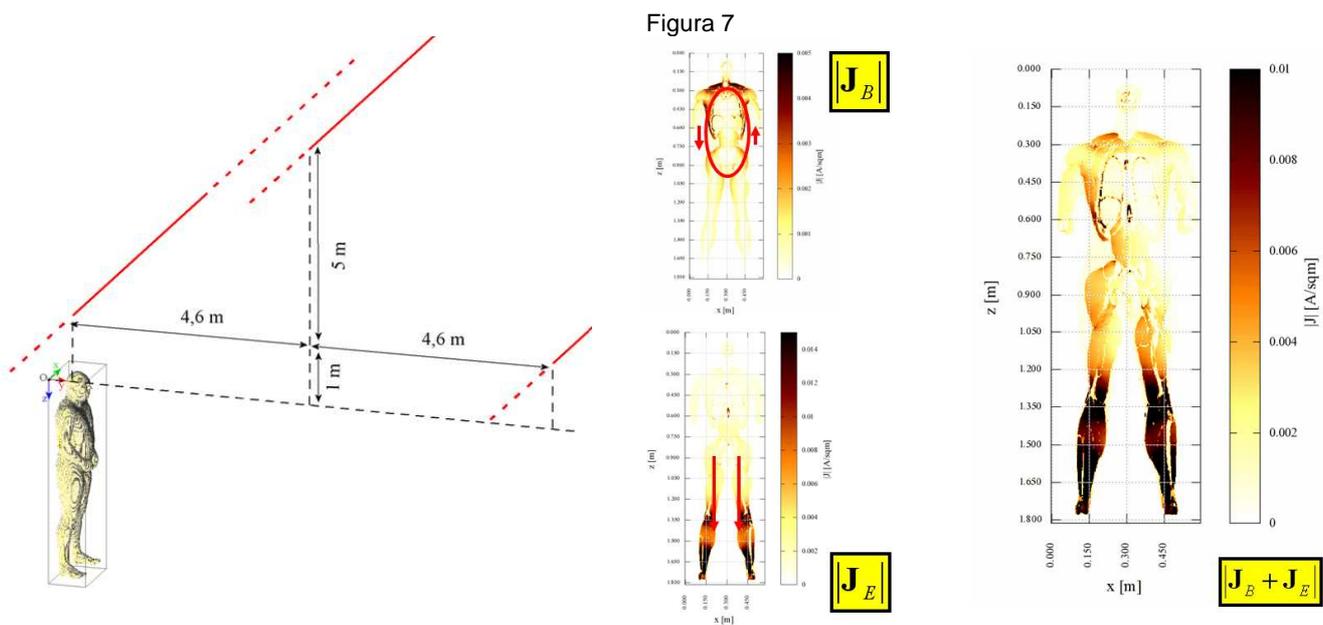


Figura 7

Composizione delle densità di corrente indotte dal campo magnetico e dal campo elettrico generati da un elettrodotto

## Bibliografia

- Andreuccetti, Bini, Ignesti, Olmi, Pieri, Priori, Rubino e Vanni, *Caratterizzazione di ambienti elettromagnetici: misure, sviluppo e convalida di modelli* (1993) REPORT IROE N.RR/POE/93.15 Convenzione IROE-ENEL ISSN 1120-2823
- Andreuccetti e Zoppetti, *Quasi-static electromagnetic dosimetry: from basic principles to examples of applications* (2006), International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE)
- Bahr, Bolz e Hennes, *Numerical dosimetry ELF: accuracy of the method, variability of models and parameters, and the implication for quantifying guidelines*. (2007) Health Physics
- Chuang e Chen, *A numerical method for the computation of induced currents inside 3-D heterogeneous biological bodies by ELF-LF electric fields*, (1989) IEEE Transactions on Biomedical Engineering
- Davey, Cheng e Epstein, *Prediction of magnetically induced electric fields in biological tissue* (1991) IEEE Transactions on Biomedical Engineering
- Dawson, Caputa e Stuchly, *Magnetic field exposures for UK live-line workers* (2002) Physics in Medicine and Biology
- De Moerloose, Dawson e Stuchly, *Application of the finite difference time domain algorithm to quasi-static field analysis* (1997) Radio Science
- Dimbylow, *FDTD calculations of the whole-body averaged SAR in an anatomically realistic voxel model of the human body from 1 MHz to 1 GHz* (1997) Physics in Medicine and Biology
- Dimbylow, *Current densities in a 2 mm resolution anatomically realistic model of the body induced by low frequency electric fields*, (2000) Physics in Medicine and Biology
- Dimbylow, *Quandaries in the application of the ICNIRP low frequency basic restriction on current density* (2008) Physics in Medicine and Biology
- C.Gabriel, S.Gabriel e E.Corthout, *The dielectric properties of biological tissues*. (1996) Physics in Medicine and Biology
- Gandhi, DeFord e Kanai, *Impedance method for calculation of power deposition patterns in magnetically induced hyperthermia* (1984) IEEE Transactions on Biomedical Engineering
- Nishizawa, Ruoß, Landstorfer e Hashimoto, *Numerical Study on an Equivalent Source Model for Inhomogeneous Magnetic Field Dosimetry in the Low-Frequency Range* (2004) IEEE Transactions on Biomedical Engineering
- The Visible Human Project®. Internet resource at [http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)
- Zoppetti e Andreuccetti, *Un algoritmo per l'articolazione di modelli digitali dell'organismo umano mirato all'utilizzo di metodi alle differenze finite per la dosimetria numerica dei campi elettromagnetici*, (2006) Atti convegno nazionale dBA
- Zoppetti e Andreuccetti, *Compliance with eu basic restrictions near induction furnaces used in precious metal industry: a 3d numerical dosimetric analysis using the scalar potential finite difference (SPFD) technique and a posturable digital body model* (2008) Atti del 5th International Workshop on Biological Effects of EMFs, Terrasini