

# Dosimetria dei campi elettromagnetici

**Marta Cavagnaro**

Dip. Ing. Elettronica -Università "La Sapienza" di Roma  
ICEmB - Centro Interuniversitario Interazione tra Campi Elettromagnetici e Biosistemi

## Sommario

Scopo della dosimetria è la valutazione della quantità di campo elettromagnetico assorbita da un corpo biologico in diverse condizioni di esposizione. Tale valutazione può essere utilizzata per la verifica del rispetto delle normative di protezione, così come per lo studio di eventuali effetti dei campi elettromagnetici e per il progetto di nuove antenne.

## 1. Introduzione

Negli ultimi anni la valutazione del campo elettromagnetico indotto in soggetti esposti ha assunto una notevole rilevanza a causa del crescente utilizzo dei sistemi di comunicazione mobile. Infatti, a partire dall'esposizione di un numero limitato di persone ai campi elettromagnetici emessi dai primi radar (gli addetti all'apparato trasmittente), si è passati al coinvolgimento di gruppi di persone molto più numerosi con l'esposizione a campi a bassa frequenza (50, 60 Hz) associati alle linee di distribuzione dell'energia elettrica, ai campi a radiofrequenza dovuti ai ripetitori radiotelevisivi e, in modo più capillare, ai campi a radiofrequenza emessi dai telefoni cellulari. Inoltre, gli sviluppi futuri relativi alle reti locali senza fili, prospettano ulteriori situazioni di esposizione oggi non ancora considerate. Per tale motivo, a livello internazionale, molte organizzazioni come la comunità europea o organi come la WHO (World Health Organization) promuovono ed incoraggiano attività di ricerca nel settore.

Con il termine dosimetria si indica la determinazione della quantità ('dose') di potenza assorbita da un corpo biologico esposto ad un campo elettromagnetico in diverse condizioni di esposizione. Tali condizioni di esposizione sono caratterizzate dalla densità di potenza, dalla polarizzazione, e dalla frequenza dei campi elettromagnetici incidenti, nonché dall'ambiente nel quale avviene l'esposizione.

La valutazione del campo elettromagnetico indotto rappresenta la base di partenza per lo studio dei possibili effetti dei campi elettromagnetici sui sistemi biologici e dei meccanismi che ne sono alla base; inoltre, permette la verifica del rispetto dei limiti imposti dalle normative di protezione internazionali.

Gli studi dosimetrici possono essere effettuati sia da un punto di vista teorico che sperimentale. Essi usualmente considerano come grandezza fondamentale la **potenza assorbita per unità di massa** (SAR = *Specific Absorption Rate*), misurata in watt/chilogrammo (W/kg). Matematicamente, il SAR è definito secondo la:

$$\text{SAR} = \frac{\Delta P}{\rho \Delta V} = \frac{1}{2} \frac{\sigma |E|^2}{\rho} \quad (1.1)$$

dove  $\Delta V$  definisce un volume elementare, sufficientemente piccolo da poter considerare in esso uniforme il campo elettromagnetico ( $E$ ) ed omogeneo il materiale che vi è contenuto (con conducibilità  $\sigma$  e densità  $\rho$ ). La (1.1) rappresenta una definizione locale del SAR, valida per ogni punto di interesse. Spesso, tuttavia, è necessario avere un'informazione globale, relativa alla potenza assorbita, nel qual caso il volume  $V$  su cui viene calcolato il SAR viene preso come la somma di volumi elementari ( $V_i$ ). Si ottiene, allora, un valore di SAR associato al volume sul quale viene calcolato (ad es. SAR mediato su tutto il corpo, SAR mediato su 1 grammo di tessuto, etc.).

La scelta del SAR come parametro fondamentale della dosimetria nasce dal suo uso, nelle normative internazionali di protezione dai campi elettromagnetici [1-4], quale parametro di base per stabilire il rischio derivante da un'esposizione. A sua volta, tale uso deriva dalla considerazione che il SAR mediato su tutto il corpo e il SAR locale sono quantità adatte a confrontare gli effetti osservati sotto diverse condizioni di esposizione [1].

## 2. Studi dosimetrici

La valutazione della distribuzione di SAR può essere condotta per via numerica o sperimentale. La prima affronta l'analisi dell'assorbimento di potenza da un punto di vista puramente teorico, attraverso la valutazione del campo indotto nel corpo a partire da opportuni modelli di sorgenti di campo elettromagnetico e del corpo umano. La seconda, invece, misura il campo indotto all'interno del corpo a partire da sorgenti reali e dalla realizzazione sperimentale di modelli dielettrici (detti fantocci) che rappresentino il corpo biologico.

Nel seguito, si parlerà prima degli studi dosimetrici numerici e poi si descriveranno quelli sperimentali, per parlare, infine, degli studi associati alla sperimentazione relativa ai possibili effetti dei campi elettromagnetici.

## 2.1 Dosimetria numerica

Come già accennato, la dosimetria numerica affronta il problema dell'assorbimento di potenza elettromagnetica da parte di un corpo biologico sotto un profilo puramente teorico. Il punto di partenza dell'indagine è costituito dalle equazioni di Maxwell, le quali rappresentano in modo esatto l'evolversi nel tempo e nello spazio di un qualunque fenomeno elettromagnetico. Tuttavia, tali equazioni possono essere risolte in forma chiusa solo in alcuni casi particolari che si ottengono attraverso semplificazioni, spesso eccessive, del problema.

La grandezza che viene valutata nella dosimetria numerica, così come in quella sperimentale, è, come già detto, il SAR, definito come la potenza assorbita dal corpo per unità di massa. La formula a cui si fa riferimento è la (1.1) che si riporta di seguito esplicitata per la dosimetria numerica:

$$SAR(x, y, z) = \frac{\sigma(x, y, z) |E(x, y, z)|^2}{2\rho(x, y, z)} \quad \frac{W}{kg} \quad (2.1)$$

Pertanto, lo scopo della dosimetria numerica è quello di determinare il valore del campo elettrico in ogni punto del corpo biologico in esame.

Storicamente, il SAR è stato valutato sia attraverso metodi puramente analitici che attraverso metodi numerici. Nel primo caso sono stati affrontati problemi semplici come l'assorbimento di un'onda piana da parte di semipiani infiniti di tessuto, eventualmente costituiti da più strati, o da parte di sfere, e il campo elettrico assorbito è stato ottenuto in forma chiusa. Nel secondo caso, invece, i problemi affrontati con l'ausilio dei calcolatori avevano una maggiore corrispondenza con i casi reali.

Nonostante le grosse semplificazioni presenti nei problemi affrontati dai metodi analitici, questi ultimi hanno comunque permesso di comprendere le basi teoriche dell'assorbimento di potenza da parte di un corpo biologico, e di individuare i parametri da cui tale assorbimento risulta maggiormente dipendere [5-8]. Tuttavia, i metodi analitici non sono in grado di analizzare il problema di interazione tra campo elettromagnetico e sistema biologico nel caso di un'interazione nel campo vicino di una sorgente di campo elettromagnetico, né di caratterizzare l'assorbimento in corrispondenza dei diversi arti ed organi che costituiscono il corpo umano. Per tale motivo, gli studi che sono stati sviluppati successivamente sono stati basati sull'utilizzo di metodi numerici, quali il Metodo dei Momenti e il Metodo delle Differenze Finite nel Dominio del Tempo.

Il Metodo dei Momenti è stato il primo metodo ad essere utilizzato in dosimetria. Esso risolve

le equazioni di Maxwell impostando un'equazione integrale e risolvendo tale equazione attraverso una discretizzazione dello spazio (ovvero attraverso la divisione dello spazio in celle elementari). Tale metodo, tuttavia, trova un grosso limite nella quantità di memoria occupata sul computer, proporzionale a  $N^2$  (N numero di celle con cui si suddivide lo spazio). Pertanto, esso ha permesso l'analisi di modelli del corpo umano costituiti al massimo da 5000 celle. Gli studi effettuati con questo metodo hanno comunque evidenziato come in alcuni casi l'assorbimento di potenza nel corpo umano venga ad avere dei punti "caldi" costituiti dal collo e dalle caviglie dove la minore sezione provoca lo scorrimento di una maggiore corrente [9, 10].

Verso i primi anni 90, i problemi legati al Metodo dei Momenti, in particolare l'occupazione di memoria e la necessità di definire un'equazione integrale strettamente legata alla geometria del problema di analisi, hanno fatto sì che tale metodo venisse progressivamente abbandonato in favore del metodo delle Differenze Finite nel Dominio del Tempo (FDTD). Quest'ultimo metodo infatti, ha un'occupazione di memoria sul computer proporzionale ad N ed è in grado di affrontare con estrema facilità problemi aventi geometrie comunque complesse. Tale metodo, per questi e altri motivi, è alla base dei più recenti sviluppi nell'ambito della dosimetria numerica e per questo su di esso si spenderà qualche parola in più.

Il metodo FDTD fu proposto per la prima volta da K.S. Yee nel 1966 [11]. L'idea alla base del metodo è molto semplice e consiste nella soluzione delle equazioni di Maxwell attraverso uno schema alle differenze finite. In tale schema ogni derivata parziale, presente nelle equazioni in esame, viene sostituita con il corrispondente rapporto incrementale; ottenendo così un sistema di equazioni che fornisce le componenti del campo elettromagnetico in funzione delle stesse componenti e di quelle adiacenti calcolate in istanti precedenti di tempo. Il sistema, allora, viene risolto attraverso il calcolo di ogni equazione in passi temporali successivi, seguendo l'evolversi temporale del fenomeno sotto studio. Il problema maggiore del metodo FDTD risiede nella necessità di limitare lo spazio di analisi: le equazioni di Maxwell, infatti, descrivono la realtà considerando tutto lo spazio, mentre una loro risoluzione numerica attraverso un algoritmo alle differenze finite richiede necessariamente la limitazione dello spazio preso in considerazione. Questa limitazione fittizia dello spazio viene introdotta nell'algoritmo numerico attraverso delle particolari equazioni che vengono denominate "Condizioni di Assorbimento". La mancanza di appropriate condizioni di assorbimento ha fatto sì che il metodo proposto da Yee non venisse praticamente usato fino alla seconda metà degli anni '70, e tuttora le condizioni di assorbimento risultano l'elemento più critico del metodo e, contemporaneamente, il più fecondo di studi.

Le applicazioni del metodo FDTD sono molteplici e vanno dall'analisi e progetto di antenne, al progetto di circuiti a microonde ed ottici, allo studio della propagazione di segnali in dispositivi a semiconduttore, a problemi di tele-rilevamento e, infine, a problemi di assorbimento e scattering. In dosimetria, si sfrutta la capacità del metodo FDTD di considerare elementi non omogenei senza eccessive complicazioni, e di permettere l'analisi di esposizioni in campo vicino così come di campo lontano con una stessa struttura del metodo. Infine, l'ultimo punto rilevante è l'occupazione di memoria del metodo, direttamente proporzionale allo spazio analizzato.

Per quanto brevemente accennato, per applicare il metodo FDTD è necessario sviluppare un modello "a cubetti", ovvero diviso in celle elementari, dei corpi biologici, così come delle sorgenti di campo elettromagnetico e di tutti gli elementi che possono essere importanti per lo studio dell'esposizione in esame.

Nel seguito verranno presentati alcuni esempi di applicazione del metodo FDTD; ciò che si vuole ora sottolineare è come, in dosimetria, il corpo umano sia stato rappresentato con celle anche delle dimensioni di 1 mm e con un numero piuttosto elevato di tessuti diversi. Tuttavia, tali tessuti devono poi essere caratterizzati da un punto di vista elettrico alle frequenze di interesse. Tale caratterizzazione è estremamente complessa; ciò ha determinato l'uso, da parte di diversi autori, di valori di permittività e conducibilità con differenze tra loro anche fino all'80%. Tuttavia, recentemente sono state condotte misure su animali appena sacrificati che hanno consentito una più precisa valutazione dei parametri elettrici dei tessuti al variare della frequenza [12].

Per concludere, uno dei punti critici del metodo FDTD su cui recentemente si è puntata l'attenzione, risiede nella rappresentazione a "cubetti" delle sorgenti di campo elettromagnetico. Questa rappresentazione, infatti, non è estremamente precisa e rende complesso lo studio di sorgenti quali le antenne ad elica che negli ultimi anni sono usate nei telefoni cellulari. Per questo motivo, attualmente, diversi gruppi di ricerca stanno sviluppando metodi ibridi che sfruttano la tecnica FDTD per l'analisi del corpo biologico e altre tecniche (ad es. il MoM) per la rappresentazione delle sorgenti di campo [13, 14].

## **2.2 Dosimetria sperimentale**

La dosimetria sperimentale effettua la misura del SAR all'interno di fantocci che rappresentano il corpo biologico o parti di esso. I sensori utilizzati nelle misure sono sensori di campo elettrico o di temperatura [15]. Nel primo caso, il SAR si ottiene dalla stessa relazione (2.1) usata in dosimetria numerica; nel caso dei sensori di temperatura, invece, il legame tra il SAR e l'incremento di temperatura misurato si ottiene dall'equazione di trasferimento del calore :

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla k \nabla T + P$$

secondo la quale, trascurando i termini di conduzione ed essendo  $SAR=P/\rho$ , si ha:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{SAR}{c_s} \quad (2.2)$$

dove  $c_s$  rappresenta il calore specifico del materiale.

Le problematiche maggiori legate alla dosimetria sperimentale riguardano la costruzione di fantocci opportunamente rappresentanti il corpo umano o animale, la calibrazione del sensore nel mezzo e la definizione dell'incertezza della misura [16-21]. In particolare, la calibrazione di un sensore di campo elettromagnetico consiste nella misura di un campo noto allo scopo di definire una relazione biunivoca tra il campo misurato dal sensore e quello da misurare. L'incertezza, invece, che sempre accompagna una misura sperimentale, rappresenta la quantificazione in termini percentuali delle sorgenti di errore e di incertezza che influenzano la misura.

Le prime misure risalgono alla fine degli anni settanta e riguardavano profili di temperatura in fantocci antropomorfi effettuate alla frequenza di 800 MHz. Negli anni ottanta, l'utilizzo del computer ha permesso l'acquisizione automatica dei dati misurati e la realizzazione di una scansione automatica dei punti di misura, permettendo così una maggiore precisione nel posizionamento del sensore.

Le misure effettuate alle frequenze tipiche dei telefoni cellulari (900 MHz – 1800 MHz) hanno mostrato come l'assorbimento di potenza avvenga in questo caso sostanzialmente all'interno della testa e come, pertanto, il valore di SAR mediato su tutto il corpo umano non possa essere considerato in tale situazione. Ciò ha permesso lo sviluppo di normative che tenessero in conto, accanto al SAR mediato su tutto il corpo, anche i valori di SAR di picco mediati su opportune quantità di tessuto [1 - 4].

Negli anni novanta, le misure effettuate su fantocci antropomorfi ed eterogenei, utilizzando come sorgenti i telefoni cellulari, hanno mostrato come i valori di SAR locale si mantengano in genere al di sotto del limite proposto dalle normative e come l'incremento di temperatura nel cervello e nell'occhio sia, in genere, non rilevante.

Infine, negli ultimi anni, si è avuta la tendenza a semplificare il fantoccio utilizzato nelle misure, e ciò con riferimento sia alla geometria che al numero di materiali che lo costituiscono.

Tale semplificazione è stata giustificata con l'assunzione che, tra il caso eterogeneo e quello omogeneo, le differenze nell'assorbimento di potenza siano non rilevanti, e che il fantoccio omogeneo venga a rappresentare una sorta di "caso peggiore" [22 - 24]. Un'ulteriore ragione che ha portato a semplificare i fantocci utilizzati nella dosimetria sperimentale è correlata alla necessità di confrontare i risultati ottenuti dai diversi laboratori al fine di convalidare le procedure sperimentali di misura. Infatti, la forte dipendenza dell'assorbimento di potenza da parte di un fantoccio dalle sue dimensioni, dalle sue caratteristiche geometriche e dalle sue caratteristiche elettriche, comporta, se non si definiscono procedure e fantocci standard, l'impossibilità di confrontare i dati ottenuti da diversi laboratori.

### **2.3 Studi dosimetrici relativi ai sistemi di esposizione**

Nello studio dei possibili effetti dei campi elettromagnetici sui sistemi biologici, la dosimetria ha il ruolo di valutare le "condizioni di esposizione" dei corpi biologici. Con tale termine si intende la valutazione del campo elettromagnetico a cui è effettivamente esposto il corpo biologico, e la determinazione della dose di campo effettivamente assorbita. A tale scopo, la dosimetria è utilizzata nel progetto dei sistemi di esposizione, e nella loro valutazione una volta costruiti [25-33]. Nel progetto di tali sistemi si devono tenere in conto una serie di requisiti sia di tipo generale (relativi all'esposizione) che di tipo specifico relativi al tipo di esperimento che si vuole condurre. Ad esempio, requisiti generali sono che i diversi campioni biologici siano esposti sostanzialmente allo stesso campo elettromagnetico, che siano noti il campo incidente e quello assorbito (ovvero il SAR), che le condizioni sperimentali siano ripetibili, e così via. Tra i requisiti specifici, ad esempio per esperimenti *in vivo*, c'è la disposizione che gli animali non soffrano troppo della situazione fisica di esposizione, che possano essere eventualmente nutriti, etc.

Nel progetto di sistemi di esposizione, per lo sviluppo della struttura elettromagnetica, si utilizzano in genere programmi di simulazione commerciali basati sul metodo FDTD o sul metodo degli elementi finiti (FEM). Una volta che la struttura viene realizzata, si effettuano misure per la verifica del rispetto, da parte del sistema, dei requisiti di partenza.

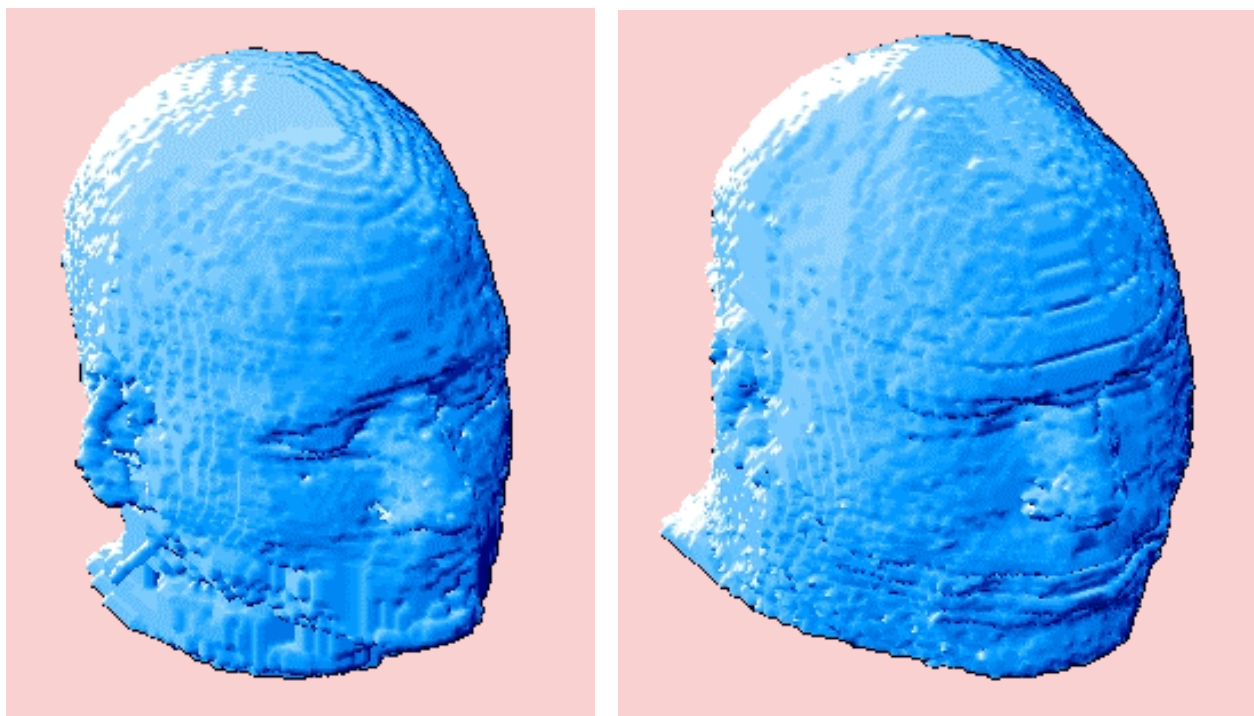
### **3. Esempi di risultati**

Come esempi di possibili risultati ottenuti dagli studi dosimetrici si presenterà il caso dei telefoni cellulari e dei sistemi di esposizione.

### 3.1 Esposizione ai campi emessi dai telefoni cellulari

Nello studio dell'esposizione dell'uomo ai campi elettromagnetici emessi dai telefoni cellulari, la parte del corpo presa in esame è limitata alla testa con il collo, e, a volte, alla mano che sorregge il telefono.

Con riferimento alla dosimetria numerica, nel corso degli anni, sono stati sviluppati sia modelli molto semplici della testa umana come la sfera omogenea o il cubo omogeneo, necessari per il confronto dei dati ottenuti tra diversi laboratori e per il confronto con dati sperimentali, sia modelli più complessi strettamente legati all'effettiva geometria della testa. Tali modelli sono partiti con risoluzioni di 5 mm; attualmente, i modelli maggiormente diffusi hanno risoluzioni massime di 2 mm, e spesso, tramite tecniche di raffinamento, dettagli importanti (come la zona intorno all'orecchio) vengono rappresentati con risoluzioni fino a 0.1 mm [34]. Per quanto riguarda i tessuti, ne sono stati identificati fino a 26 diversi, le cui caratteristiche dielettriche alle frequenze di interesse possono essere ottenute dal *data-base* presente al sito web <http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh> [12]. Tra i diversi modelli di testa, i più noti sono quello ottenuto dalle immagini del *Visible Human data set* (<http://www.nlm.nih.gov>) o il modello sviluppato all'Università di Yale [35]. Questi due modelli sono mostrati in figura 3.1.



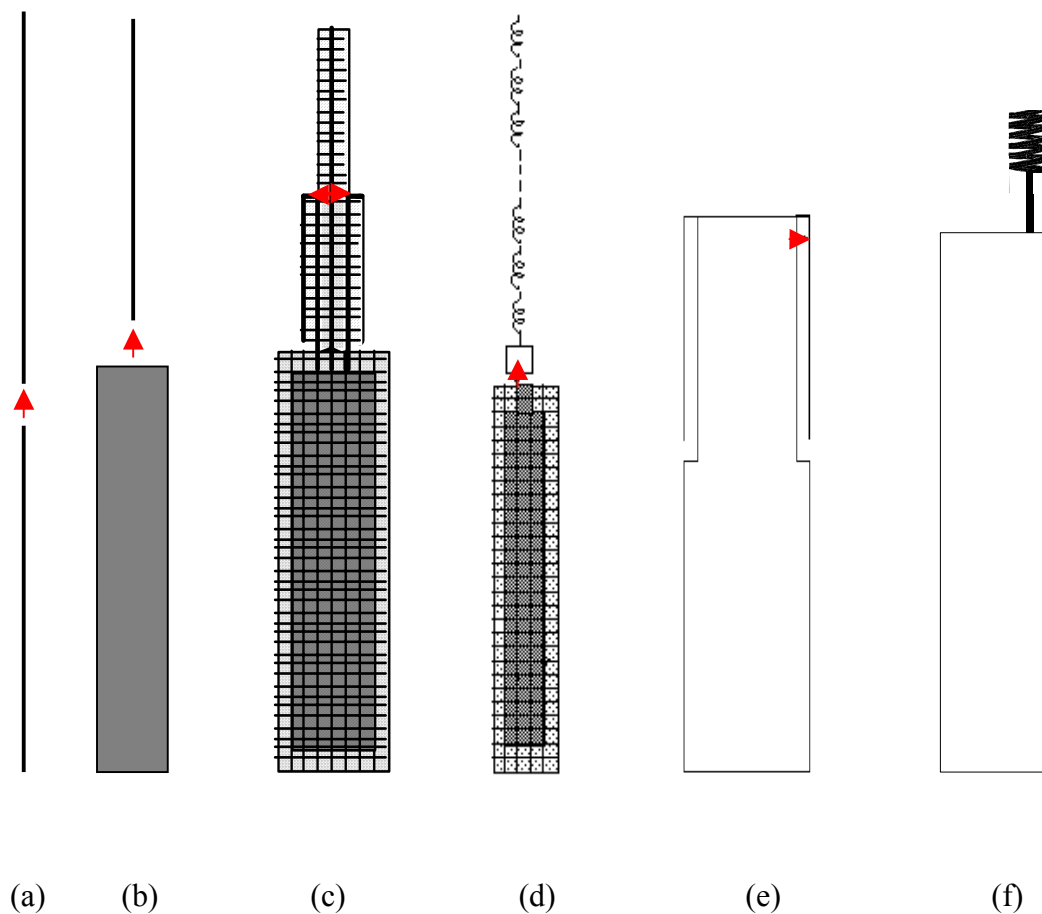
(a)

(b)

Fig. 3.1 Modelli FDTD della testa: (a) "Yale", (b) "Visible Human"



Per quanto riguarda la sorgente di campo, i primi lavori erano basati su modelli semplificati dell'antenna del telefono [36, 37]. In questi lavori l'elemento radiante era simulato come un dipolo a  $\lambda/2$  o come un monopolo a  $\lambda/4$ . Successivamente sono stati considerati modelli di antenne più aderenti a quelle effettivamente utilizzate in pratica [38]; tra questi, in particolare, l'antenna a dipolo ripiegato (*sleeve dipole*) e l'antenna a stilo estraibile (*whip / stilo*). Infine, recentemente sono stati studiati telefoni equipaggiati con antenna planare ad F invertita (PIFA) [39 - 41] e ad elica [38, 42, 43]. In figura 3.2 sono mostrati i modelli dei telefoni citati così come rappresentabili nel metodo FDTD [44 - 46].

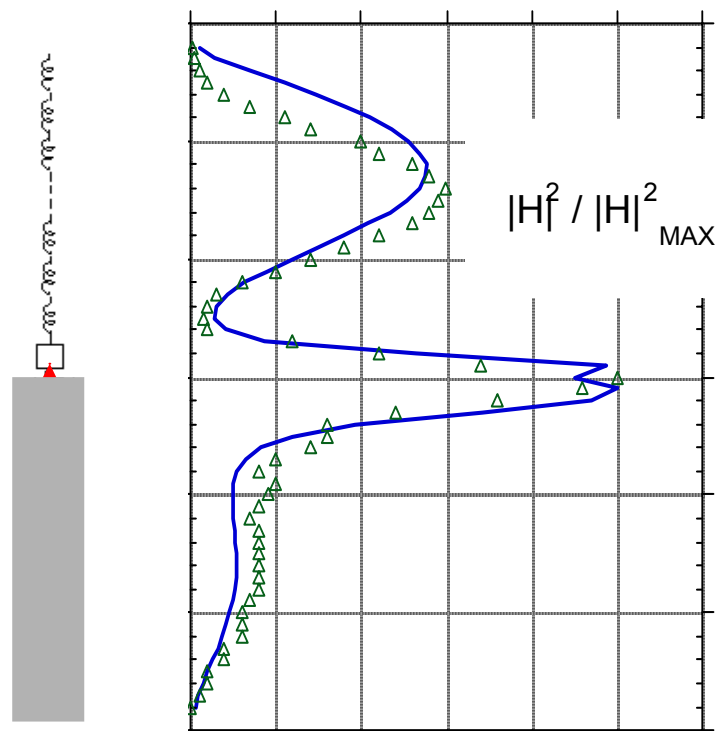


**Figura 3.2 Modelli di telefoni cellulari equipaggiati con diverse antenne:**  
a) dipolo  $\lambda/2$ , b) monopolo, c) *sleeve-dipole*, d) *whip*, e) PIFA, f) elica

Prima di effettuare elaborazioni numeriche, in particolare con il metodo FDTD, è necessario convalidare il modello del telefono sviluppato. Tale convalida può essere effettuata con il confronto dei dati relativi al telefono (come l'impedenza di ingresso, il diagramma di radiazione, il campo vicino, etc.) ottenuti, in assenza della testa, dalla simulazione numerica con dati misurati.

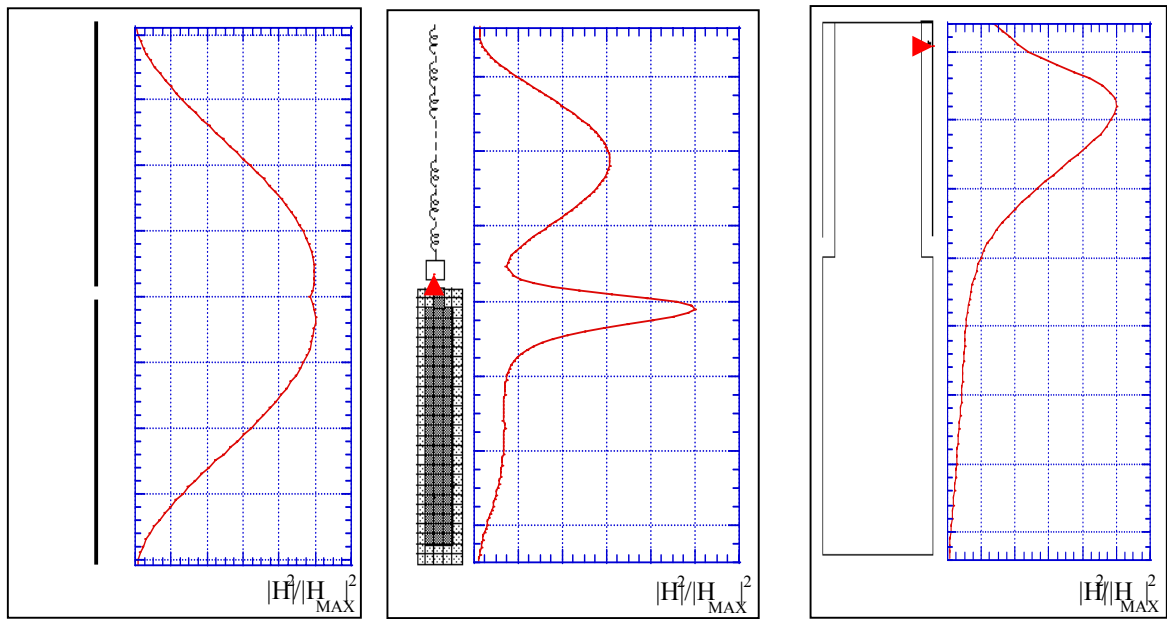
A titolo di esempio, in figura 3.3 è mostrato il confronto del campo magnetico vicino, ottenuto a 5 mm dal telefono, tra i dati ottenuti con il metodo FDTD e dati misurati presenti in letteratura [47]. Il confronto si riferisce ad un telefono equipaggiato con antenna *whip* [44].

L'importanza di convalidare il campo magnetico vicino di un modello di telefono risiede nel fatto che è stato mostrato come la distribuzione di SAR all'interno della testa sia sostanzialmente legata all'andamento del campo magnetico vicino del telefono [48].



**Figura 3.3 Modulo normalizzato del campo magnetico vicino per un telefono equipaggiato con antenna whip (triangoli: misure; linea continua: simulazione FDTD)**

In figura 3.4 sono mostrati i diversi andamenti di campo magnetico vicino che si ottengono con tre diversi modelli di telefono cellulare, mentre in figura 3.5 sono mostrate le corrispondenti distribuzioni di SAR per una potenza media radiata di 600 mW ad una frequenza di 900 MHz.



(a)

(b)

(c)

Figura 3.4 Campo magnetico vicino per diversi modelli di antenne del telefono:

a) dipolo  $\lambda/2$ , b) *whip*, c) PIFA.

(a)

(b)

(c)

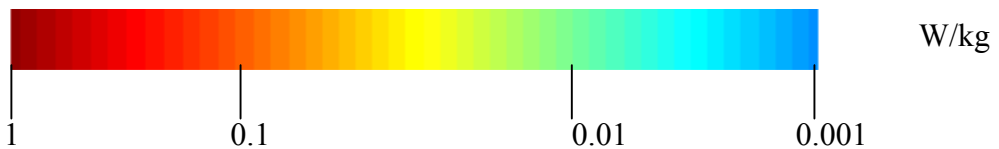
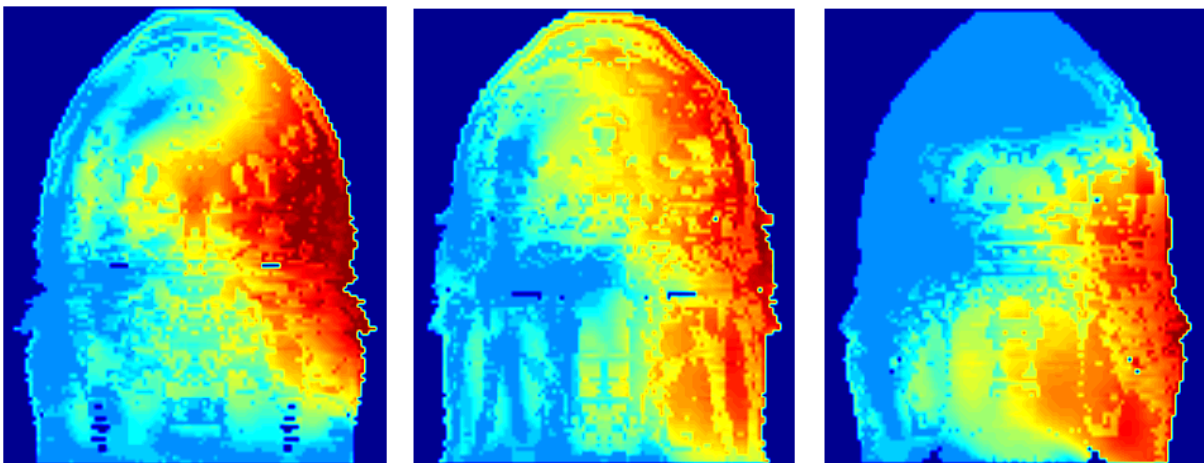


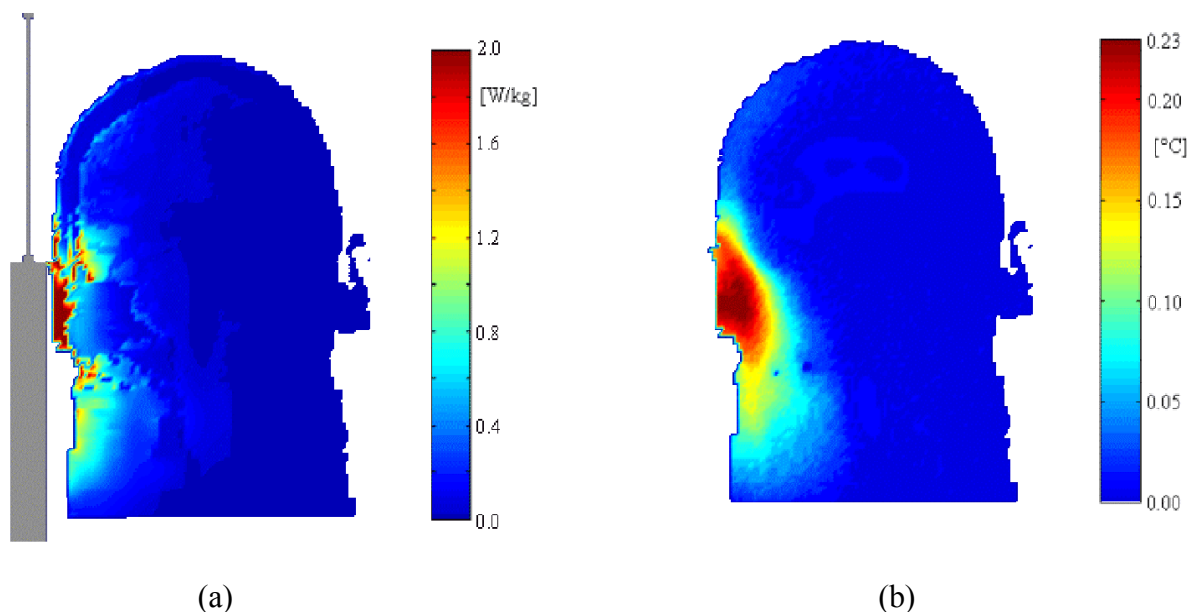
Figura 3.5 Distribuzione di SAR per diversi modelli di antenne del telefono:

a) dipolo  $\lambda/2$ , b) *whip*, c) PIFA.

Dal confronto delle due figure si evidenzia facilmente l'importanza dell'andamento del campo magnetico nella determinazione della distribuzione di SAR e bene si evidenziano le differenze di assorbimento tra diversi modelli di telefoni.

In particolare, si nota come l'assorbimento di potenza relativo al dipolo a  $\lambda/2$  sia concentrato soprattutto di fronte all'alimentazione del dipolo (dove il campo magnetico è massimo), mentre nel caso di telefono equipaggiato con antenna *whip* l'assorbimento è presente sia nella parte alta della testa (in corrispondenza del monopolo dell'antenna) che nella parte bassa, di fronte al corpo del telefono il quale, seppure in modo minore, partecipa alla radiazione di campo elettromagnetico da parte del telefono. Infine, con riferimento all'antenna PIFA, l'assorbimento è concentrato nella parte bassa della testa essendo l'antenna parte integrante del corpo del telefono. Con riferimento ai valori assoluti, in genere circa il 50% della potenza radiata dal telefono viene assorbita dalla testa; è comunque doveroso ricordare che i sistemi di telefonia mobile utilizzano potenze medie radiate dai terminali mobili pari al massimo a 250 mW, e che tali potenze, nei telefoni considerati, provocano nella testa valori di SAR mediati su 1 grammo sempre al di sotto del limite di 1.6 W/kg [3 - 4].

Infine, sempre a titolo di esempio, in figura 3.6 si riporta il confronto tra la distribuzione di SAR e il relativo incremento di temperatura per un telefono equipaggiato con antenna *whip* [45]. La sezione della testa di figura è quella dove si ottiene il massimo SAR locale.

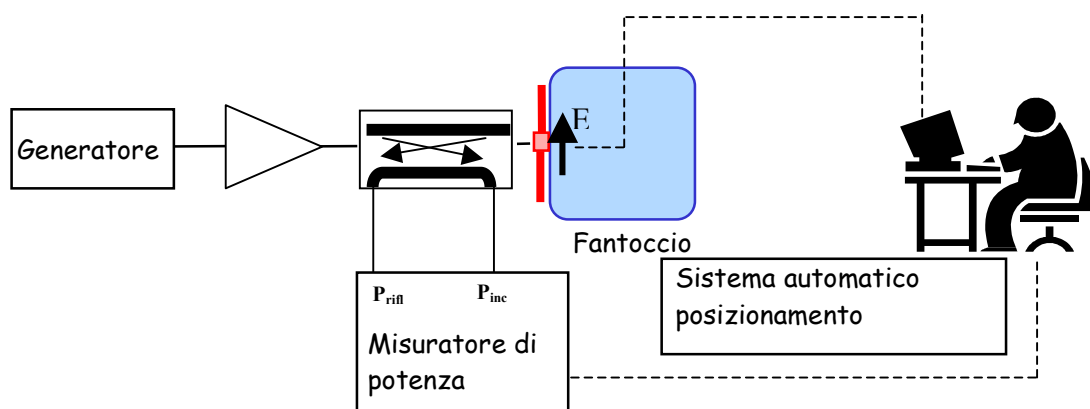


**Figura 3.6 Telefono equipaggiato con antenna *whip*:**  
**a) distribuzione di SAR, b) distribuzione dell'incremento di temperatura**

Dal confronto delle due figure si possono facilmente notare le differenze tra le due distribuzioni: in particolare, si notano la non uniformità della distribuzione di SAR legata ai diversi valori della conducibilità  $\sigma$  dei tessuti (formula 2.1), e il particolare andamento della distribuzione dell'incremento di temperatura. Quest'ultimo, infatti, risulta meno evidente nel cervello, al contrario di ciò che ci si sarebbe aspettati considerando la distribuzione di SAR, dove l'elevata perfusione sanguigna degli strati più superficiali previene il riscaldamento mantenendo bassa la temperatura. Invece, a causa dei meccanismi di conduzione termica, si ha una maggiore penetrazione del calore nella regione dietro all'orecchio, nella parte bassa della testa.

Per quanto riguarda i valori, ottenuti quando il transitorio si è esaurito, ovvero dopo circa 50 minuti di esposizione, per la potenza radiata tipica dei sistemi di telefonia mobile, il massimo incremento di temperatura si ottiene nell'orecchio ed è pari a circa  $0.2\text{ }^{\circ}\text{C}$ , mentre nel cervello il massimo incremento di temperatura si mantiene sempre al di sotto di  $0.1\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Con riferimento alla dosimetria sperimentale, in figura 3.7 è riportato lo schema di un tipico banco di misura.

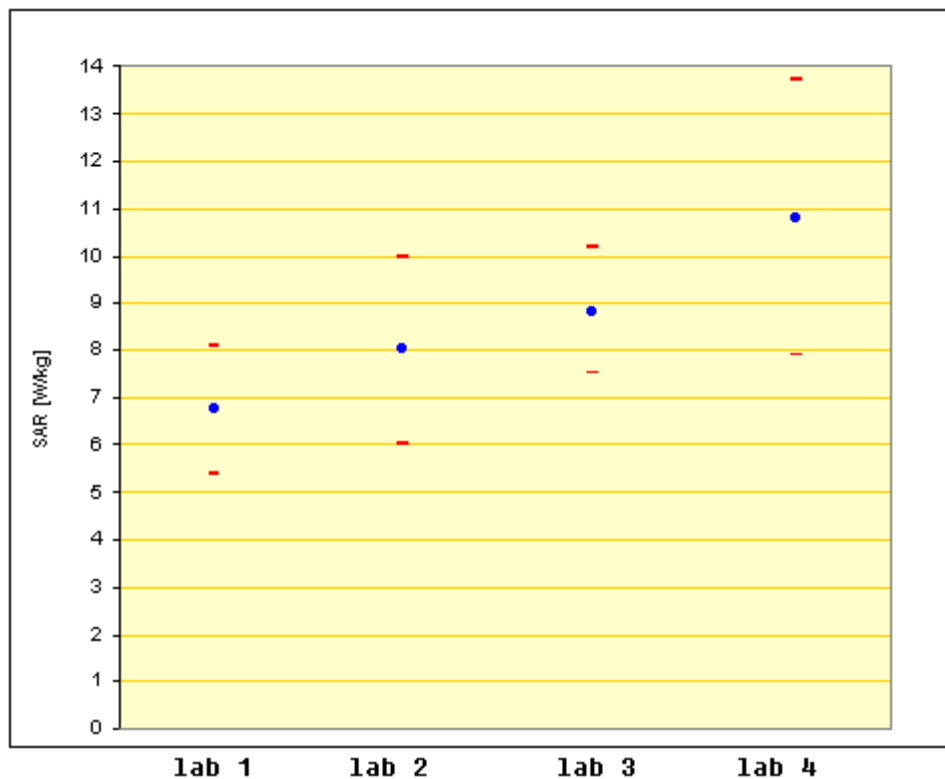


**Fig. 3.7 Banco di misura sperimentale**

La dosimetria sperimentale utilizza come sorgenti di campo elettromagnetico direttamente i telefoni cellulari che devono essere studiati, modificandoli opportunamente perché emettano il valore massimo di potenza al fine di analizzare il caso peggiore.

In figura 3.8 è mostrato il confronto tra i valori di SAR misurati in diversi laboratori per una sorgente ed un fantoccio canonico. Ogni valore è accompagnato dalla corrispondente incertezza, diversa da laboratorio a laboratorio in quanto dipende dalle procedure di misura utilizzate e quindi dalle possibili fonti di errore associate. Il confronto di Fig. 3.8 è stato sviluppato nel corso di un progetto finanziato dalla comunità europea (Progetto CEPHOS, 1997-1999), e

rappresenta la prima volta che diversi laboratori hanno confrontato le procedure di calibrazione e di misura utilizzate in dosimetria.

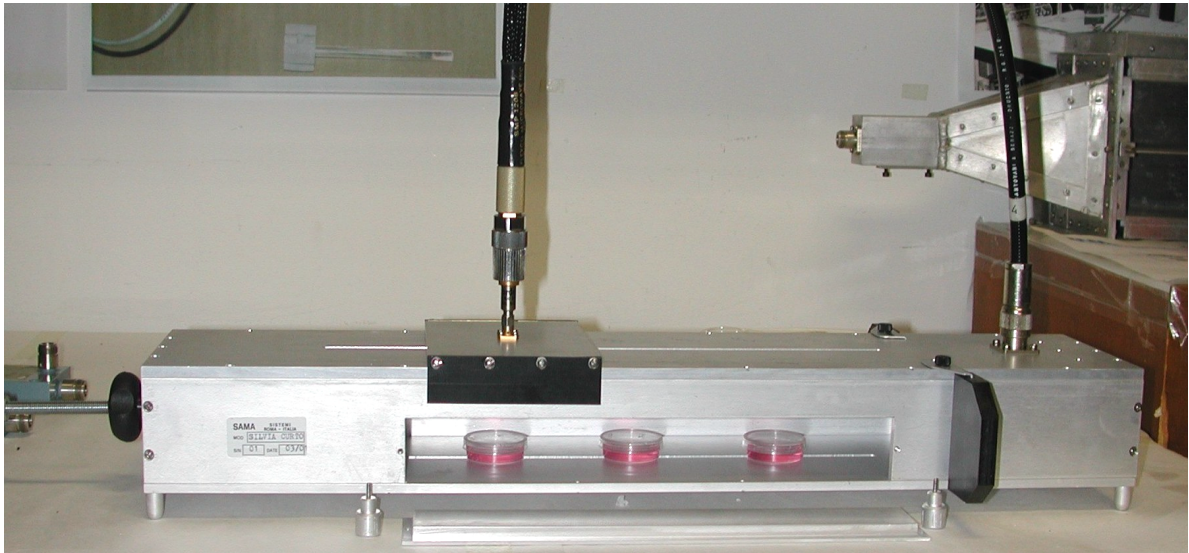


**Fig. 3.8 Valori di SAR misurati in diversi laboratori per una sorgente ed un fantoccio di riferimento**

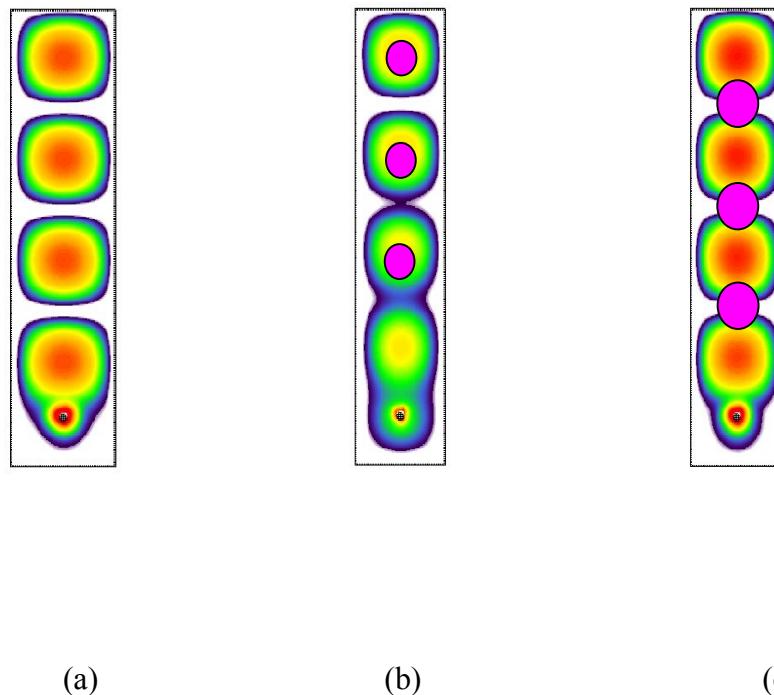
### **3.2 Sistemi di esposizione**

Come esempio di sviluppo di progetto di un sistema di esposizione, si presenta il caso di una struttura in guida rettangolare realizzata presso i laboratori dell'ENEA Casaccia per lo studio di possibili effetti dei campi elettromagnetici associati ai sistemi di telefonia mobile, *in vitro* [49]. La struttura, mostrata in Fig. 3.9, è progettata per funzionare nella banda 1.8 – 2.2 GHz ed è costituita da un tratto di guida d'onda rettangolare cortocircuitato.

In figura 3.10 sono mostrate le distribuzioni di campo elettrico ottenuto nel caso di struttura vuota e di struttura con inserite le piastre di Petri in cui viene collocato il campione biologico. Dalla figura 3.10a si nota come il campo abbia una distribuzione di tipo onda stazionaria con massimi e minimi; si può pertanto posizionare le Piastre di Petri o in corrispondenza di un massimo di campo elettrico (Fig. 3.10b) o di campo magnetico (Fig. 3.10c).



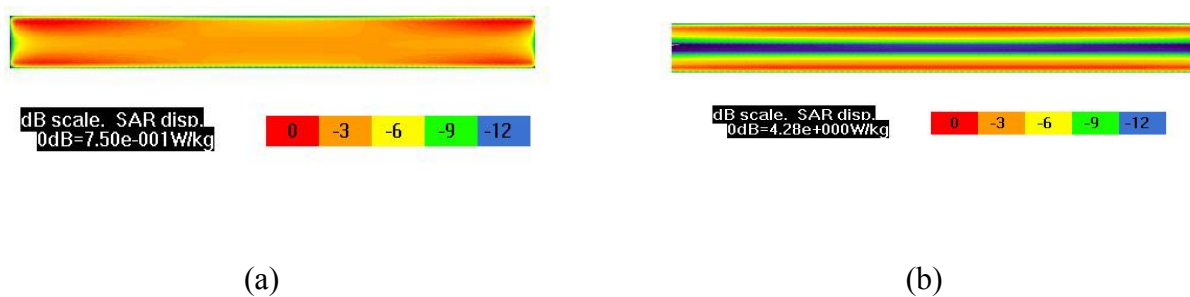
**Fig. 3.9 Sistema di esposizione in vitro, in guida d'onda rettangolare**



**Fig. 3.10 Distribuzione di campo elettrico all'interno della struttura guidante nel caso di: struttura vuota (a), presenza delle piastre di Petri in corrispondenza dei massimi di campo elettrico (b) o magnetico (c)**

In Fig. 3.11 è mostrata la distribuzione di SAR, ottenuta tramite simulazione, su un piano verticale passante per il centro della piastra di Petri, nelle due situazioni di posizionamento della piastra in corrispondenza di un massimo di campo elettrico (a) o magnetico (b). Dalla figura si nota la notevole differenza tra le distribuzioni ottenute, con una non uniformità nel caso di posizione della

piastra in corrispondenza di un massimo di campo magnetico che arriva ad un ordine di grandezza di differenza nei valori di SAR. E' allora evidente l'importanza che assume la conoscenza di tali distribuzioni, in quanto il caso di Fig. 3.11° può essere utilizzato per lo studio di effetti dei campi elettromagnetici su campioni biologici quali i linfociti che rimangono in sospensione, mentre il caso di Fig. 3.11b può essere utilizzato nel caso di studio su cellule neuronali, le quali tendono ad aderire al fondo della piastra. Si potrà poi derivare una curva che permette di quantificare la percentuale di cellule che è stata esposta ad una assegnata dose di campo.



**Fig. 3.11 Distribuzione di SAR all'interno della piastra di Petri posta in corrispondenza di un massimo di campo elettrico (a), o magnetico (b) nella struttura guidante di figura 3.9.**

#### 4. Conclusioni

A seguito dell'enorme espansione del numero degli utilizzatori dei sistemi di telefonia cellulare, lo studio dell'esposizione dell'uomo ai campi elettromagnetici prodotti da tali sistemi, e dei suoi possibili effetti sulla salute, ha focalizzato l'interesse della ricerca in questi ultimi anni.

In tale ambito, compito della dosimetria è la valutazione della quantità di campo elettromagnetico assorbita da un corpo biologico in diverse condizioni di esposizione.

I risultati degli studi dosimetrici sono la base delle normative internazionali di protezione dai campi elettromagnetici, e sono di ausilio nello sviluppo di progetti per le nuove antenne utilizzate sia sui terminali portatili che nelle stazioni radio-base dei sistemi di telefonia cellulare. Infine, la dosimetria è fondamentale nello studio dei possibili effetti dovuti all'esposizione dell'uomo ai campi elettromagnetici, in particolare per la definizione quantitativa della relazione causa-effetto.



## Ringraziamenti

Si ringrazia il dott. Giorgio Lovisolo, Sezione Tossicologia e Scienze Biomediche - ENEA Casaccia, per i preziosi consigli e suggerimenti, in particolare con riferimento alla dosimetria sperimentale e alle sue applicazioni negli studi dei possibili effetti dei campi elettromagnetici.

## 5. Bibliografia

- [1] ICNIRP Guidelines: *Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)*. Health Physics, n. 74, p. 494-522, 1998.
- [2] Council Recommendation of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 Hz – 300 GHz), Official Journal of the European Communities, 30 July 1999
- [3] IEEE Std C95.1 - 1999, *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz*, Institute of Electrical and Electronic Engineers, Inc., New York, 1999.
- [4] Federal Communications Commission OET Bulletin 65: *Evaluating compliance with FCC guidelines for human exposure to radiofrequency electromagnetic fields*. FCC, 1997.
- [5] Johnson C.C. e A.W. Guy, "Nonionizing Electromagnetic Wave Effects in Biological Materials and Systems", in Proc. IEEE, vol. 60, pag. 692, 1972.
- [6] Lin J.C., A.W. Guy, e G.H. Kraft, "Microwave Selective Brain Heating, in J. Microwave Power, vol. 8, n° pag. 275, 1975.
- [7] Lin J.C., "Interaction of Two Cross-Polarized Electromagnetic Wave with Mammalian Cranial Structures", in IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-23, pag. 74, 1976.
- [8] Durney C.H., M.F. Iskander, H. Massoudi, e C.C. Johnson, "An Empirical Formula for Broadband SAR Calculations of Prolate Spheroidal Models of Human and Animals", in IEEE Trans. Microwave Theory Techn., vol. MTT-27, pag. 758, 1979.
- [9] Hagman M.J., O.P. Gandhi, e C.H. Durney, "Numerical Calculation of Electromagnetic Energy Deposition for a Realistic Model of Man", in IEEE Trans. Microwave Theory Techn., vol. MTT-27, pag. 804, 1979.
- [10] Hagman M.J., O.P. Gandhi, J.A. D'Andrea, e I. Chatterjee, "Head Resonance: Numerical Solutions and Experimental Results", in IEEE Trans. Microwave Theory Techn., vol. MTT-27, pag. 809, 1979.
- [11] Yee K. S., "Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media", in IEEE Trans. on Ant. and Prop., vol. AP-14, n° 3, pp. 302-307, May 1966
- [12] Gabriel S, Lau RW and Gabriel C, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", in Physics in Medicine and Biology, n. 41, p. 2271-2293, 1996.
- [13] Mangoud M.A., R.A. Abd-Alhameed, P.S. Excell, "Simulation of Human Interaction with Mobile Telephones Using Hybrid Techniques Over Coupled Domains", in IEEE Trans. on Microwave Theory and Techn., vol. 48, n. 11, Part II, pp. 2014-2021, Nov. 2000
- [14] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. Piuze, "Human Exposure to Cellular Base Station Antennas in Urban Environment", IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol.48, n°11, pp.1996-2002, November 2000
- [15] Chou C.K., H. Bassen, J. Osepchuk, Q. Balzano, R. Petersen, M. Meltz, R. Cleveland, J.C. Lin, and L. Heynick, "Radio Frequency Electromagnetic Exposure: Tutorial Review on Experimental Dosimetry", in Bioelectromag., vol. 17, pp. 195-208, 1996.

- [16] Chou CK, Chen GV, Guy AW, Luk KH, "Formulas for preparing phantom muscle tissue at various radiofrequencies", *Bioelectromagnetics*, vol. 5, pp. 435-44, 1984.
- [17] Hartsgrove G, Kraszewsky A, Surowiec A. "Simulated biological materials for electromagnetic radiation absorption studies", *Bioelectromagnetics*, vol. 8, pp. 29-36, 1987.
- [18] Bassen H. I., G. Smith, "Electric field probes-A Review", *IEEE Trans. on Antennas and Propagation*, vol. (31), No. 5, pp. 710-718, 1983.
- [19] Bassen HI, Tadeusz MB, "Experimental Techniques and instrumentation", *EM Bioengineering*, part 2, cap. 7, 141-171, 1989.
- [20] Meier K, Burkhardt M, Schmid T, Kuster N, "Broadband Calibration of E-field Probes in Lossy Media", *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, no. 10, pp. 1954-1962, 1996.
- [21] ISO: Guide to the expression of uncertainty in measurement, 1995.
- [22] Hombach V, Meier K, Burkhardt M, Kuhn E, and Kuster N, "The dependence of EM energy absorption upon human head modelling at 900 MHz", in *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, n. 44, p. 1865-1873, 1996
- [23] Meier K., V. Hombach, R. Kästle, R. Y. Tay, N. Kuster, "The Dependence of Electromagnetic Energy Absorption Upon Human-Head Modelling at 1800 MHz", in *IEEE Trans. On Microwave Theory and Techn.*, vol. 45, n° 11, pp. 2058-2062, Nov. 1997
- [24] CENELEC European Prestandard ENV 50166-2: *Human exposure to electromagnetic fields. High frequency (10 kHz to 300 GHz)*. CENELEC, 1995.
- [25] Joyner K.H., Davis C.D., Elson E.C., Czerska E.M., Czerski P. "An automated dosimetry system for microwave and thermal exposure of biological samples in vitro", *Health Physics* vol. 56, pp. 303-307, 1989.
- [26] Valberg P.A. "Designing EMF experiments: What is necessary to characterize EMF exposure? ", *Bioelectromagnetics*, vol. 16, pp. 396-401, 1995.
- [27] Moros EG, Straube WL, Pickard WF, "A compact shielded exposure system for the simultaneous long- term UHF irradiation of forty small mammals. I. Electromagnetic and environmental design", *Bioelectromagnetics*, vol.19, n. 8, pp. 459- 468, 1998.
- [28] Moros EG, Straube WL, Pickard WF, "Compact shielded exposure system for the simultaneous long- term UHF irradiation of forty small mammals. II. Dosimetry". *Bioelectromagnetics*, vol. 20, n. 2, pp. 81-93, 1999.
- [29] Moros EG, Straube WL, Pickard WF, "The radial transmission line as a broad-band shielded exposure system for microwave irradiation of large numbers of culture flasks", *Bioelectromagnetics* vol. 20, n. 2, pp. 65-80, 1999.
- [30] Burkhardt M, Pokovic K, Gnos M, Schmid T, Kuster N, "Numerical and experimental dosimetry of Petri dish exposure setups", *Bioelectromagnetics*, vol. 17, pp. 483-493, 1996.
- [31] Guy A.W., Chou C.K and McDougall J.A. "A quarter century of in vitro research: A new look on exposure methods", *Bioelectromagnetics Special issue honouring the retirement of C. Durney*, 1999.
- [32] COST 244bis, *Proceedings of the Workshop on exposure setups and their dosimetry*, Zurich, 1999.
- [33] C. Marino, G. Cristalli, M.F. Durante, P. Galloni, P. Pasqualetti, M. Piscitelli, G.A. Lovisolo "Effects of microwaves (900 MHz) on the cochlear receptor: exposure system and preliminary results", *Radiat Environ Biophys*, vol. 39, pp. 131-136, 2000.
- [34] Burkhardt M., N. Kuster, "Appropriate Modelling of the Ear for Compliance Testing of Handheld MTE with SAR Safety Limits at 900/1800 MHz", in *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techn.*, vol. 48, n. 11, Part I, pp. 1927-1934, Nov. 2000

- [35] J.M. Ziriaux, D. Le Blanc, P.A. Mason, and W.D. Hurt, "Finite-Difference Time-Domain for personal computers," *Abstract book, 21st BEMS meeting*, Long Beach, California, USA, p. 57, June 1999.
- [36] Toftgard J, Hornsleth SN and Andersen JB, Effects on portable antennas of the presence of a person, in. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, n. 41, p. 739-746, 1993.
- [37] Dimbylow PJ and Mann SM, "SAR calculations in an anatomically realistic model of the head for mobile communication transceivers at 900 MHz and 1.8 GHz", in *Physics in Medicine and Biology*, n. 39, p. 1537-1553, 1994.
- [38] Bernardi P, Cavagnaro M, and Pisa S, "Evaluation of the SAR distribution in the human head for cellular phones used in a partially closed environment", in *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, n. 38, p. 357-366, 1996.
- [39] Jensen MA and Rahmat-Samii Y, "EM interaction of handset antennas and a human in personal communications", in *Proceedings of the IEEE*, n. 83, p. 7-17, 1995.
- [40] Bernardi P, Cavagnaro M, Pisa S, and PiuZZi E, "Temperature Elevation Induced in the Head of a Cellular Phone User", in *Abstract Book, International Scientific Meeting on Electromagnetics in Medicine*, Chicago, p. 76, 1997.
- [41] Rowley, J.T.; Waterhouse, R.B., "Performance of shorted microstrip patch antennas for mobile communications handsets at 1800 MHz", in *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, n. 47: 5 , pp. 815 –822, May 1999.
- [42] Cavagnaro M and Pisa S, "Simulation of cellular phone antennas by using inductive lumped elements in the 3D-FDTD algorithm", in *Microwave and Optical Technology Letters*, n. 13, p. 324-327, 1996.
- [43] Lazzi G, Gandhi OP, "On Modelling and Personal Dosimetry of Cellular Telephone Helical Antennas with the FDTD Code", in *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, n. 46, p. 525-530, 1998.
- [44] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. PiuZZi, "Specific Absorption Rate and Temperature Increases in the Head of a Cellular Phone User", in *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 48, n°7, pp.1118-1126, July 2000
- [45] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, E. PiuZZi, "Evaluation of the power absorbed in a human head model exposed to cellular phones equipped with helical antennas", 2000 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest, Boston, Massachusetts, pp. 1021-1024, June 2000.
- [46] P. Bernardi, M. Cavagnaro, S. Pisa, and E. PiuZZi, "Power absorption and temperature elevations induced in the human head by dual-band phones", in 2001 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest, Phoenix, Arizona, pp. 151-154, May 2001.
- [47] Q. Balzano, O. Garay, and T. Manning, "Electromagnetic Energy Exposure of the Users of Portable Cellular Telephones", in *IEEE Trans. Veh. Tech.*, 44:3, 390-402, 1995
- [48] Kuster N., and Q. Balzano, "Energy Absorption Mechanism by Biological Bodies in the Near Field of Dipole Antennas Above 300 MHz", in *IEEE Trans. on Vehicular Techn.*, vol. 41, n° 1, pp. 17-23, Feb. 1992.
- [49] S. Curto, C. Argiolas, L. Ardoino, F. Apollonio, M. Liberti, G.A. Lovisolo, G. d’Inzeo, "In vitro exposure system operating at 1800 and 2200 MHz", in *Proc.of EBFA 2001*, Helsinki, Finland, pp.64-66,Sept. 2001.