

**INTRODUZIONE ALLA DOSIMETRIA ELETTROMAGNETICA:  
LA VALUTAZIONE DELLE GRANDEZZE DOSIMETRICHE NEI SOGGETTI ESPOSTI<sup>1</sup>**

*Daniele Andreuccetti, IFAC-CNR, Firenze*

## **1. La dosimetria elettromagnetica**

La dosimetria elettromagnetica è una disciplina tecnico-scientifica che si occupa di studiare i **meccanismi di accoppiamento** tra un **campo elettromagnetico** ed un **oggetto biologico** in esso immerso o, come si dice, **“esposto”** ad esso.

L'*accoppiamento* è il primo di una serie di fenomeni biofisici concatenati attraverso cui si realizza l'interazione tra un campo elettromagnetico ed un oggetto biologico e che comprende schematicamente i passi seguenti.

1. **Esposizione:** un oggetto biologico viene immerso in un campo elettromagnetico.
2. **Accoppiamento:** il campo elettromagnetico induce alcuni fenomeni fisici, caratterizzati da determinate grandezze fisiche, nei tessuti dell'organismo esposto; questi fenomeni hanno origine dall'azione delle forze del campo sulle cariche e sulle correnti elettriche presenti nei tessuti.
3. **Effetto biologico:** i fenomeni fisici indotti dal campo esterno provocano sempre una deviazione dalle condizioni di equilibrio elettrico a livello molecolare; per poter parlare propriamente di effetto biologico, si deve però verificare una variazione morfologica o funzionale in strutture di livello superiore (tessuti, organi o sistemi).
4. **Danno biologico o sanitario:** un effetto biologico non costituisce necessariamente un danno; perché questo si verifichi, occorre che l'effetto superi la capacità di compensazione di cui dispone l'organismo, che dipende anche dalle condizioni ambientali.

In questa catena di eventi, la dosimetria si colloca, come si è detto, al punto 2). Essa mira a determinare le leggi fisiche che stabiliscono il rapporto tra l'intensità dei campi esterni ed il valore delle grandezze fisiche, che nel seguito definiremo **“grandezze dosimetriche”**, indotte nei tessuti. Sebbene l'intero processo di interazione tra campo elettromagnetico ed organismo biologico sia evidentemente multidisciplinare (poiché coinvolge fisica, biologia e medicina), tuttavia l'accoppiamento propriamente detto e la dosimetria che ne studia quantitativamente le modalità sono discipline propriamente fisiche.

### *1.1 Grandezze dosimetriche di base*

I più autorevoli enti normativi internazionali e la stragrande maggioranza dei membri della comunità scientifica che si occupa di interazione tra campi elettromagnetici e sistemi biologici concordano nel riconoscere che gli effetti biologici dei campi elettromagnetici sono determinati da alcune grandezze fisiche fondamentali o, quanto meno, che queste grandezze sono le più adatte a correlare l'intensità dell'esposizione con l'entità degli effetti osservati e quindi a descrivere quantitativamente questi ultimi. Noi chiameremo **“grandezze dosimetriche di base”** queste grandezze, per le quali si trovano talvolta utilizzati anche i termini **“grandezze primarie”** o **“grandezze fondamentali”**. Nelle linee guida ICNIRP [1] e nella Raccomandazione europea che le recepisce ai fini della tutela della popolazione [2], i

---

<sup>1</sup> Testo preparato dall'autore ed utilizzato come materiale didattico per i corsi sulla protezione dai campi elettromagnetici organizzati dall'ANPEQ (Associazione Nazionale Professionale Esperti Qualificati in Radioprotezione).

relativi valori limite (ovvero i valori massimi che le grandezze di base non devono superare nei tessuti degli organismi esposti) vengono chiamati “**limiti di base**” (“basic restrictions” in inglese), mentre invece la Direttiva europea per le esposizioni professionali [3] utilizza per essi il termine “**valori limite di esposizione**” (“exposure limit values”).

Per frequenze fino ad alcune centinaia di chilohertz, la grandezza dosimetrica di base è il **campo elettrico interno**  $E_i$  [V/m] indotto dai campi nei tessuti nell’organismo esposto, mentre a frequenze maggiori è più opportuno fare riferimento al **rateo di assorbimento specifico** SAR [W/kg], dato dalla potenza elettromagnetica per unità di massa dissipata nei tessuti. Le due grandezze sono ovviamente correlate, poiché si vede facilmente che risulta:

$$SAR = \frac{\sigma E_i^2}{\delta} \quad \text{Eq. 1}$$

dove  $\sigma$  [A/Vm] e  $\delta$  [kg/m<sup>3</sup>] sono rispettivamente la conducibilità elettrica e la densità del materiale biologico interessato.

La **dosimetria elettromagnetica** si pone l’obbiettivo di determinare quantitativamente l’entità delle grandezze dosimetriche di base, quando siano note sia la distribuzione di **campo elettromagnetico impresso** in cui l’organismo biologico è immerso, sia le condizioni in cui avviene l’esposizione. Queste ultime comprendono le caratteristiche morfologiche ed elettromagnetiche dell’organismo esposto, la sua postura, nonché la struttura geometrica e le caratteristiche elettromagnetiche di tutti gli oggetti presenti nel cosiddetto **teatro espositivo**, cioè nell’ambiente in cui avviene l’esposizione. Per raggiungere lo scopo, la dosimetria elettromagnetica si può avvalere di metodi **sperimentali, analitici e numerici**. La *dosimetria sperimentale* si basa su strumentazione e misure, la *dosimetria analitica* ricerca la soluzione diretta delle equazioni di accoppiamento, mentre infine la *dosimetria numerica* utilizza tecniche di risoluzione numerica basate sull’impiego di elaboratori elettronici.

### 1.2 Dosimetria e normative

Tutte le più autorevoli normative internazionali specificano, accanto ai limiti massimi ammissibili per le grandezze di base, anche i valori limite per le intensità dei campi esterni. L’ICNIRP [1] e la Raccomandazione europea [2] denominano “**livelli di riferimento**” (“reference levels” in inglese) questi valori, mentre la Direttiva europea [3] utilizza la denominazione “**valori di azione**” (“action values”). In entrambi i casi, si tratta dei valori efficaci (RMS) delle intensità del campo elettrico e del campo magnetico **imperturbati**, cioè misurati nell’effettivo teatro espositivo, nel punto esatto dove si troverà il soggetto esposto, ma senza la presenza di quest’ultimo. L’utilità dei livelli di riferimento è evidente, quando si consideri che le grandezze di base non sono direttamente misurabili nel soggetto esposto e che quindi il rispetto dei limiti di base non è direttamente verificabile in modo semplice.

Mentre i *limiti di base* sono stabiliti con riferimento diretto agli effetti biologici (interponendo appropriati margini di sicurezza), le normative utilizzano i risultati dei più accreditati modelli dosimetrici per dedurre da quei limiti i *livelli di riferimento*. Tali modelli fanno riferimento a situazioni espositive standardizzate e opportunamente cautelative, in modo tale che si possa ragionevolmente ritenere che **il rispetto dei livelli di riferimento garantisca il rispetto dei limiti di base** e quindi metta ampiamente al riparo dal manifestarsi degli effetti verso cui la norma vuole cautelarsi. Non è vero però il contrario: vi possono essere casi in cui i livelli di riferimento sono superati, senza che questo implichi necessariamente il superamento dei limiti di base. Poiché sono questi ultimi, in ultima analisi,

ad avere significato biologico, le normative consentono in genere che siano superati i livelli di riferimento, purché si possa dimostrare che non vengono violati i limiti di base.

È evidente quindi, da quanto detto sopra, come lo studio della dosimetria – oltre che importante dal punto di vista conoscitivo – abbia anche un notevole interesse applicativo. Infatti, gli estensori delle normative utilizzano i **risultati degli studi dosimetrici** per stabilire i rapporti tra limiti di base e livelli di riferimento, mentre chi applica le normative può trovarsi a dover utilizzare direttamente i **modelli dosimetrici** per verificare se, nella particolare situazione espositiva considerata, siano rispettati i limiti di base pur essendo superati i livelli di riferimento.

## 2. Dosimetria sperimentale

La dosimetria sperimentale utilizza apposite strumentazioni per misurare le grandezze dosimetriche direttamente nel soggetto esposto o in un modello artificiale dello stesso.

La misura *in vivo* delle grandezze dosimetriche di base (campo elettrico interno o SAR) richiede di inserire sonde specifiche all'interno dei tessuti esposti. Come è facile immaginare, una misura del genere è troppo invasiva per poter essere praticata in un organismo umano, sia a scopo sperimentale, sia – a maggior ragione – per il controllo dell'esposizione. Per altro, non sono molto utilizzate neppure le misure su animali da laboratorio, soprattutto perché esiste la difficoltà di estendere all'uomo i risultati acquisiti. Pertanto, la dosimetria sperimentale si dedica soprattutto a:

- misure *in vivo* non invasive di grandezze **derivate** (principalmente, come vedremo, la corrente indotta);
- misure invasive di grandezze dosimetriche di base in "*fantocci*" sintetici.

### 2.1 Misure di corrente indotta

La **corrente indotta** in un organismo può essere misurata anche con mezzi non invasivi. In particolare, è possibile misurare la corrente indotta *totale* oppure la corrente indotta *in un arto*. Occorre ricordare che, a rigore, le misure di corrente indotta non sono vere misure dosimetriche, poiché la corrente indotta *non* è una grandezza dosimetrica di base. Infatti, le già citate norme internazionali non pongono valori limite di esposizione sulle correnti indotte, ma piuttosto valori di azione intesi ad evitare il superamento del limite di SAR locale negli arti in particolari condizioni di esposizione.

La **corrente indotta totale** che fluisce a terra attraverso i piedi di un soggetto esposto può essere misurata per mezzo di appositi dispositivi disponibili anche commercialmente e noti con il nome di "*sensori stand-on*". Questi dispositivi consistono in una sorta di pedana formata da due piatti (grossomodo quadrati) orizzontali sovrapposti, elettricamente collegati tra di loro da una impedenza calibrata. Il soggetto si pone in piedi sul piatto superiore, mentre il piatto inferiore è a contatto con il suolo, cosicché l'impedenza calibrata viene a trovarsi in serie al percorso della corrente; quest'ultima può quindi essere determinata a partire dalla misura della tensione a radiofrequenza sviluppata sull'impedenza stessa. I sensori *stand-on* sono affetti da alcuni problemi che ne rendono talora problematico l'uso. Per esempio, in alcuni casi essi possono sovrastimare la misura, qualora il campo elettrico esterno arrivi ad indurre della carica direttamente sulla superficie della sonda, dando luogo ad una corrente che contribuisce indebitamente al valore misurato. In altri casi, i sensori *stand-on* possono invece sottostimare la misura, qualora parti del soggetto si accoppino direttamente a terra, originando così una corrente che non passa attraverso la sonda e non viene quindi misurata. Si rimanda alla bibliografia [4,5] per applicazioni e risultati.

La **corrente indotta in un arto** (braccio o gamba) può essere misurata mediante dispositivi amperometrici (anche di tipo commerciale) funzionanti sul principio del *trasformatore di corrente* [6] e noti con il nome di "sensori *clamp-on*". I dispositivi di questo tipo presentano indubbi vantaggi rispetto a quelli a pedana: oltre ad una maggiore affidabilità ed accuratezza della misura, essi consentono al soggetto di continuare a lavorare, camminare o salire scale nel corso della misura, che risulta quindi in genere eseguita in condizioni più realistiche.

Tutti questi dispositivi hanno tipicamente una risposta in frequenza piatta da qualche chilohertz fino ad un centinaio di megahertz circa.

## 2.2 Misure su fantocci

In alternativa alle misure *in vivo* della corrente indotta (che, come si è detto, rappresenta una grandezza *derivata*), è possibile eseguire misure di grandezze dosimetriche di base su **fantocci**.

Per il *campo elettrico interno*, si utilizzano in genere **sonde miniaturizzate a dipolo** di varia foggia: il campo elettrico rilevato è dato dal rapporto tra la differenza di potenziale misurata dal dipolo e la distanza tra i suoi due elettrodi.

Le sonde di questo tipo possono essere a **rivelazione diretta** oppure a **sensore non rivelato** (cioè accoppiato in corrente alternata col proprio strumento di misura). Queste ultime possono essere utilizzate solo alle frequenze più basse (da 50 Hz alla decina di chilohertz circa), poiché alle frequenze superiori intervengono varie difficoltà (rumore, insufficiente reiezione del modo comune, impedenza di contatto, polarizzazione degli elettrodi) che rendono problematica, poco accurata e inaffidabile la misura; alcune di queste difficoltà e altre ancora sono discusse in [7,8]. Alle frequenze più elevate (a partire dalla decina di megahertz), le misure su fantoccio possono essere vantaggiosamente effettuate utilizzando invece sonde a *rivelazione diretta*, che integrano un sensore dipolare ed un rivelatore a diodo semiconduttore per fornire al misuratore un segnale in corrente continua.

Per le misure di SAR, possono essere usati sensori analoghi (essendo il SAR legato al campo elettrico interno attraverso l'Eq. 1), oppure **dispositivi termometrici**, con i quali il SAR stesso viene dedotto dall'incremento iniziale di temperatura locale che la potenza dissipata determina nel materiale esposto; infatti, fintantoché sono trascurabili i fenomeni di diffusione del calore, risulta ovviamente:

$$SAR = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad \text{Eq. 2}$$

dove  $c$  [J/kg°C] è il calore specifico del materiale interessato, mentre  $\Delta T$  è l'incremento di temperatura che si verifica nell'intervallo di tempo  $\Delta t$  nella fase iniziale del riscaldamento. In pratica, i sensori utilizzati possono essere termometri miniaturizzati impiantabili, a termocoppia o termistore, oppure termocamere all'infrarosso, oppure ancora fogli di cristalli liquidi termocromici che mostrano la temperatura raggiunta per mezzo di differenti colorazioni.

I *fantocci* che si usano per queste misurazioni sono simulatori artificiali di organismi biologici, costituiti da materiali sintetici opportunamente progettati per fornire caratteristiche dielettriche simili a quelle dei tessuti organici. Tutte le tecniche di misura citate (esclusa unicamente quella basata sull'uso di una termocamera) richiedono di poter inserire sonde nel fantoccio e quindi necessitano di fantocci liquidi o semiliquidi, che pongono limitazioni severe alla possibilità di realizzare modelli complessi, realistici tanto

nella forma quanto nella composizione. Inoltre, le tecniche basate su termocamere o fogli di cristalli liquidi termocromici richiedono fantocci trasparenti, oppure che il fantoccio stesso possa essere velocemente aperto ed analizzato dopo l'esposizione.

### 3. Dosimetria analitica

La dosimetria analitica (detta anche "teorica") si basa sulla risoluzione diretta delle equazioni che descrivono l'accoppiamento del campo elettromagnetico con l'organismo esposto e l'ambiente circostante.

Detto in modo molto sintetico, si tratta di impostare e risolvere un sistema di equazioni di Maxwell che tengano conto delle modalità di emissione delle sorgenti e delle caratteristiche geometriche ed elettromagnetiche di tutti gli oggetti che popolano il teatro espositivo (compreso il soggetto esposto), con le necessarie condizioni al contorno.

Come è facile intuire, il problema si complica enormemente e diventa di difficile o impossibile soluzione non appena si analizzino situazioni poco meno che banali. Di fatto, la dosimetria analitica arriva al massimo a risolvere problemi di esposizione nello spazio libero, o in presenza di un piano di massa che simula il terreno, in cui l'individuo esposto – pensato in posizione eretta – è modellato con un solido geometrico sufficientemente semplice (sfera, cilindro, sferoide, ellissoide) e costituito da materiale omogeneo. Non possono invece essere modellate posture particolari o ambienti complessi, come invece sarebbe spesso necessario, in particolare per analizzare i problemi di esposizione negli ambienti di lavoro.

Non ostante l'estrema semplicità dei problemi che riesce a risolvere, la dosimetria analitica ha il pregio di fornire una descrizione matematica in grado di fare luce sugli aspetti fisici generali dei meccanismi di accoppiamento tra campo elettromagnetico ed organismi biologici.

Alle basse frequenze, dove vale l'*approssimazione quasistatica*, i modelli analitici permettono di prevedere alcune caratteristiche dell'interazione, tra cui:

- il campo elettrico interno ha ampiezza direttamente proporzionale all'intensità del campo esterno (elettrico o magnetico) inducente, ma è in quadratura di fase con esso;
- il campo elettrico interno è anche direttamente proporzionale alla frequenza;
- il campo elettrico interno indotto da un campo *elettrico* esterno è inversamente proporzionale alla conducibilità del materiale biologico;
- il campo elettrico interno indotto da un campo *magnetico* esterno è indipendente dalla conducibilità del materiale biologico.

Una delle applicazioni più interessanti della dosimetria analitica, che merita di essere citata ad esempio delle potenzialità di questa disciplina, è stata sviluppata dal gruppo di Durney. In questa applicazione, basata sulla teoria delle perturbazioni, il campo elettrico ed il campo magnetico sono espressi come serie di potenze della costante di propagazione nello spazio libero. Dopo aver inserito le espressioni così ottenute nelle equazioni dei campi e delle condizioni al contorno, si procede ad eguagliare termine a termine i coefficienti delle potenze corrispondenti. In regime quasistatico (fino a 30 MHz secondo gli autori), si possono considerare solo i primi termini dello sviluppo, giungendo a formulare equazioni che possono essere risolte analiticamente senza eccessive difficoltà in modelli geometrici sferoidali [9,10] ed ellissoidali [11,12] dell'organismo umano.

### 4. Dosimetria numerica

La dosimetria numerica si avvale di tecniche di tipo computazionale per perseguire la soluzione delle equazioni di accoppiamento attraverso l'uso di un elaboratore elettronico

digitale. A questo fine, si deve rinunciare alla generalità della formulazione analitica e analizzare invece problemi specifici e particolari. In compenso, la sempre maggiore velocità di elaborazione e disponibilità di memoria degli elaboratori moderni permette di modellare situazioni complesse e quindi affrontare anche problemi di un certo realismo.

Le applicazioni della dosimetria numerica seguono nella maggior parte dei casi una serie di passi standard brevemente descritti nel seguito.

#### 4.1 Segmentazione

La **segmentazione** è il processo con cui si costruisce un modello matematico dell'organismo esposto, per esempio di un organismo umano. Si tratta in pratica di sostituire all'organismo stesso un insieme di solidi geometrici di forma sufficientemente regolare, genericamente denominati "segmenti". Nei casi più grossolani, i segmenti sono sfere o cilindri di dimensioni macroscopiche, con cui si modellano direttamente parti del corpo come la testa, il tronco, gli arti. Nei casi più raffinati, si suddivide l'organismo in un grande numero di cubetti elementari (detti *voxel*) di piccole dimensioni [13]. Ovviamente, minori sono le dimensioni dei *voxel*, maggiore è la risoluzione ottenuta ma, d'altro canto, maggiori sono le esigenze di memoria e di tempo di calcolo necessarie per portare a compimento la valutazione. Sono in uso valori di spigolo dell'ordine di pochi millimetri o anche meno.

#### 4.2 Caratteristiche dielettriche dei tessuti

Il passo successivo consiste nell'assegnare a ciascun segmento, considerato omogeneo, una coppia di valori per le cosiddette **proprietà dielettriche**, ovvero per la conducibilità elettrica e per la costante dielettrica (o permittività) relativa, tenendo ovviamente conto della frequenza a cui si desidera svolgere l'indagine.

Nel caso dei *voxel* microscopici, si passa attraverso il riconoscimento del tipo di tessuto di cui ciascun *voxel* è costituito, stabilito in genere in base all'organo di appartenenza. Nel caso invece dei segmenti macroscopici, si procede cercando di individuare un tessuto prevalente in ogni segmento, oppure si cerca di determinare dei valori che rappresentino una media ponderata delle proprietà dielettriche dei vari tessuti presenti in esso.

In entrambi i casi, occorre risalire dai tipi di tessuti alle rispettive proprietà dielettriche. A questo proposito, il lavoro a tutt'oggi più ampio è quello compiuto nella metà degli anni '90 dal gruppo di Camelia Gabriel [14,15,16,17], che portò a sviluppare un modello parametrico in grado di rappresentare le proprietà dielettriche dei tessuti biologici nell'intervallo di frequenza da 10 Hz a 100 GHz e permise anche a determinare il valore dei 14 parametri del modello per 45 diversi tessuti umani. Per l'utilizzo di questo modello, sono state sviluppate anche applicazioni *on-line* presso i siti Web dell'FCC USA [18] e dell'IFAC-CNR [19].

Un approccio diverso è quello che permette di costruire la mappa 3D di conducibilità e di permittività di un organismo senza passare per la segmentazione ed il riconoscimento del tipo di tessuto, bensì in modo più diretto ed automatico, per esempio dall'elaborazione delle immagini ottenute dalla risonanza magnetica (MRI). Il metodo, sviluppato inizialmente per la banda VHF, è adatto ad essere esteso a frequenze superiori, ma non a frequenze inferiori. La segmentazione (comunque necessaria per l'applicazione delle tecniche numeriche) viene applicata successivamente, direttamente sulla mappa 3D delle proprietà dielettriche.

#### 4.3 Metodi di soluzione

A questo punto è necessario dedurre dalle equazioni di Maxwell un insieme di equazioni differenziali o integrali che ben si adattino al problema che si vuole studiare ed alla geometria scelta per i segmenti. Si deve poi individuare un approccio che permetta di

trasformare queste equazioni in un sistema risolvibile numericamente (per esempio, un sistema lineare di equazioni algebriche) ed infine adottare l'algoritmo di soluzione più efficiente.

I metodi proposti sono numerosi e diversificati [20,21] al punto che non è pensabile di poterne effettuare qui una rassegna comparativa; ci limiteremo pertanto a brevi cenni. Tra i metodi più diffusi ricordiamo il **metodo di momenti** [22], la famiglia di metodi alle **differenze finite**, il metodo degli **elementi finiti**, il metodo **FDTD** (differenze finite nel dominio del tempo) [23].

Il *metodo dei momenti* è adatto soprattutto ai problemi che utilizzano pochi segmenti macroscopici, poiché richiede una disponibilità di memoria proporzionale a  $N^2$  ed un tempo di calcolo proporzionale a  $N^3$ , esigenze che divengono proibitive con un altissimo numero  $N$  di segmenti, come quello che si ha utilizzando *voxel* millimetrici. Al contrario, i metodi alle *differenze finite* (compreso il metodo *FDTD*) hanno esigenze di memoria e tempo di calcolo direttamente proporzionali a  $N$ . D'altra parte, il numero di segmenti  $N$  necessari a questi ultimi è intrinsecamente maggiore di quello necessario al metodo dei momenti, a causa dell'esigenza di modellare, oltre al soggetto esposto, anche una cospicua regione di spazio intorno ad esso, in modo da soddisfare le necessarie condizioni al contorno.

## 5. Alcuni risultati tipici

Come è ovvio, possiamo dare qui solo uno sguardo molto sintetico alla mole di risultati forniti dalla dosimetria elettromagnetica.

### 5.1 Campo elettrico interno in regime quasistatico

Alle frequenze più basse, dove vale l'*approssimazione quasistatica*, i problemi di accoppiamento al campo elettrico ed al campo magnetico possono essere affrontati e risolti separatamente.

Si giunge a trovare che l'intensità  $E_i^{(E)}$  del campo elettrico interno indotto nei tessuti da un campo *elettrico* esterno risulta direttamente proporzionale all'intensità  $E_e$  del campo esterno imperturbato e alla frequenza:

$$E_i^{(E)} = k_E f E_e \quad \text{Eq. 3}$$

La costante di proporzionalità  $k_E$  prende il nome di *coefficiente dosimetrico (per il campo elettrico)* e dipende essenzialmente dal distretto corporeo e dalla conducibilità del tessuto interessati. Il suo valore tipico per la regione della testa e del torace è di circa  $1.5 \times 10^{-8}$  (V/m)/Hz/(V/m) (ipotizzando una conducibilità media di 0.2 S/m), mentre il valore medio cautelativo utilizzato dalle linee guida ICNIRP [1] e dalla normativa europea [2,3] è di  $10 \times 10^{-8}$  (V/m)/Hz/(V/m).

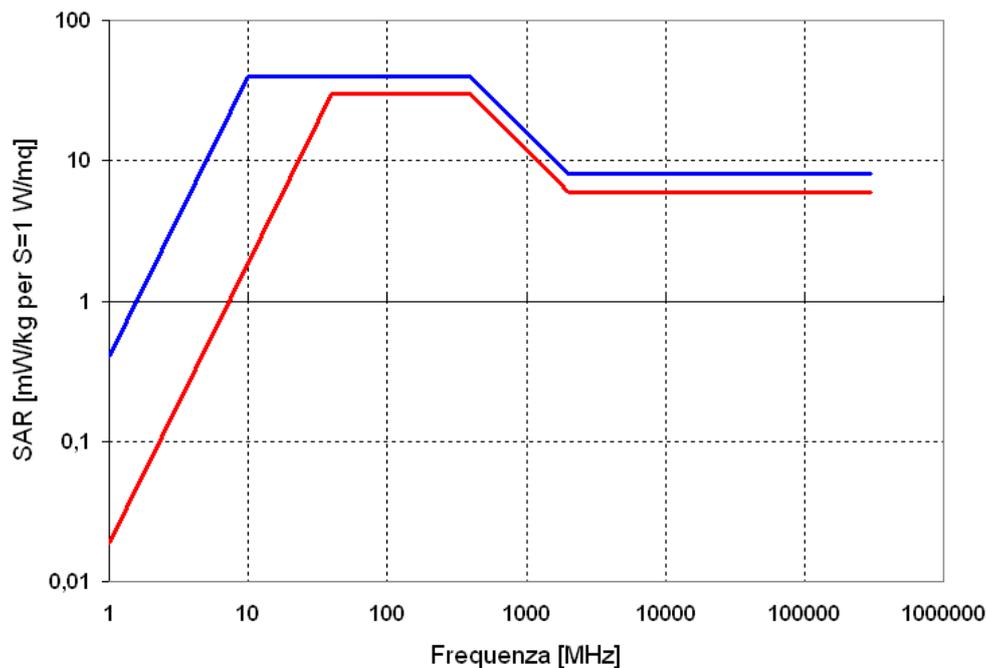
Analogamente, l'intensità  $E_i^{(B)}$  del campo elettrico interno indotto nei tessuti da un campo magnetico esterno risulta direttamente proporzionale alla densità  $B_e$  del flusso di induzione e alla frequenza:

$$E_i^{(B)} = k_B f B_e \quad \text{Eq. 4}$$

Il *coefficiente dosimetrico*  $k_B$  dipende principalmente dal distretto corporeo interessato. Il suo valore tipico nella regione toracica è di circa 0.6 (V/m)/Hz/T, mentre il valore medio utilizzato dalle normative internazionali è di 2 (V/m)/Hz/T.

## 5.2 SAR medio in funzione della frequenza

Il valore medio del SAR indotto in un organismo da un campo elettromagnetico di ampiezza prefissata ha, in funzione della frequenza, un tipico andamento risonante. Alle basse frequenze, il SAR cresce col quadrato della frequenza (poiché, come si è visto, il campo elettrico interno è proporzionale alla frequenza), fino a raggiungere un picco abbastanza marcato. Il picco ha luogo ad un valore di frequenza che dipende dalle dimensioni dell'organismo e che, in particolare, è tanto maggiore quanto minore è la statura dell'individuo. Superato il picco di risonanza, il SAR inizialmente diminuisce con la frequenza e poi tende ad assestarsi su un valore costante. Curve tipiche del SAR in funzione della frequenza per varie stature e polarizzazioni del campo possono essere rintracciate nel Radiofrequency Radiation Dosimetri Handbook [24].



**Figura 1.** Andamento del SAR medio (normalizzato a 1 W/mq) in funzione della frequenza. Risultati di letteratura (curva inferiore) e valore cautelativo assunto dalle normative (curva superiore).

Ai fini dell'utilizzo da parte delle norme di sicurezza, viene preso in considerazione un involucro di molteplici curve del SAR in funzione della frequenza, corrispondenti a varie stature in grado di rappresentare bambini, donne e uomini adulti. Il risultato è mostrato in Figura 1. La curva inferiore mostra l'involucro dei risultati dosimetrici reperibili in letteratura, la curva superiore rappresenta l'insieme di valori cautelativamente adottati dalle normative. In entrambi i casi, si tratta del SAR in mW/kg mediato sull'intero organismo e rapportato ad una esposizione *total body* ad un campo elettromagnetico avente una intensità di 1 W/m<sup>2</sup>.

## 6. Conclusioni

La dosimetria elettromagnetica è una disciplina interessante, sia dal punto di vista conoscitivo sia per le importanti applicazioni nel settore normativo e protezionistico.

Tra le diverse tecniche, la più avanzata e promettente è senza dubbio la dosimetria numerica, mentre gli approcci sperimentale e analitico devono fronteggiare limiti significativi.

La dosimetria sperimentale *in-vivo* è limitata a quelle poche misure che possono essere eseguite non invasivamente. Misure più soddisfacenti sono eseguibili sui *fantocci*, ma si devono comunque fronteggiare sia le difficoltà a realizzare modelli geometricamente realistici e dotati delle necessarie caratteristiche fisiche, sia alcune questioni tecniche che penalizzano l'accuratezza del processo di misura vero e proprio. Sebbene alcuni dei problemi citati potranno forse esser parzialmente superati con ulteriori ricerche, tuttavia pare improbabile che la dosimetria sperimentale possa giocare un ruolo decisivo nelle applicazioni future, a parte la possibilità di essere utilizzata per la validazione dei modelli numerici.

D'altro canto, la dosimetria analitica è condizionata da limitazioni intrinseche e difficoltà di ordine pratico che ne rendono estremamente problematica l'applicazione a problemi complessi. Resta tuttavia insostituibile per la sua capacità di dare uno sguardo qualitativo alla fisica dei meccanismi di accoppiamento del campo elettromagnetico con gli organismi biologici.

Le tecniche numeriche appaiono invece in grande sviluppo, destinato a progredire di pari passo con gli avanzamenti delle tecnologie informatiche. Ci possiamo attendere applicazioni a problemi sempre più complessi, con sorgenti multiple e ambienti modellati in modo realistico e dettagliato, come, in particolare, è necessario per le applicazioni connesse con le esposizioni professionali. Resta ancora molto da fare per sviluppare modelli dell'organismo umano accurati e ad altissima risoluzione e, soprattutto, per acquisire una miglior conoscenza delle caratteristiche dielettriche dei tessuti umani, in particolare alle frequenze più basse.

## 7. Bibliografia

1. ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection): "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)", Health Physics, Vol.74, N.4 (April 1998), pages 494-522.
2. Raccomandazione 1999/519/CE del Consiglio europeo del 12 luglio 1999 relativa alla limitazione dell'esposizione della popolazione ai campi elettromagnetici da 0 Hz a 300 GHz. 1999/519/CE - 30.7.1999 - Gazzetta ufficiale delle Comunità europee - L 199/59.
3. Direttiva 2004/40/CE del Parlamento Europeo e del Consiglio del 29 aprile 2004 sulle prescrizioni minime di sicurezza e di salute relative all'esposizione dei lavoratori ai rischi derivanti dagli agenti fisici (campi elettromagnetici). 2004/40/CE - 24.5.2004 - Gazzetta ufficiale dell'Unione europea - L 184/1.
4. D.A.Hill and J.A.Walsh: "Radio-frequency current through the feet of a grounded human", IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, Vol.EMC-27, No.1 (February 1985), pages 18-23.
5. O.P.Gandhi, J.Y.Chen and A.Riazi: "Currents induced in a human being for plane-wave exposure conditions 0-50 MHz and for RF sealers", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.BME-33, N.8 (August 1986), pages 757-768.
6. M.J.Hagmann and T.M.Babij: "Noninvasive measurement of current in the human body for electromagnetic dosimetry", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.BME-40, N.5 (May 1993), pages 418-423.
7. L.A.Geddes: "Interface design for bioelectrode systems", IEEE Spectrum, Vol.9, N.10 (October 1972), pages 41-48.
8. R.Gundersen and B.Greenebaum: "Low-voltage ELF electric field measurements in ionic media", Bioelectromagnetics, Vol.6 (1985), pages 157-168.
9. C.H.Durney, C.C.Johnson and H.Massoudi: "Long-wavelength analysis of plane wave irradiation of a prolate spheroid model of man", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.MTT-23, No.2 (February 1975), pages 246-253.

10. C.C.Johnson, C.H.Durney and H.Massoudi: "Long-wavelength electromagnetic power absorption in prolate spheroidal models of man and animals", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.MTT-23, No.9 (September 1975), pages 739-748.
11. H.Massoudi, C.H.Durney and C.C.Johnson: "Long-wavelength analysis of plane wave irradiation of an ellipsoidal model of man", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.MTT-25, No.1 (January 1977), pages 41-46.
12. H.Massoudi, C.H.Durney and C.C.Johnson: "Long-wavelength electromagnetic power absorption in ellipsoidal models of man and animals", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.MTT-25, No.1 (January 1977), pages 47-52.
13. P.J.Dimbylow: "The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry", Proceedings of the International Workshop on Voxel Phantom Development (National Radiological Protection Board Report, 1996) pages 1-7.
14. C.Gabriel: "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies", Report N.AL/OE-TR- 1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA), June 1996. Scaricabile da <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric/home.html> oppure da <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/home.html> (copia autorizzata).
15. C.Gabriel, S.Gabriel and E.Corthout: "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey", Physics in Medicine & Biology, Vol.41 (1996), pages 2231-2249.
16. S.Gabriel, R.W.Lau and C.Gabriel: "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", Physics in Medicine & Biology, Vol.41 (1996), page 2251-2269.
17. S.Gabriel, R.W.Lau and C.Gabriel: "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", Physics in Medicine & Biology, Vol.41 (1996), pages 2271-2293.
18. Federal Communications Commission (USA): "Tissue Dielectric Properties", <http://www.fcc.gov/cgi-bin/dielec.sh>
19. Istituto di Fisica Applicata "Nello Carrara" del Consiglio Nazionale delle Ricerche: "Dielectric Properties of Body Tissues", <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>
20. C.H.Durney: "Electromagnetic dosimetry for models of humans and animals: a review of theoretical and numerical techniques", Proceedings of the IEEE, Vol.68, N.1 (January 1980), pages 33-40.
21. R.J.Spiegel: "A review of numerical models for predicting the energy deposition and resultant thermal response of humans exposed to electromagnetic fields", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol.MTT-32, No.8 (August 1984), pages 730-746.
22. R.F.Harrington: "Field computation by moment methods", The Macmillan Company, New York, 1968.
23. K.S.Kunz and R.J.Luebbers: "The Finite Difference Time Domain method for electromagnetics", CRC Press, Boca Raton, 1993.
24. C.H.Durney, H.Massoudi and M.F.Iskander: "Radiofrequency Radiation Dosimetry Handbook" (Fourth Edition). Electrical Engineering Department, The University of Utah, Salt Lake City, UT 84112, USA, October 1986. Scaricabile da: <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/handbook/home.html> oppure da: <http://niremf.ifac.cnr.it/docs/HANDBOOK/home.htm> (copia autorizzata).