

Modelli per la valutazione delle grandezze dosimetriche e la verifica dei limiti relativi a campi elettromagnetici a radiofrequenza

Luca Catarinucci e Luciano Tarricone

Università del Salento, via per Monteroni, 73100 Lecce, luca.catarinucci@unisalento.it

INTRODUZIONE

Il problema non nuovo della valutazione dei possibili rischi per la salute umana causati dall'esposizione ai campi elettromagnetici (EM) continua a focalizzare l'attenzione sia della comunità scientifica che dell'opinione pubblica, e la sempre più capillare diffusione sia in ambito domestico che occupazionale di sorgenti di campo EM diverse tra di loro per frequenza, potenza, tipo di modulazione e modalità di utilizzo, contribuisce a rendere tanto complesso quanto interessante il problema.

In questo contesto, la dimostrazione più evidente dell'esistenza di un forte interesse anche a livello di Comunità Europea è sicuramente data dalla pubblicazione della nota direttiva 2004/40/CE del Parlamento Europeo che, una volta recepita, obbligherà di fatto il datore di lavoro alla valutazione dei rischi per la salute del lavoratore. Per mezzo della direttiva 2008/46/CE, la data ultima per il recepimento, inizialmente prevista per il 2008, è slittata al 30/04/2012, fornendo così un lasso di tempo adeguato sia alla revisione di alcuni punti della Direttiva sia a stilare una serie di indicazioni operative su come effettuare una valutazione corretta. In [1], ad esempio, sono presenti alcuni interessanti documenti che vanno in questa direzione e che in maniera molto puntuale toccano tutti gli aspetti interessati, ivi inclusi quelli relativi alle più corrette modalità di misura del campo EM e alla valutazione delle grandezze di base e di quelle di riferimento. Con il presente lavoro, si vogliono arricchire queste considerazioni relativamente alla valutazione, soprattutto di tipo numerica, delle grandezze di base e di quelle di riferimento.

In particolare, dopo un breve richiamo sulle tecniche di valutazione delle grandezze dosimetriche, verranno studiati nel dettaglio tre casi di interesse pratico, che mettono in evidenza ancora di più come ogni studio dosimetrico, sebbene condotto con strumentazione e modelli sofisticati, debba essere accompagnato da una attenta valutazione dei risultati. Nel primo di questi verrà mostrata la dipendenza dei parametri dosimetrici dalla caratterizzazione dielettrica del soggetto esposto nonché dalla sua forma. Nel secondo si toccherà il delicato aspetto della correlazione tra grandezze di base e grandezze di riferimento. Infine si commenteranno criticamente i risultati ottenuti con diversi algoritmi per la valutazione di una stessa grandezza dosimetrica.

RICHIAMI SULLA DOSIMETRIA

Nell'ambito della valutazione degli effetti indotti sull'uomo dall'esposizione a radiazione EM, vengono individuate due categorie di problemi, in funzione della frequenza della sorgente:

- Problemi quasi statici che includono il fondamentale caso dell'esposizione al campo emesso dalle linee elettriche ad alta potenza (frequenza 50Hz)
- Problemi a radiofrequenza (RF), dove tra gli altri ricadono i problemi dell'interazione con sorgenti di segnali WI-FI, WIMAX, GSM e stazioni raidobase.

In entrambi i casi, le maggiori normative mondiali in termini di radioprotezione [1]-[2] individuano e impongono di valutare adeguate quantità fisiche allo scopo di quantificare la "dose" di energia EM assorbita dai sistemi biologici. Tali quantità sono usualmente la densità di corrente indotta J [A/m], maggiormente adottata nel caso di problemi quasi statici, e il SAR [W/kg], acronimo di Rateo di Assorbimento Specifico, prevalentemente utilizzato a frequenze più elevate e quindi di maggiore interesse in questo lavoro.

Nello specifico delle RF, dove l'energia è assorbita dai tessuti esclusivamente per effetto Joule, possono considerarsi equivalentemente le due seguenti relazioni per la valutazione del SAR puntuale:

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho} = c \frac{\Delta T}{\Delta t}, \quad (1)$$

dove σ [S/m] è la conducibilità elettrica del tessuto, E [V/m] il campo elettrico, ρ [kg/m³] la densità di massa del tessuto, c la sua capacità termica specifica e ΔT [°C] la variazione di temperatura causata dall'esposizione ad una sorgente di campo EM per un tempo Δt [s].

La relazione (1) può essere integrata su un volume contenente una massa scelta come riferimento (solitamente 1 g, 10 g o la massa dell'intero corpo umano) al fine di rendere possibile la comparazione con i limiti imposti dalle linee guida [1],[2], riferiti appunto a grandezze mediate. Se si indica con $V(rm)$ un volume contenente la massa di riferimento, si ottiene:

$$SAR_{rm} = \int_{V(rm)} \sigma |E|^2 / 2 \, dv / \int_{V(rm)} \rho \, dv, (2)$$

La disciplina che si occupa della valutazione del SAR e delle altre grandezze dosimetriche, detta dosimetria, può essere divisa in tre sottoclassi sulla base dei metodi e delle tecniche utilizzate: dosimetria teorica o analitica, dosimetria sperimentale e dosimetria numerica.

La dosimetria teorica, che si basa sulla modellizzazione analitica dello scenario espositivo, mira ad ottenere un modello analitico, noto in forma chiusa, che permette di esprimere le grandezze dosimetriche in funzione, ad esempio, della generica coordinata spaziale del dominio di simulazione. La dosimetria analitica, quindi, può essere applicata solo su semplici geometrie, come sfere omogenee o a strati, cilindri o ellissoidi. E' comunque fondamentale per una valutazione fenomenologica e qualitativa, anche se non adeguata per descrivere il reale problema dell'esposizione umana ad una sorgente EM, essendo l'energia assorbita dal sistema biologico fortemente dipendente dalle sue proprietà dielettriche nonché dalle dimensioni, posizioni e forme in gioco. Pertanto, modelli accurati sia della sorgente sia del soggetto esposto, non modellabili analiticamente, diventano obbligatori per una valutazione più accurata dei parametri dosimetrici. Il problema viene usualmente affrontato adottando congiuntamente tecniche sperimentali e numeriche.

La dosimetria sperimentale, infatti, mira a misurare (anziché calcolare) le grandezze dosimetriche d'interesse. Questa operazione necessita conseguentemente dell'allestimento di set-up sperimentali adeguati nonché di costi operativi ingenti. Il vantaggio principale di questa tipologia di studio consiste nel fatto che permette l'utilizzo delle reali sorgenti di campo EM, anche se il soggetto esposto deve necessariamente essere approssimato. Le ovvie difficoltà di misurare campi elettrici e variazioni di temperatura in soggetti umani, viene infatti superato utilizzando cavie animali e modelli umani artificiali; a causa della complessità del corpo umano, questi ultimi sono comunque approssimati, spesso omogenei o al più possono riprodurre un numero limitato di tessuti. Come invece precedentemente osservato, forma, dimensioni e proprietà dielettriche, giocano un ruolo fondamentale nella valutazione del SAR, così che la correlazione tra i parametri dosimetrici misurati nei modelli semplificati e quelli effettivi non è sempre immediata.

Questo limite è, dall'altro lato, quasi completamente superato andando ad adottare le tecniche di dosimetria numerica; grazie allo sviluppo di modelli umani numerici piuttosto accurati e dettagliati (due esempi significativi sono quello proposto dall'università di Yale [4] e quello proposto dall'università di Brooks [5], noto anche come Visible Human Project (VHP) Phantom) e al loro utilizzo in solutori elettromagnetici full-wave, il SAR e gli altri parametri dosimetrici possono infatti essere accuratamente valutati in ogni punto del corpo umano. Molti tipi di sorgenti, inoltre, possono essere implementate rigorosamente così da permettere la simulazione di situazioni di esposizione anche particolarmente complesse. Grazie al continuo sviluppo di risorse computazionali, infatti, tecniche numeriche molto accurate ma fortemente onerose dal punto di vista delle richieste di capacità di calcolo e di memorizzazione, sono oramai largamente adottate per la soluzione full-wave di problemi elettromagnetici di larghe dimensioni. Tra gli altri, il ben noto metodo alle Differenze Finite nel Dominio del Tempo (FDTD) è uno dei più adatti ed attrattivi per problemi dosimetrici. Questo metodo, infatti, è basato sulla discretizzazione spaziale del dominio di simulazione e ad ogni punto della griglia possono essere associati i rispettivi valori di permittività elettrica, permeabilità magnetica e conducibilità; in questo modo sia i modelli numerici di soggetti esposti sia le sorgenti EM possono essere modellate efficacemente scegliendo adeguatamente il passo di discretizzazione, e le equazioni di Maxwell (opportunamente discretizzate anch'esse) possono essere risolte iterativamente (algoritmo leap-frog) fornendo soluzioni accurate del campo elettromagnetico. Da quest'ultimo si risale al SAR risolvendo la forma discretizzata della (2).

Nelle sezioni successive verranno mostrati i risultati relativi all'applicazione delle tecniche di dosimetria numerica in alcuni casi scelti ad hoc al fine di mettere in evidenza alcuni aspetti critici della valutazione del rischio.

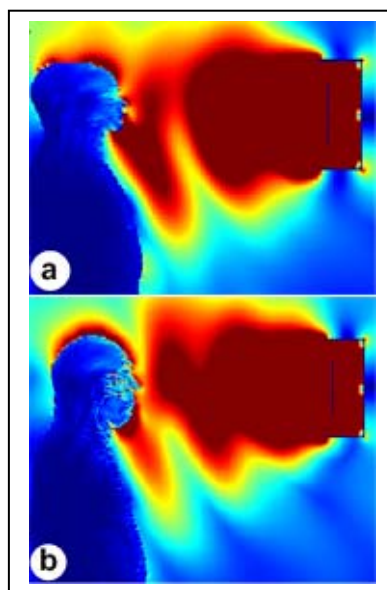
CONSIDERAZIONI SULL'UTILIZZO DI DIVERSI MODELLI NUMERICI DI CORPO UMANO

La già accennata disponibilità in letteratura di vari modelli numerici eterogenei di corpo umano da un lato, e l'uso di modelli semplificati e omogenei in molte applicazioni sperimentale dall'altro, inducono due domande sostanziali:

- i) Quanto è l'impatto del modello eterogeneo scelto sui risultati dello studio dosimetrico?
- ii) Quanto è l'impatto dell'uso di fantocci omogenei sull'accuratezza del risultato?

Per provare a rispondere a queste domande di seguito vengono riportati i risultati di una campagna di simulazione effettuata utilizzando sei diversi modelli numerici di corpo umano: il modello di Yale (YP) e di Brooks (BP) e due coppie di modelli omogenei con la stessa di YP e BP ma ottenuti utilizzando i valori medi di YP in un caso (YHyP e BHyP, con $\epsilon_r=46.33$ and $\sigma_r=0.73$ S/m) e di BP nell'altro (YH_bP e BH_bP, con $\epsilon_r=34.32$ e $\sigma_r=0.63$ S/m). Ovvero, per maggiore chiarezza, BHyP rappresenta un modello umano omogeneo con la stessa forma del modello di Brooks e parametri dielettrici medi di YP. I modelli numerici sono stati esposti alla stessa sorgente a 900 MHz con una potenza radiata di 32 W.

Figura 1



Modelli eterogenei YP (a) e BP (b) esposti al campo emesso da un'antenna a dipolo

In Figura 1, nella quale sono portati i livelli di campo elettrico ottenuti mediante simulazione con codice basato sul metodo FDTD, è possibile osservare la diversa forma tra YP e BP e, conseguentemente, la diversa distribuzione di campo. Questo causa rilevanti discrepanze nei valori dei parametri dosimetrici, come evidenziato in Tabella 1 dove sono riportati i valori di picco del SAR mediati sia su 1 g sia su 10 g, al variare della distanza uomo-antenna da un minimo di 20 cm ad un massimo di 60 cm.

Tabella I: Valori di picco del SAR

Dist	tipo	YP	YH ₁ P	YH ₂ P	BP	BH ₁ P	BH ₂ P
20 cm	1g	30.32	29.52	27.87	18.42	27.62	25.70
	10g	15.30	16.62	15.21	11.88	18.84	17.20
30 cm	1g	12.61	11.72	11.45	13.38	19.58	17.82
	10g	6.32	6.64	6.24	8.64	13.44	12.02
40 cm	1g	10.68	9.98	9.61	6.13	9.63	9.16
	10g	5.31	5.62	5.24	4.16	7.15	6.50
50 cm	1g	5.31	4.87	4.77	4.79	7.00	6.79
	10g	2.63	2.75	2.59	3.10	5.29	4.79

Dai risultati mostrati si può desumere che:

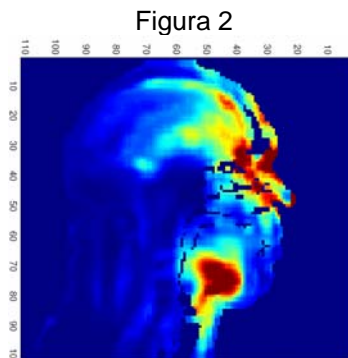
- Il SAR in due fantocci eterogenei può differire fino al 40%;
- Le differenze sui livelli di picco confrontando YP con YHYP and YHBP sono trascurabili; tuttavia, si evidenziano (risultati non presentati in questo contributo) differenze apprezzabili confrontando gli altri valori calcolati.
- Le differenze sui valori di picco confrontando BP con BHYP and BHBP superano il 40%

Risultati ancora più interessanti possono essere dedotti investigando gli effetti della forma dei modelli numerici, confrontando i risultati ottenuti su modelli omogenei di differente forma ma stessa caratterizzazione dielettrica. La massima differenza è pari a circa il 50%: i valori di picco del SAR, quindi sono fortemente influenzati dalla forma del soggetto esposto, e questo è sostanzialmente dovuto alla prossimità dei valori massimi alla superficie esterna.

CONSIDERAZIONI SU LIMITI DI BASE E VALORI DI RIFERIMENTO

Di seguito è riportato un classico esempio di applicazione della dosimetria numerica al fine di valutare il campo elettrico a diverse distanze da un reader di un sistema di identificazione a radiofrequenza (RFID) ad 866 MHz al fine di verificare il rispetto dei *valori di riferimento* in termini di campo elettrico. Successivamente, la stessa sorgente è stata utilizzata per risolvere il problema dell'interazione con un soggetto umano, al fine di verificare il rispetto dei *limiti di base* in termini di SAR.

La prima analisi ha mostrato come il campo diventi inferiore a 20 V/m per distanze superiori a 60 cm, e inferiore a 6 V/m per distanze maggiori di 2 m. In Figura 2 sono riportati i livelli di SAR mediati su 10 g di tessuto nel modello numerico BP esposto a 50 cm dalla sorgente RFID (campo elettrico in assenza di fantoccio pari a circa 23 V/m): il livello di picco, che ricadeva in questo esempio nel bulbo oculare, non superava il W/kg. Quando il problema dosimetrico diviene complesso, la correlazione tra limiti di base e valori di riferimento non è quindi immediata.



Livelli di SAR nel fantoccio BP posto a 50 cm da una sorgente RFID

CONSIDERAZIONI SULLA VALUTAZIONE NUMERICA DEL SAR

Un terzo aspetto di importanza rilevante è relativo agli algoritmi per la valutazione numerica del SAR mediato su un volume contenente la massa di riferimento.

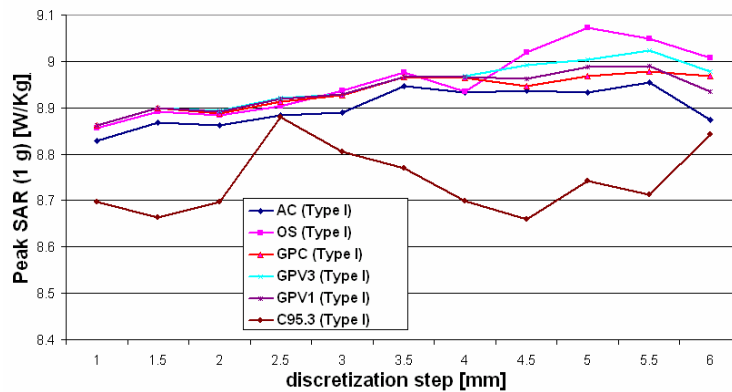
Osservando la relazione (2), si può dedurre che la forma del volume $V(rm)$ contenente la massa di riferimento, può impattare sul valore del SAR; la distribuzione di campo elettrico, infatti, varia anche sensibilmente tra due diversi punti del soggetto esposto, così che l'uso di volumi diversi potrebbe generare discrepanze consistenti.

È ragionevole chiedersi, quindi, quanto il valore del SAR possa dipendere dalla forma di $V(rm)$ e se, conseguentemente, tale forma debba essere standardizzata. Un volume sferico sembra essere la scelta più logica, tuttavia le linee guida IEEE [2] si basano su volumi cubici mentre quelle ICNIRP [3] non forniscono alcuna indicazione a riguardo.

Allo scopo di rispondere a queste domande, sono stati implementati sei diversi algoritmi per il calcolo del SAR; non è questo il contesto più adeguato per una loro dettagliata discussione, per la quale si rimanda a [6]. In questo contributo si vuole invece osservare come tali algoritmi, tutti rispondenti ai pochi vincoli imposti dalle linee guida internazionali, in realtà possano fornire risultati anche fortemente diversi.

In Figura 3, ad esempio, tutti gli algoritmi sono stati applicati ad un caso semplificato di un cubo di materiale biologico con una pre-impostata distribuzione di campo elettrico. Il problema è stato risolto variando il passo di discretizzazione da 1 mm fino a 6 mm.

Figura 3



Picco di SAR mediato su 1g per 6 diversi algoritmi al variare del passo di discretizzazione

Il primo aspetto meritevole di interesse è il comportamento non prevedibile di uno degli algoritmi (C95.3 nel grafico) che, tra l'altro, è quello suggerito in [2]. La prima e principale ragione risiede nel fatto che questo algoritmo non riesce a garantire una media effettuata su una massa ragionevolmente simile a quella di riferimento. In particolare, solo per passi di discretizzazione ragionevolmente piccoli (1 mm) si è ottenuta una media su una massa che differisse per meno del 5% da rm . Inoltre questo tipo di algoritmo non effettua calcoli bensì stime nei punti più critici, ovvero quelli più prossimi alla superficie esterna del sistema biologico esposto. Si è dimostrato che queste stime provocano un effetto di saturazione che incide fortemente sul valore del picco che, notoriamente, viene spesso a trovarsi in punti superficiali (punti più vicini alla sorgente EM). Osservando gli altri algoritmi, si nota invece una maggiore confrontabilità, anche se gli algoritmi basati su volumi di integrazione pseudo-sferici garantiscono in generale risultati migliori di quelli cubici. Le differenze riscontrate anche tra algoritmi sofisticati, tuttavia, è meritevole di attenzione.

CONCLUSIONI

In questo lavoro sono stati messi in evidenza alcuni aspetti critici relativi all'applicazione di tecniche di dosimetria numerica al fine di valutare la rispondenza dei limiti in varie condizioni espositive. In particolare, si è voluto mostrare come, anche disponendo di tecniche numeriche sofisticate, in alcuni casi l'interpretazione dei risultati non sia banale. In particolare, si è visto come non solo l'accuratezza con cui un soggetto esposto viene numericamente descritto, ma anche la sua forma, giochi un ruolo fondamentale nella valutazione dei parametri dosimetrici. Inoltre, l'utilizzo di soggetti omogenei (come necessario negli approcci sperimentali) può indurre a risultati di difficile interpretazione.

Un altro aspetto cruciale è quello del legame tra limiti di base e valori di riferimento: il superamento dell'uno non implica necessariamente il superamento dell'altro e viceversa.

Infine, è stato brevemente posto l'accento sul delicato problema della valutazione numerica del Rateo di Assorbimento Specifico. Le normative si basano sui valori di picco i quali, per ovvi motivi, vengono spesso a trovarsi in zone prossime alla superficie del soggetto biologico esposto. In questi punti, il valore del SAR è dipendente più che altrove dalla forma del volume di integrazione, così che algoritmi diversi (la cui strategia non è spesso dichiarata nemmeno nei software commerciali più sofisticati) danno luogo a risultati spesso non confrontabili tra di loro.

Bibliografia

- [1] http://www.ispesl.it/linee_guida/Fattore_di_rischio/FAQAgFisici081218C1C2C3C4_ok.pdf
- [2] IEEE C95.1-2006, "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", IEEE Standards C95.1, Coordinating Committee 28.4, 2006.
- [3] ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic and electromagnetic fields (up to 300 GHz)," Health Phys.: Intern. Comm. on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP), vol. 74, pp. 494-522, 1998.
- [4] I. C. Zubal, C. R. Harrell, E. O. Smith, Z. Rattner, G. Gindi, P. B. Hoffer, "Computerized 3D Segmented Human Anatomy", Medical Physics, 21, 2, 1994, pp. 299-302.
- [5] P. A. Mason, J. M. Ziriac, W. D. Hurt, T. J. Walters, K. L. Ryan, D. A. Nelson, K. I. Smith, and J. A. D'Andrea, "Recent advancements in dosimetry measurements and modeling," in Radio Frequency Radiation Dosimetry, B. J. Klauenberg and D. Miklavcic, Eds. Norwell, MA: Kluwer, 2000, pp. 141-155.
- [6] L. Catarinucci, L. Tarricone, "Specific Absorption Rate (SAR) Numerical Evaluation: a Critical Discussion", IEEE MTT-S, International Microwave Symposium Digest, Honolulu, HI, USA, 2007.