



CONSIGLIO NAZIONALE DELLE RICERCHE

ISTITUTO DI RICERCA SULLE ONDE ELETTROMAGNETICHE

FIRENZE - ITALY

**Proprietà dielettriche dei tessuti umani:
definizioni, modello parametrico, codici di calcolo.**

**Dielectric properties of human tissues: definitions,
parametric model, computing codes.**

IROE TECHNICAL REPORT N.TR/ICEMM/13.00

Sommario

Vengono richiamate le definizioni e la teoria di base delle proprietà dielettriche dei tessuti biologici. Sono presentati un algoritmo matematico, un codice computazionale ed alcune applicazioni in linea e fuori linea basate sul modello parametrico di C.Gabriel.

Abstract

Definitions and basic theory of the dielectric properties of biological tissues are recalled. Mathematical and computational codes and various on-line and off-line applications are presented, based on the Gabriel's parametric model.

Autori:

Daniele Andreuccetti
Roberto Fossi

ISSN 1120-2823

Settembre 2000

Proprietà dielettriche dei tessuti umani: definizioni, modello parametrico, codici di calcolo.

Daniele Andreuccetti e Roberto Fossi

IROE-CNR, Firenze

1. Introduzione

La determinazione della distribuzione della densità di corrente indotta o del rateo di assorbimento specifico (SAR) in un organismo esposto ad un campo elettromagnetico mediante soluzione numerica delle equazioni che governano i meccanismi di accoppiamento richiede che siano note le *proprietà dielettriche* di tutti i tessuti interessati, che consistono nel valore della *costante dielettrica relativa complessa* $\hat{\epsilon}$ alla frequenza di lavoro.

La definizione della *costante dielettrica relativa complessa* può essere fatta discendere dall'equazione di Ampere-Maxwell:

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (1)$$

dove \underline{J} è la densità di corrente di cariche libere e \underline{D} la densità di flusso elettrico.

Faremo vedere che sotto alcune ipotesi, restrittive ma sufficientemente generali, l'equazione precedente può mettersi nella forma:

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = j\omega \epsilon_0 \hat{\epsilon} \vec{E} \quad (2)$$

dove ω è la pulsazione angolare e ϵ_0 la costante dielettrica assoluta dello spazio libero. Le "ipotesi restrittive" a cui facevamo cenno consistono nelle condizioni seguenti:

- il materiale con cui si ha a che fare deve essere un *dielettrico (eventualmente) con perdite*, condizione verificata da tutti i tessuti biologici;
- non devono essere presenti correnti elettriche *imprese*;
- si deve essere in regime *armonico sinusoidale*.

In questa situazione la densità di corrente di cariche libere \underline{J} può essere espressa in funzione del campo elettrico \underline{E} attraverso la conducibilità (elettrica) σ_f :

$$\vec{J} = \sigma_f \vec{E} \quad (3)$$

Come è noto, la densità di flusso elettrico \underline{D} è legata al campo elettrico \underline{E} ed al vettore polarizzazione elettrica \underline{P} :

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} \quad (4)$$

Con queste posizioni, l'equazione (1) diviene:

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \sigma_f \vec{E} + j\omega(\epsilon_0 \vec{E} + \vec{P}) \quad (5)$$

E' opportuno trattare separatamente i casi seguenti:

- il materiale è senza perdite;
- il materiale presenta perdite esclusivamente di tipo *ohmico*;
- il materiale presenta perdite esclusivamente di tipo *dieletrico*;
- il materiale presenta tanto perdite *ohmiche* quanto *dieletriche*.

Materiali dielettrici senza perdite

In questo caso la conducibilità risulta nulla ($\sigma_f=0$), mentre la polarizzazione è proporzionale al campo elettrico ed in fase con esso:

$$\begin{aligned} \vec{P} &= \epsilon_0 \chi \vec{E} \\ \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} &= \epsilon_0 (1 + \chi) \vec{E} = \epsilon_0 \epsilon \vec{E} \end{aligned} \quad (6)$$

dove χ è la suscettività elettrica e $\epsilon = 1 + \chi$ la costante dielettrica relativa del materiale considerato. Come si vede, l'equazione (5) assume la forma (2) semplicemente ponendo:

$$\hat{\epsilon} = \epsilon (= \epsilon - j0) \quad (7)$$

Materiali con perdite ohmiche

La conducibilità σ_f permette di tenere conto delle perdite di tipo *ohmico*, che come è noto si possono ricondurre alla interazione tra il campo elettrico e le cariche elettriche libere presenti nel materiale; la polarizzazione è ancora proporzionale ed in fase col campo elettrico e quindi vale ancora la (6). Non è difficile verificare che la (5) assume in questo caso la forma (2) ponendo:

$$\hat{\epsilon} = \epsilon - j \frac{\sigma_f}{\omega \epsilon_0} \quad (8)$$

Materiali con perdite dielettriche

Le perdite *dieletriche* sono legate alla interazione tra il campo elettrico ed i dipoli elettrici presenti nel materiale. In presenza di perdite dielettriche, la polarizzazione non riesce a mantenersi in fase col campo elettrico alla frequenza di lavoro; la conducibilità di tipo ohmico è nulla ($\sigma_f=0$) mentre se ψ è il ritardo di fase di \vec{P} rispetto ad \vec{E} possiamo scrivere:

$$\begin{aligned} \vec{P} &= \epsilon_0 \chi e^{-j\psi} \vec{E} = \epsilon_0 \chi (\cos \psi - j \sin \psi) \vec{E} \\ \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} &= \epsilon_0 [1 + \chi (\cos \psi - j \sin \psi)] \vec{E} = \epsilon_0 (\epsilon - j \epsilon^*) \vec{E} \end{aligned} \quad (9)$$

dove si è posto:

$$\begin{aligned}\varepsilon &= 1 + \chi \cos \psi \\ \varepsilon^* &= \chi \sin \psi\end{aligned}\quad (10)$$

Di nuovo, possiamo ricondurre l'equazione (5) alla (2) ponendo:

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon - j\varepsilon^* \quad (11)$$

Materiali con perdite sia dielettriche sia ohmiche

Nel caso più generale, combinando la (5) con la (9) otteniamo:

$$\vec{\nabla} \times \vec{H} = \sigma_f \vec{E} + j\omega \varepsilon_0 (\varepsilon - j\varepsilon^*) \vec{E} \quad (12)$$

che può essere messa nella forma (2) se definiamo:

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon - j \left(\varepsilon^* + \frac{\sigma_f}{\omega \varepsilon_0} \right) \quad (13)$$

E' opportuno osservare che, dal punto di vista fenomenologico e quindi sperimentale, non è di fatto possibile distinguere le perdite dielettriche da quelle ohmiche. Quello che si osserva, nel materiale dove è presente un campo elettrico \underline{E} , è una corrente elettrica con una componente *in fase* ed una *in quadratura* rispetto al campo stesso; alla prima di queste componenti risultano associate le perdite di energia che portano, tra l'altro, al riscaldamento del materiale. In definitiva, potremo riscrivere l'equazione (2) nel modo seguente:

$$\begin{aligned}\vec{\nabla} \times \vec{H} &= \vec{J}_{tot} \\ \vec{J}_{tot} &= j\omega \varepsilon_0 \hat{\varepsilon} \vec{E}\end{aligned}\quad (14)$$

A seconda dell'effettivo comportamento fisico del materiale, o della convenienza dettata dalle equazioni con cui si ha a che fare, potremo decidere se mettere in evidenza il carattere *dielettrico* delle perdite scrivendo:

$$\begin{aligned}\vec{J}_{tot} &= j\omega \varepsilon_0 (\varepsilon' - j\varepsilon'') \vec{E} \\ \varepsilon' &= \mathbf{Re}(\hat{\varepsilon}) \quad \varepsilon'' = -\mathbf{Im}(\hat{\varepsilon})\end{aligned}\quad (15)$$

oppure dare alle stesse una interpretazione di tipo *ohmico*:

$$\begin{aligned}\vec{J}_{tot} &= (\sigma + j\omega \varepsilon_0 \varepsilon') \vec{E} \\ \varepsilon' &= \mathbf{Re}(\hat{\varepsilon}) \quad \sigma = -\omega \varepsilon_0 \mathbf{Im}(\hat{\varepsilon})\end{aligned}\quad (16)$$

Naturalmente, tra le grandezze σ , ε' , ε'' usate qui e le σ_f , ε , ε^* prima introdotte

sussistono le seguenti ovvie relazioni:

$$\begin{aligned}\sigma &= \sigma_f + \omega \varepsilon_0 \varepsilon^* \\ \varepsilon' &= \varepsilon \\ \varepsilon'' &= \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} = \varepsilon^* + \frac{\sigma_f}{\omega \varepsilon_0}\end{aligned}\quad (17)$$

Per quanto ci riguarda, useremo nel seguito l'espressione seguente, che discende immediatamente dalle equazioni (16) e (17) precedenti:

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \quad (18)$$

2. Modello parametrico

Nel loro lavoro estremamente completo [1][2] C.Gabriel e collaboratori, partendo da una indagine della letteratura esistente [3] e da una notevole mole di dati sperimentali originali [4], hanno proposto un modello parametrico [5] per la valutazione delle proprietà dielettriche di un gran numero di tessuti umani nell'intervallo di frequenza da 10 Hz a 100 GHz. Il modello è basato sulla sovrapposizione di quattro relazioni di dispersione di tipo *Cole-Cole* [6].

La relazione di dispersione di Cole-Cole è a sua volta basata sulla teoria del rilassamento di Debye, che fornisce la seguente espressione per la dipendenza della *costante dielettrica relativa complessa* dalla frequenza nei pressi di una regione di dispersione di un dato tessuto:

$$\hat{\varepsilon} = a + \frac{b}{1 + j\omega\tau} \quad (19)$$

dove a , b e τ sono costanti (indipendenti dalla frequenza ma diverse per ogni materiale) e ω è la pulsazione angolare.

La relazione di Cole-Cole è una generalizzazione dell'equazione di Debye, avente lo scopo di tenere conto (mediante l'introduzione di un ulteriore parametro d) dell'allargamento della regione di dispersione dovuto alla complessità della struttura e della composizione dei materiali biologici:

$$\hat{\varepsilon} = a + \frac{b}{1 + (j\omega\tau)^{(1-d)}} \quad (20)$$

Il risultato complessivo della sovrapposizione di quattro dispersioni Cole-Cole a quattro diverse frequenze è espresso dalla relazione seguente, nella quale è stato introdotto anche un termine σ_0 , che rappresenta il limite della conducibilità in corrente continua:

$$\hat{\varepsilon} = \varepsilon_{\infty} - j \frac{\sigma_0}{\omega \varepsilon_0} + \sum_{n=1}^4 \frac{b_n}{1 + (j \omega \tau_n)^{(1-d_n)}} \quad (21)$$

Questo modello richiede evidentemente che si determini il valore di 14 parametri per ciascun tessuto modellato. Il lavoro di C.Gabriel e collaboratori ha portato all'individuazione dei parametri relativi a 45 tessuti umani diversi; sfruttando delle analogie tra i tessuti (alcune delle quali indicate dagli stessi autori, altre da noi individuate o postulate) abbiamo esteso il modello a coprire 57 tessuti diversi, tra cui tutti quelli che abbiamo potuto individuare nell'analisi e nella digitalizzazione delle sezioni umane ricavate dal *Visible Human Project* ed impiegate nei programmi di dosimetria numerica realizzati all'IROE [7][8]; maggiori dettagli in proposito sono riportati in Appendice 3 (pensata per solo uso interno IROE e quindi non necessariamente presente nella versione pubblica del presente documento).

Tornando all'equazione (21), se ricordiamo la (18) otteniamo:

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \text{Re}(\hat{\varepsilon}) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n=1}^4 \text{Re} \left(\frac{b_n}{1 + (j \omega \tau_n)^{(1-d_n)}} \right) \\ \sigma &= -\omega \varepsilon_0 \text{Im}(\hat{\varepsilon}) = \sigma_0 - \omega \varepsilon_0 \sum_{n=1}^4 \text{Im} \left(\frac{b_n}{1 + (j \omega \tau_n)^{(1-d_n)}} \right) \end{aligned} \quad (22)$$

Come si vede, si è ricondotti a trovare la parte reale e la parte immaginaria del numero complesso:

$$\Gamma_n = \frac{b_n}{1 + (j \omega \tau_n)^{(1-d_n)}} \quad (23)$$

Per cominciare, si noti che risulta:

$$j \omega \tau_n = \omega \tau_n e^{\frac{j\pi}{2}} \quad (24)$$

quindi:

$$(j \omega \tau_n)^{(1-d_n)} = \left[(\omega \tau_n)^{(1-d_n)} \right] e^{\frac{j\pi}{2}(1-d_n)} \quad (25)$$

o anche:

$$(j \omega \tau_n)^{(1-d_n)} = (\omega \tau_n)^{(1-d_n)} \left[\cos \frac{\pi}{2} (1-d_n) + j \sin \frac{\pi}{2} (1-d_n) \right] \quad (26)$$

Se, per semplificare la notazione, poniamo:

$$\begin{aligned}
\mathbf{R}_n &= (\omega \tau_n)^{(1-d_n)} \\
\mathbf{P}_n &= \cos \frac{\pi}{2} (1-d_n) \\
\mathbf{Q}_n &= \sin \frac{\pi}{2} (1-d_n)
\end{aligned} \tag{27}$$

possiamo scrivere:

$$(j \omega \tau_n)^{(1-d_n)} = \mathbf{R}_n (\mathbf{P}_n + j \mathbf{Q}_n) \tag{28}$$

Sostituendo questa nella (23) e razionalizzando si ottiene per Γ_n l'espressione:

$$\Gamma_n = \frac{\mathbf{b}_n (1 + \mathbf{R}_n \mathbf{P}_n - j \mathbf{R}_n \mathbf{Q}_n)}{(1 + \mathbf{R}_n \mathbf{P}_n)^2 + (\mathbf{R}_n \mathbf{Q}_n)^2} \tag{29}$$

Se poniamo ancora:

$$\begin{aligned}
\mathbf{A}_n &= \mathbf{R}_n \mathbf{P}_n \\
\mathbf{B}_n &= \mathbf{R}_n \mathbf{Q}_n
\end{aligned} \tag{30}$$

giungiamo facilmente a trovare:

$$\begin{aligned}
\mathbf{Re}(\Gamma_n) &= \frac{(1 + \mathbf{A}_n) \mathbf{b}_n}{(1 + \mathbf{A}_n)^2 + (\mathbf{B}_n)^2} \\
\mathbf{Im}(\Gamma_n) &= \frac{-\mathbf{B}_n \mathbf{b}_n}{(1 + \mathbf{A}_n)^2 + (\mathbf{B}_n)^2}
\end{aligned} \tag{31}$$

e quindi finalmente, dalla (22):

$$\begin{aligned}
\varepsilon &= \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{(1 + \mathbf{A}_n) \mathbf{b}_n}{(1 + \mathbf{A}_n)^2 + (\mathbf{B}_n)^2} \\
\sigma &= \sigma_0 + \omega \varepsilon_0 \sum_{n=1}^4 \frac{\mathbf{B}_n \mathbf{b}_n}{(1 + \mathbf{A}_n)^2 + (\mathbf{B}_n)^2}
\end{aligned} \tag{32}$$

Si noti che, mentre i parametri \mathbf{R}_n , \mathbf{A}_n e \mathbf{B}_n dipendono dalla frequenza, \mathbf{P}_n e \mathbf{Q}_n non dipendono da essa e possono essere calcolati e memorizzati una volta per tutte per ciascun tessuto.

3. Proprietà dielettriche derivate

La costante dielettrica relativa complessa $\hat{\epsilon}$ rappresenta quelle che potremmo chiamare le proprietà dielettriche *primarie* di un tessuto biologico; in questo capitolo vogliamo definire e calcolare le proprietà dielettriche *derivate*: lunghezza d'onda λ , profondità di penetrazione δ e angolo di perdita γ , la cui tangente viene denominata *tangente di perdita*. Quest'ultima è data semplicemente dal rapporto tra i valori assoluti della parte immaginaria e della parte reale della costante dielettrica complessa; dalla (18):

$$\tan \gamma = \frac{|Im(\hat{\epsilon})|}{|Re(\hat{\epsilon})|} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0 \epsilon} \quad (33)$$

Per definire e calcolare le altre due proprietà dielettriche derivate, partiamo dalle equazioni che descrivono la propagazione del campo elettromagnetico in un mezzo omogeneo e isotropo, dielettrico con perdite, privo di sorgenti, magneticamente trasparente e di proprietà dielettriche primarie $\hat{\epsilon}$ (si veda anche la (14)):

$$\begin{aligned} \vec{\nabla} \times \vec{H} &= j \omega \epsilon_0 \hat{\epsilon} \vec{E} \\ \vec{\nabla} \times \vec{E} &= -j \omega \mu_0 \vec{H} \end{aligned} \quad (34)$$

Prendendo il rotore di ambo i membri della seconda equazione e sostituendovi la prima otteniamo:

$$\vec{\nabla} \times (\vec{\nabla} \times \vec{E}) = \omega^2 \epsilon_0 \mu_0 \hat{\epsilon} \vec{E} = k^2 \vec{E} \quad (35)$$

dove si è definito:

$$k^2 = \omega^2 \epsilon_0 \mu_0 \hat{\epsilon} \quad (36)$$

Utilizzando la nota identità vettoriale per il rotore di rotore e tenendo conto dell'assenza di sorgenti (per cui la divergenza del campo elettrico è nulla) otteniamo:

$$\nabla^2 \vec{E} + k^2 \vec{E} = 0 \quad (37)$$

Se consideriamo, per semplicità, un campo elettrico polarizzato in direzione X e propagantesi in direzione Z:

$$\vec{E} = \hat{x} E_x(z, t) \quad (38)$$

allora la (37) diviene:

$$\nabla^2 E_x = \frac{\partial^2 E_x}{\partial z^2} = -k^2 E_x \quad (39)$$

Una possibile soluzione di questa equazione consiste, come è noto, nella seguente

espressione:

$$E_x(z, t) = E_0 e^{j\omega t} e^{+jkz} \quad (40)$$

dove si è fatta esplicitamente comparire la dipendenza dal tempo di tipo armonico sinusoidale.

In modo del tutto generale, si può rappresentare il numero complesso k , definito dalla (36), con una espressione del tipo:

$$k = \beta - j\alpha \quad (41)$$

con la quale la (40) diviene:

$$E_x = E_0 e^{j(\omega t + \beta z)} e^{+\alpha z} \quad (42)$$

In base a questa soluzione possiamo definire la *lunghezza d'onda* λ :

$$\lambda = \frac{2\pi}{\beta} \quad (43)$$

e la *profondità di penetrazione* δ :

$$\delta = \frac{1}{\alpha} \quad (44)$$

Se facciamo il quadrato della (41) ed utilizziamo le (36) e (18) possiamo scrivere:

$$k^2 = (\beta - j\alpha)^2 = \beta^2 - \alpha^2 - 2j\alpha\beta \quad (45)$$

$$k^2 = \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 \left(\varepsilon - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right)$$

da cui si ricava il sistema:

$$\left\{ \begin{array}{l} \beta^2 - \alpha^2 = \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 \varepsilon \\ 2\alpha\beta = \omega \mu_0 \sigma \end{array} \right\} \quad (46)$$

Facendo comparire direttamente - grazie alle (43) e (44) - i parametri λ e δ a cui siamo interessati, il sistema si trasforma nel seguente:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{4\pi^2}{\lambda^2} - \frac{1}{\delta^2} = \omega^2 \varepsilon_0 \mu_0 \varepsilon \\ \frac{4\pi}{\delta \lambda} = \omega \mu_0 \sigma \end{array} \right\} \quad (47)$$

Se adesso ricordiamo che:

$$\varepsilon_0 \mu_0 = \frac{1}{c^2} \quad (48)$$

riorganizziamo la prima equazione del sistema (47) ed eleviamo al quadrato la seconda, otteniamo:

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{1}{\delta^2} = \frac{4\pi^2}{\lambda^2} - \frac{\omega^2}{c^2} \varepsilon \\ \frac{16\pi^2}{\delta^2 \lambda^2} = \omega^2 \mu_0^2 \sigma^2 \end{array} \right. \quad (49)$$

Sostituendo la prima equazione nella seconda ricaviamo:

$$\frac{16\pi^2}{\lambda^2} \left(\frac{4\pi^2}{\lambda^2} - \frac{\omega^2}{c^2} \varepsilon \right) = \omega^2 \mu_0^2 \sigma^2 \quad (50)$$

E' possibile mettere questa equazione in forma canonica, definendo:

$$y = \frac{1}{\lambda^2} \quad (51)$$

quindi, moltiplicando tutti i termini per c^2 e riordinando; si trova:

$$64\pi^4 c^2 y^2 - 16\pi^2 \omega^2 \varepsilon y - \omega^2 \mu_0^2 \sigma^2 c^2 = 0 \quad (52)$$

che, come si vede, consiste in una equazione di secondo grado in y la cui unica soluzione positiva è espressa da:

$$\frac{1}{\lambda^2} = y = \frac{\pi^2 \omega^2 \varepsilon + \sqrt{\pi^4 \omega^4 \varepsilon^2 + \pi^4 c^4 \omega^2 \mu_0^2 \sigma^2}}{8\pi^4 c^2} \quad (53)$$

Se dividiamo tutti i termini per π^2 e raccogliamo si ottiene:

$$\frac{1}{\lambda^2} = y = \frac{\omega^2 \varepsilon}{8\pi^2 c^2} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{c^4 \mu_0^2 \sigma^2}{\omega^2 \varepsilon^2}} \right] \quad (54)$$

Utilizziamo adesso l'espressione della lunghezza d'onda nello spazio libero λ_0 :

$$\lambda_0 = \frac{c}{f} = \frac{2\pi c}{\omega} \Rightarrow \frac{1}{\lambda_0^2} = \frac{\omega^2}{4\pi^2 c^2} \quad (55)$$

grazie alla quale:

$$\frac{1}{\lambda^2} = \frac{\varepsilon}{2\lambda_0^2} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{c^4 \mu_0^2 \sigma^2}{\omega^2 \varepsilon^2}} \right] \quad (56)$$

Infine, se sostituiamo a c^4 la sua espressione (si veda la (48)):

$$c^4 = \frac{1}{\varepsilon_0^2 \mu_0^2} \quad (57)$$

trovando:

$$\frac{1}{\lambda^2} = \frac{\varepsilon}{2\lambda_0^2} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon_0^2 \varepsilon^2}} \right] \quad (58)$$

si giunge all'espressione per la lunghezza d'onda:

$$\lambda = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\frac{\varepsilon}{2} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon_0^2 \varepsilon^2}} \right]}} \quad (59)$$

A questo punto, per trovare la profondità di penetrazione δ conviene rifarsi alla (54) ed utilizzare la (57); si trova:

$$\frac{1}{\lambda^2} = \frac{\omega^2 \varepsilon}{8\pi^2 c^2} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon_0^2 \varepsilon^2}} \right] \quad (60)$$

Sostituiamo questa espressione nella prima delle (49) ottenendo:

$$\frac{1}{\delta^2} = \frac{\omega^2 \varepsilon}{2c^2} \left[1 + \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon_0^2 \varepsilon^2}} \right] - \frac{\omega^2}{c^2} \varepsilon \quad (61)$$

quindi:

$$\frac{1}{\delta^2} = \frac{\omega^2 \varepsilon}{2c^2} \left[\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon_0^2 \varepsilon^2}} - 1 \right] \quad (62)$$

ed infine:

$$\delta = \frac{c}{\omega \sqrt{\frac{\varepsilon}{2} \left[\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon_0^2 \varepsilon^2}} - 1 \right]}} \quad (63)$$

Osserviamo, per concludere, che se il materiale considerato è un buon conduttore, ovvero se risulta:

$$\sigma \gg \omega \varepsilon_0 \varepsilon \quad (64)$$

allora le espressioni per δ e λ divengono:

$$\delta \approx \frac{1}{\sqrt{\pi f \sigma \mu_0}} \quad (65)$$

$$\lambda \approx \frac{2\pi}{\sqrt{\pi f \sigma \mu_0}} \approx 2\pi \delta \quad (66)$$

4. I programmi realizzati

L'equazione (32) costituisce la base matematica del pacchetto di programmi sviluppati all'IROE per il calcolo delle proprietà dielettriche dei tessuti biologici.

Questi consistono in un programma *server* (denominato **tpd**, da *tissue properties daemon*) ed in una serie di programmi *client*. Il *server tpd* risiede su un sistema centralizzato avente indirizzo Internet **safeemf.iroe.fi.cnr.it**, dove resta costantemente in ascolto sulla porta **5210/tcp**, in attesa delle eventuali richieste da parte dei *client*. Questi ultimi devono essere lanciati in esecuzione dagli utenti su sistemi periferici (personal computer) connessi al *server* mediante una rete locale o geografica che supporti il protocollo TCP/IP.

Il *server* gestisce la tabella dei 14 parametri per ciascuno dei tessuti trattati e incorpora le procedure per il calcolo della costante dielettrica relativa, della conducibilità, della lunghezza d'onda, della profondità di penetrazione e della tangente di perdita in funzione del tipo di tessuto e della frequenza. I *client* implementano l'*interfaccia utente* attraverso cui avviene il dialogo con l'utilizzatore del programma; essi traducono le richieste dell'utente in comandi validi per il *server* (vedi Appendice 1), ricevono da quest'ultimo i dati richiesti e li mostrano all'utilizzatore nel formato desiderato.

Il vantaggio principale insito nell'approccio *client/server* risiede nella gestione

centralizzata dei parametri, che consente per esempio di definire nuovi tessuti o modificare gli esistenti senza dover ridistribuire nuovo software agli utilizzatori. Questi ultimi sono sollevati anche dalla necessità di implementare il codice per il calcolo delle proprietà dielettriche primarie o derivate a partire dai valori dei parametri. Infine, la disponibilità in linea della documentazione completa del protocollo *client/server* utilizzato (riportata anche in Appendice 1) permette a chiunque ne abbia la necessità e la capacità di realizzare autonomamente programmi *client* dedicati ad applicazioni specifiche o piattaforme particolari. Il prezzo da pagare per questi vantaggi consiste, come è ovvio, nella necessità di disporre di un collegamento telematico con protocollo TCP/IP tra il *client* ed il *server* e nel sopportarne eventuali lentezze o inaffidabilità.

Per facilitare l'utilizzo delle applicazioni sviluppate, è stato realizzato un documento Internet [9] che costituisce anche il punto di accesso alla documentazione del protocollo *client/server*. Partendo da questo documento (consultabile mediante un comune browser Web) è possibile tanto utilizzare una serie di procedure integrate, con uscita su pagina HTML, per la determinazione "in linea" delle proprietà dielettriche dei tessuti, quanto scaricare alcuni *client* dimostrativi dell'uso "fuori linea".

Sono liberamente disponibili i seguenti *client* per la piattaforma Windows a 32 bit (95/98/NT) in modalità testo:

- **atsf.exe** (all tissues single frequency): permette di determinare le proprietà dielettriche di tutti i tessuti trattati dal *server* ad una singola frequenza;
- **stsf.exe** (single tissue single frequency): permette di determinare le proprietà dielettriche di un singolo tessuto ad una singola frequenza;
- **stfs.exe** (single tissue full span): permette di determinare le proprietà dielettriche di un singolo tessuto su tutto l'intervallo di frequenza coperto dal *server*, esteso da 10 Hz a 100 GHz e suddiviso in 10 decenni con 5 valori per ogni decade.

APPENDICE 1

Documentazione del server **tpd**

A1.1 L'applicazione **tpd**

Il programma **tpd** (*tissue properties daemon*) è una applicazione multitasking residente su piattaforma Linux, realizzata secondo il modello standard per i *concurrent server* TCP/IP in ambiente Unix.

Una volta lanciato in esecuzione dalla linea di comando, il programma provvede a visualizzare un messaggio di apertura, quindi legge i parametri dei tessuti definiti nel file **master.prn** dichiarando il numero di definizioni valide incontrate, infine si installa in *background* restituendo all'operatore il controllo del sistema.

Una volta in *background*, il processo associato al programma **tpd** apre un *socket tcp*, collegandolo alla porta **5210/tcp** e ponendosi in attesa di richieste di connessione da parte di *client* interni o esterni. Al sopraggiungere di una di queste, il processo si duplica (*fork*), in modo tale che uno dei due processi così generati resta in attesa di altre richieste (garantendo così la continuità del servizio), mentre l'altro si predispone ad eseguire i comandi in arrivo dal *client* che ha stabilito la connessione.

Il dialogo *client/server* segue un protocollo ASCII costituito da linee di testo terminate dalla sequenza *CarriageReturn* + *LineFeed*. Il dialogo è aperto dal *server*, che comunica al *client* la sua disponibilità ad accettare comandi inviando la stringa:

+OK Tissue Dielectric Properties Server

da questo punto in poi, il dialogo prosegue col *client* che invia comandi al *server* e quest'ultimo che replica con linee dati e risposte, come documentato in dettaglio nel seguito. Il dialogo è chiuso dal *client* col comando **QUIT** al quale il *server* replica con un:

+OK Connection closed

emesso il quale il *server* stesso chiude la connessione e termina l'esecuzione del processo ad essa associato.

A1.2 Risposte standard del *server*

Salvo poche eccezioni, le risposte fornite dal *server* in seguito all'esecuzione dei comandi ricevuti dal *client* sono riconducibili a cinque tipologie di base, di seguito brevemente descritte. Nella descrizione, i parametri racchiusi tra parentesi angolari sono sempre presenti, mentre quelli tra parentesi quadre lo sono solo in alcuni casi.

A1.2.1 Risposta positiva generica:

+OK Tissue Dielectric Properties Server

con essa il *server* chiude l'esecuzione di un comando completata con successo, nel caso in cui non sia necessario fornire ulteriori informazioni sul compito svolto.

A1.2.2 Risposta positiva specifica:

+OK <ulteriori_informazioni>

con essa il *server* chiude l'esecuzione di un comando completata con successo, nel caso in cui sia necessario fornire qualche ulteriore informazione sul compito svolto: tale informazione è contenuta nella stringa che costituisce la seconda parte della risposta stessa; un esempio in tal senso è fornito dal messaggio di chiusura della connessione sopra riportato.

A1.2.3 Risposta negativa specifica:

-ERR <descrizione_errore>

con essa il *server* chiude l'esecuzione di un comando nel corso della quale si è verificato un errore e fornisce informazioni sulla natura dell'errore occorso.

A1.2.4 Prologo all'invio di dati:

+RDY <numero_intero> [ulteriori_informazioni]

con essa il *server* prepara l'invio di stringhe-dati. Il primo parametro indica il numero delle stringhe-dati che seguiranno, l'eventuale secondo parametro fornisce ulteriori informazioni, quando necessario.

A1.2.5 Stringhe-dati

sono le stringhe attraverso le quali il *server* comunica i dati richiesti; sono previste diverse tipologie di stringhe-dati, a seconda delle informazioni che è necessario trasmettere in base al comando giunto dal *client*, per esempio:

- nomi dei tessuti definiti;
- dati relativi ai valori delle proprietà dielettriche di uno o più tessuti, in forma completa o più o meno parziale;
- dati relativi ai valori dei parametri di uno o più tessuti, con riferimento al modello parametrico descritto al capitolo 2 del presente rapporto tecnico;
- dati richiesti dai programmi di dosimetria numerica realizzati all'IROE [7][8] (si vedano le Appendici 2 e 3, pensate per solo uso interno IROE e quindi non presenti nella versione pubblica del presente documento);
- segnalazioni di **dati non validi** a causa della presenza di un errore nel comando inviato dal *client*; questo tipo di stringa-dati è immediatamente seguito da un messaggio di *risposta negativa specifica*;
- istruzioni relative all'uso del programma (comando HELP).

Si veda anche il paragrafo A1.4 "**Formati di visualizzazione**".

A1.3 Sintassi dei comandi

Nel seguito vengono elencati in ordine alfabetico e descritti in dettaglio i comandi che possono essere eseguiti dal *server tpd*. Per ciascun comando, si riportano la sintassi di utilizzo, lo scopo, le informazioni sui parametri a corredo e la risposta del *server*. I parametri posti tra parentesi angolari sono obbligatori, quelli tra parentesi quadre facoltativi.

COMANDO

FORM

SINTASSI

FORM [indice]

SCOPO

Imposta o mostra il formato di visualizzazione utilizzato dalle stringhe-dati standard che riportano le proprietà dielettriche di un tessuto.

PARAMETRI

Il parametro facoltativo "indice" (di tipo intero) specifica il formato da impostare, da scegliere tra quelli predefiniti (descritti più avanti nel paragrafo A1.4 "**Formati di visualizzazione**") ognuno identificato da un numero. Se il parametro "indice" non è specificato o il suo valore non corrisponde ad alcun formato di visualizzazione predefinito, esso viene ignorato ed il formato di visualizzazione resta immutato.

RISPOSTA

La risposta del *server* è sempre di tipo positivo specifico:

+OK <indice> Tissue Dielectric Properties Server

dove "indice" riporta il numero che identifica il formato di visualizzazione corrente dopo l'esecuzione del comando.

COMANDO

GETA

SINTASSI

GETA <frequenza>

SCOPO

Calcola e riporta i valori delle proprietà dielettriche di tutti i tessuti definiti, alla frequenza specificata.

PARAMETRI

Il parametro obbligatorio "frequenza" (di tipo reale) specifica la frequenza a cui si vogliono calcolare le proprietà dielettriche.

RISPOSTA

Se per la frequenza viene specificato un valore non valido (cioè al di fuori dell'intervallo gestito dal programma) allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad frequency: <frequenza> Hz

Se il valore della frequenza è corretto, viene emesso un prologo all'invio dati:

+RDY <numero_tessuti>

dove "numero_tessuti" è il numero dei tessuti gestiti dal programma e quindi è il numero delle stringhe-dati standard che seguiranno, ciascuna col formato di visualizzazione corrente (vedere il comando **FORM**). Alle stringhe-dati segue infine

una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

GETS

SINTASSI

GETS <nome_tessuto> <frequenza>

SCOPO

Calcola e riporta i valori delle proprietà dielettriche del tessuto specificato, alla frequenza specificata.

PARAMETRI

Il parametro obbligatorio "nome_tessuto" (di tipo stringa) ed il parametro obbligatorio "frequenza" (di tipo reale) specificano rispettivamente il tessuto e la frequenza a cui si vogliono calcolare le proprietà dielettriche.

RISPOSTA

Se viene specificato un nome di tessuto non riconosciuto dal programma, allora il *server* emette un messaggio interlocutorio (che prende il posto della stringa-dati) del tipo:

Invalid data (unknown tissue <nome_tessuto>

seguito da una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Unknown tissue: <nome_tessuto>

Se per la frequenza viene specificato un valore non valido (cioè al di fuori dell'intervallo gestito dal programma) allora il *server* emette un messaggio interlocutorio (che prende il posto della stringa-dati) del tipo:

Invalid data (bad frequency <frequenza> Hz)

seguito da una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad frequency: <frequenza> Hz

Se entrambi i parametri sono corretti, viene emessa una stringa-dati standard col formato di visualizzazione corrente (vedere il comando **FORM**) a cui segue una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

GLIN

SINTASSI

GLIN <nome_tessuto> <frequenza_iniziale> <frequenza_finale> <numero_di_intervalli>

SCOPO

Calcola e riporta i valori delle proprietà dielettriche del tessuto specificato, per valori di frequenza linearmente equispaziati nell'intervallo specificato, suddiviso nel numero di intervalli specificato.

PARAMETRI

Il parametro obbligatorio "nome_tessuto" (di tipo stringa) specifica il tessuto a cui si è interessati. I parametri obbligatori "frequenza_iniziale" e "frequenza_finale" (entrambi di tipo reale) delimitano l'intervallo di frequenza in cui si vogliono calcolare i valori delle proprietà dielettriche. Il parametro obbligatorio "numero_di_intervalli" (di tipo intero) indica in quanti intervalli si debba suddividere l'intervallo di frequenza suddetto. Le proprietà dielettriche saranno calcolate nei punti estremi dei segmenti individuati dai valori dei suddetti parametri.

RISPOSTA

Se viene specificato un nome di tessuto non riconosciuto dal programma, allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Unknown tissue: <nome_tessuto>

Se per una delle due frequenze richieste viene specificato un valore non valido (cioè al di fuori dell'intervallo gestito dal programma) allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad start frequency: <frequenza_iniziale> Hz

oppure:

-ERR Bad stop frequency: <frequenza_finale> Hz

Se il numero di intervalli specificato è minore o uguale a zero, allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad number of intervals: <numero_di_intervalli>

Se tutti e quattro i parametri sono corretti, viene emesso un prologo all'invio dati:

+RDY <numero_di_intervalli+1>

dove "numero_intervalli+1" è il numero dei diversi valori di frequenza a cui verranno calcolate le proprietà dielettriche e quindi è il numero delle stringhe-dati standard che seguiranno. Per la precisione, le proprietà dielettriche verranno calcolate ai valori di frequenza determinati con la relazione seguente:

$$f = f_{start} + j \cdot \frac{f_{stop} - f_{start}}{n}$$

dove:

f_{start} = frequenza iniziale

f_{stop} = frequenza finale

n = numero intervalli

$j = 0, 1, 2, \dots, n$

Le stringhe-dati hanno ciascuna il formato di visualizzazione corrente (vedere il comando **FORM**) e sono seguite da una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

GLOG

SINTASSI

GLOG <nome_tessuto> <frequenza_iniziale> <frequenza_finale> <numero_di_valori_per_decade>

SCOPO

Calcola e riporta i valori delle proprietà dielettriche del tessuto specificato, per valori di frequenza equispaziati logaritmicamente nell'intervallo specificato, in ogni decade del quale viene calcolato il numero di valori specificato.

PARAMETRI

Il parametro obbligatorio "nome_tessuto" (di tipo stringa) specifica il tessuto a cui si è interessati. I parametri obbligatori "frequenza_iniziale" e "frequenza_finale" (entrambi di tipo reale) delimitano l'intervallo di frequenza in cui si vogliono calcolati i valori delle proprietà dielettriche. Il parametro obbligatorio

"numero_di_valori_per_decade" (di tipo intero) indica quanti valori si debbano calcolare in ogni decade dell'intervallo di frequenza suddetto.

RISPOSTA

Se viene specificato un nome di tessuto non riconosciuto dal programma, allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Unknown tissue: <nome_tessuto>

Se per una delle due frequenze richieste viene specificato un valore non valido (cioè al di fuori dell'intervallo gestito dal programma) allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad start frequency: <frequenza_iniziale> Hz

oppure:

-ERR Bad stop frequency: <frequenza_finale> Hz

Se il numero di valori per decade specificato è minore o uguale a zero, allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad number of values per decade: <numero_di_valori_per_decade>

Se tutti e quattro i parametri sono corretti, viene emesso un prologo all'invio dati:

+RDY <numero_valori> <frequenza_minima_base10> <frequenza_massima_base10>

dove "numero_valori" è il numero dei diversi valori di frequenza a cui verranno calcolate le proprietà dielettriche e quindi è il numero delle stringhe-dati standard che seguiranno, "frequenza_minima_base10" è la più grande potenza di dieci che sia minore o uguale della più piccola tra la frequenza iniziale e la frequenza finale specificate nel comando e "frequenza_massima_base10" è la più piccola potenza di dieci che sia maggiore o uguale della più grande tra la frequenza iniziale e la frequenza finale specificate nel comando. Le proprietà dielettriche verranno quindi calcolate ai valori di frequenza determinati con la relazione seguente:

$$f = 10^{(j_1 + \frac{j}{n})}$$

dove:

n = numero intervalli per decade

$j = 0, 1, 2, \dots, n \cdot (j_2 - j_1)$

10^{j_1} = frequenza minima base10

10^{j_2} = frequenza massima base10

Le stringhe-dati hanno ciascuna il formato di visualizzazione corrente (vedere il comando **FORM**) e sono seguite da una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

HELP

SINTASSI

HELP

SCOPO

Riporta una descrizione sintetica dei comandi disponibili sul *server* e della loro sintassi di utilizzo.

PARAMETRI

Nessun parametro.

RISPOSTA

Il *server* conclude la descrizione sintetica dei comandi con una risposta positiva generica. Una eventuale risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Help file not found

costituisce un errore interno ed indica che il *server* non ha potuto trovare il documento da cui leggere la descrizione dei comandi.

COMANDO

LIST

SINTASSI

LIST

SCOPO

Riporta la lista dei nomi dei tessuti gestiti.

PARAMETRI

Nessun parametro.

RISPOSTA

Il *server* emette un prologo all'invio dati:

+RDY <numero_tessuti>

dove "numero_tessuti" è il numero dei tessuti gestiti dal programma e quindi è il numero delle stringhe che seguiranno, contenenti semplicemente il nome dei tessuti gestiti (uno per linea, in ordine alfabetico). Alle stringhe segue una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

PARM

SINTASSI

PARM <nome_tessuto>

SCOPO

Riporta i valori dei parametri del modello parametrico per il tessuto selezionato.

PARAMETRI

Il parametro obbligatorio "nome_tessuto" (di tipo stringa) specifica il tessuto del quale si vogliono ottenere i valori dei parametri del modello.

RISPOSTA

Se viene specificato un nome di tessuto non riconosciuto dal programma, allora il *server* emette un messaggio interlocutorio (che prende il posto della stringa-dati) del tipo:

Invalid data (unknown tissue <nome_tessuto>)

seguito da una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Unknown tissue: <nome_tessuto>

Se il nome del tessuto è corretto, viene emessa una stringa-dati col seguente formato specifico:

nome_tessuto ϵ_{∞} σ_0 b_1 τ_1 d_1 b_2 τ_2 d_2 b_3 τ_3 d_3 b_4 τ_4 d_4

a cui segue una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

PRMA

SINTASSI

PRMA

SCOPO

Riporta i valori dei parametri del modello parametrico per tutti i tessuti riconosciuti.

PARAMETRI

Nessun parametro.

RISPOSTA

Viene emesso un prologo all'invio dati:

+RDY <numero_tessuti>

dove "numero_tessuti" è il numero dei tessuti gestiti dal programma e quindi è il numero delle stringhe-dati che seguiranno, ciascuna col seguente formato specifico:

nome_tessuto ϵ_{∞} σ_0 b_1 τ_1 d_1 b_2 τ_2 d_2 b_3 τ_3 d_3 b_4 τ_4 d_4

Alle stringhe-dati segue infine una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

COMANDO

QUIT

SINTASSI

QUIT

SCOPO

Chiude la connessione *client/server*.

PARAMETRI

Nessun parametro.

RISPOSTA

Il *server* emette la seguente risposta positiva specifica:

+OK Connection closed

quindi chiude la connessione con il *client*.

COMANDO NON RICONOSCIUTO

Nel caso che il *client* invii un comando non riconosciuto oppure con sintassi errata (per esempio per la mancanza di un parametro obbligatorio), il *server* emette la seguente risposta negativa specifica:

-ERR Unrecognized command

e si predispone a ricevere un nuovo comando.

A1.4 Formati di visualizzazione

Sono attualmente definiti 4 diversi formati di visualizzazione per le stringhe-dati standard (quelle che riportano le proprietà dielettriche dei tessuti in seguito all'esecuzione dei comandi GETA, GETS, GLIN, GLOG). Essi sono selezionabili tramite il comando **FORM [indice]**, specificando per "indice" un valore compreso tra 0 e 3. All'inizio di ogni nuova connessione è attivo il formato di indice 0.

Il formato di indice 0 produce una stringa-dati del tipo seguente:

nome_tessuto f= valore_frequenza Hz sig= valore_σ S/m eps= valore_ε tgl= valore_tanγ wav= valore_λ m dep= valore_δ m

Il formato di indice 1 produce una stringa-dati del tipo seguente:

nome_tessuto valore_frequenza valore_σ valore_ε valore_tanγ valore_λ valore_δ

Il formato di indice 2 produce una stringa-dati del tipo seguente:

nome_tessuto f= valore_frequenza Hz sig= valore_σ S/m eps= valore_ε

Il formato di indice 3 produce una stringa-dati del tipo seguente:

nome_tessuto valore_frequenza valore_σ valore_ε

In altre parole, i formati 0 e 1 visualizzano sia le proprietà dielettriche primarie sia le secondarie, mentre i formati 2 e 3 si limitano alle sole proprietà primarie. I formati 0 e 2 sono orientati all'uso "umano" e riportano quindi le abbreviazioni dei nomi delle grandezze e le rispettive unità di misura, mentre i formati 1 e 3 sono orientati all'utilizzo da parte di procedure automatiche e si limitano quindi ai soli valori delle grandezze.

APPENDICE 2

Documentazione del server *tpd* (*comandi riservati al solo uso interno IROE*)

Nel seguito vengono elencati in ordine alfabetico e descritti in dettaglio i comandi riservati ad uso interno IROE. Per ciascun comando, si riportano la sintassi di utilizzo, lo scopo, le informazioni sui parametri a corredo e la risposta del *server*. I parametri posti tra parentesi angolari sono obbligatori, quelli tra parentesi quadre facoltativi.

COMANDO

GTDF

SINTASSI

GTDF [frequenza]

SCOPO

Se il parametro opzionale "frequenza" non viene specificato, elenca i nomi di tutti i tessuti definiti, indicando per ciascuno solo le tre componenti RGB del colore convenzionalmente associato al tessuto stesso (dove ciascuna componente può variare da un minimo di 0 ad un massimo di 255). Se il parametro opzionale "frequenza" viene specificato, calcola e riporta anche i valori delle proprietà dielettriche primarie di ciascun tessuto alla frequenza specificata.

PARAMETRI

Il parametro facoltativo "frequenza" (di tipo reale) specifica la frequenza a cui si vogliono eventualmente calcolare le proprietà dielettriche.

RISPOSTA

Se per la frequenza viene specificato un valore non valido (cioè al di fuori dell'intervallo gestito dal programma) allora il *server* emette una risposta negativa specifica del tipo:

-ERR Bad frequency: <frequenza> Hz

Se il valore della frequenza è corretto (oppure esso non è stato specificato), viene emesso un prologo all'invio dati:

+RDY <numero_tessuti>

dove "numero_tessuti" è il numero dei tessuti gestiti dal programma e quindi è il numero delle stringhe-dati che seguiranno. Queste hanno un formato proprio, che dipende dall'aver o meno specificato il parametro opzionale "frequenza". Se la frequenza NON è stata specificata, il formato è il seguente:

nome_tessuto valore_red valore_green valore_blu

se invece la frequenza è stata (correttamente) specificata, il formato è il seguente:

nome_tessuto valore_red valore_green valore_blu σ ϵ

Alle stringhe-dati segue infine una risposta positiva generica con la quale il *server* chiude l'esecuzione del comando.

APPENDICE 3

Origine e trattamento dei parametri del modello parametrico (documentazione riservata al solo uso interno IROE)

A3.1 Origine dei dati

Il documento di Camelia Gabriel e colleghi [1], presente in Internet alla URL:

<http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric/Appendix.C/AppendixC.html>

e trascritto (in copia autorizzata) sul *server* IROE **safeemf.iroe.fi.cnr.it** all'indirizzo:

<http://safeemf.iroe.fi.cnr.it/doc/dielectric/AppendixC.html>

riporta, nell'indice all'inizio del documento, il seguente elenco di 45 tessuti, dei quali l'autrice dichiara di avere eseguito la modellazione parametrica:

- Aorta
- Bladder
- Blood
- Bone - Cancellous (contains red bone marrow)
- Bone - Cortical
- Bone marrow (infiltrated with blood)
- Bone marrow (not infiltrated)
- Breast fat
- Cartilage
- Cerebellum
- Cerebro spinal fluid
- Cervix
- Colon (lower and upper large intestine)
- Cornea
- Dura
- Eye - Sclera
- Fat (average infiltrated: mean value provided)
- Fat (not infiltrated)
- Gall bladder
- Gall bladder bile
- Grey matter
- Heart
- Kidney
- Lens - Cortex
- Lens - Nucleus (for lens use average of cortex and nucleus)
- Liver
- Lung - Deflated

Lung - Inflated
 Muscle - Parallel (provided for comparison purposes)
 Muscle - Transverse (radial field direction was along then across the fibre)
 Nerve (spinal chord)
 Ovary
 Skin - Dry
 Skin - Wet
 Small intestine
 Spleen
 Stomach (also oesophagus, duodenum and all upper digestive track)
 Tendon
 Testis (prostate has a similar composition, expect similar dielectric properties)
 Thyroid (thymus has a similar water content, expect similar properties)
 Tongue
 Trachea
 Uterus
 Vitreous humour
 White matter

La successiva tabella (**Summary Table**) presente poco oltre nello stesso documento riporta i valori dei parametri (14 per ogni tessuto) di 44 tessuti (tutti i precedenti escluso il solo *Muscle - Parallel*).

Dai dati di questa **Summary Table** è stata ricavata una tabella ASCII (in formato **Comma and "" Delimited**) contenente i nomi (completi delle note) dei 44 tessuti ed i valori dei rispettivi parametri; essa si trova nel file:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\orgparm.prn

Il report a stampa di C.Gabriel [2] "Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies" presenta a pagina 149 l'elenco dei 45 tessuti per i quali è stato sviluppato il modello parametrico; questo elenco risulta perfettamente equivalente a quello sopra riportato.

Nelle pagine seguenti del report (da 150 a 195) sono riportati invece i parametri ed i grafici di 46 tessuti; le modifiche rispetto all'elenco dei 45 sono le seguenti:

- oltre ai tessuti *Bone marrow (infiltrated with blood)* e *Bone marrow (not infiltrated)* è presente un tessuto *Bone marrow* senza specificazioni, con parametri identici a quelli del tessuto *Bone marrow (not infiltrated)*; essi risultano anche uguali a quelli dello stesso tessuto *Bone marrow (not infiltrated)* riportati nel documento Internet, salvo il valore del parametro σ_0 ;
- oltre ai tessuti *Fat (average infiltrated)* e *Fat (not infiltrated)* è presente un tessuto *Fat* senza specificazioni, con parametri identici a quelli del tessuto *Fat (not infiltrated)*; essi risultano anche completamente identici a quelli dello stesso tessuto *Fat (not infiltrated)* riportati nel documento Internet;
- è presente un tessuto *Muscle* senza specificazioni, con parametri che risultano uguali a quelli del tessuto *Muscle - Transverse* riportati nel documento Internet.

A3.2 Generazione della base dati per **tpd** (*tissue properties daemon*)

La tabella **orgparm.prn** (di 44 voci) è stata importata in QuattroPro ed elaborata secondo i passi seguenti.

1. I due tessuti *Lens - Cortex* e *Lens - Nucleus* sono stati sostituiti da un unico tessuto *Lens*, con parametri posti uguali a *Lens - Cortex*, per mantenere la compatibilità con i modelli digitali AFRL/HED (di cui si parlerà in seguito).
2. I due tessuti *Bone marrow (infiltrated with blood)* e *Bone marrow (not infiltrated)* sono stati sostituiti da un unico tessuto *BoneMarrow*, con parametri presi dal report a stampa.
3. I due tessuti *Fat (average infiltrated)* e *Fat (not infiltrated)* sono stati sostituiti da un unico tessuto *Fat*, con parametri presi dal report a stampa.
4. Sfruttando le indicazioni degli stessi autori del lavoro più volte citato:
 - dal tessuto *Stomach* sono stati generati tre tessuti con proprietà identiche, denominati *Stomach*, *Oesophagus* e *Duodenum*;
 - è stato introdotto il tessuto *SpinalChord* con proprietà uguali a *Nerve*;
 - è stato introdotto il tessuto *Prostate* con proprietà uguali a *Testis*;
 - è stato introdotto il tessuto *Thymus* con proprietà uguali a *Thyroid*.
5. Sono stati introdotti i tessuti *Vacuum* e *Air*, il primo con proprietà ovvie, il secondo con proprietà fissate per semplicità uguali al primo.
6. La colonna relativa alla σ_0 è stata spostata di fianco a quella relativa alla ϵ_∞ .
7. I parametri temporali τ_i sono stati riportati a **secondi**.
8. Sono stati corretti gli errori nei parametri σ_0 dei tessuti *SkinDry* e *SkinWet*, che risultano nulli nella tabella del documento Internet, mentre valgono rispettivamente 0.0002 S/m e 0.0004 S/m nel report a stampa.
9. Sono stati definiti ed aggiunti, per ogni tessuto, i valori delle componenti Red, Green, Blu del colore convenzionalmente associato al tessuto stesso. Ciascuna componente può variare da un minimo di 0 (componente assente) ad un massimo di 255 (componente alla massima intensità).
10. Molti dei tessuti sono stati rinominati per eliminare gli spazi e le note.
11. La lista è stata organizzata in ordine alfabetico crescente delle nuove denominazioni dei tessuti. Ne risulta la tabella delle 48 voci qui sotto riportate:

Air
Aorta
Bladder
Blood
BoneCancellous
BoneCortical
BoneMarrow
BrainGreyMatter
BrainWhiteMatter
BreastFat
Cartilage
Cerebellum
CerebroSpinalFluid

Cervix
Colon
Cornea
Duodenum
Dura
EyeSclera
Fat
GallBladder
GallBladderBile
Heart
Kidney
Lens
Liver
LungDeflated
LungInflated
Muscle
Nerve
Oesophagus
Ovary
Prostate
SkinDry
SkinWet
SmallIntestine
SpinalChord
Spleen
Stomach
Tendon
Testis
Thymus
Thyroid
Tongue
Trachea
Uterus
Vacuum
VitreousHumor

Un ulteriore ampliamento di questa tabella è stato reso possibile dall'inclusione dei tessuti utilizzati nei modelli digitali dell'organismo umano sviluppati dall'Air Force Research Laboratory, Human Effectiveness Division (AFRL/HED) presso la Brooks Air Force Base a San Antonio, Texas, USA.

Il documento fondamentale in tal senso si trova all'indirizzo:

ftp://starview.brooks.af.mil/EMF/dosimetry_models/computer_coded_binary_files/tissue.txt

ed è stato trascritto sul server IROE come:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\afrlhed.txt

Questo documento elenca 42 differenti tessuti umani, per ognuno dei quali sono riportati - oltre al nome - le componenti RGB del colore convenzionalmente associato al tessuto, la densità del tessuto, i 14 parametri del modello parametrico di Gabriel ed infine il numero identificativo con cui il tessuto stesso è rappresentato nei suddetti modelli digitali. In realtà, i parametri riportati non sono esattamente quelli utilizzati da Gabriel ed in questo rapporto tecnico (cfr. equazione 21), in quanto al posto del parametro " τ " è riportato il valore " $1/(2\pi\tau)$ " e al posto del parametro "d" è riportato il valore "1-d".

Il documento originale è stato innanzitutto rielaborato in modo testo, per farlo nel formato **Comma and "" Delimited**; in tale formato è stato salvato col nome:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\afrlhed.prn

e successivamente importato in QuattroPro, completato con opportuni titoli e nuovamente salvato come:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\afrlhed.wq1

infine, da questo è stato ricavato il documento:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\afrlhed2.wq1

dove i parametri dei tessuti sono convertiti alla notazione adottata in questa monografia.

Confrontando questi parametri con quelli indicati nella documentazione citata al paragrafo A3.1, è possibile associare univocamente a ciascuno dei 42 tessuti del documento AFRL/HED uno dei tessuti modellati dal gruppo di C.Gabriel. La lista che segue riporta l'elenco dei tessuti AFRL/HED con le rispettive associazioni.

AFRL/HED

GABRIEL

AIR.(external)	
AIR.(internal)	
BILE	Gall bladder bile
BLADDER	Bladder
BLOOD	Blood
BLOOD.VESSEL	Aorta
BODY.FLUID	Vitreous humor
BONE.(cancellous)	Bone - Cancellous (contains red bone marrow)
BONE.(cortical)	Bone - Cortical
BONE.MARROW	Bone marrow (not infiltrated)
CARTILAGE	Cartilage
CEREBELLUM	Cerebellum
CEREBRAL.SPINAL.FLUID	Cerebro spinal fluid
EYE.(aqueous.humor)	Vitreous humor
EYE.(cornea)	Cornea

EYE.(lens)	Lens - Cortex
EYE.(retina)	Eye - Sclera
EYE.(sclera/wall)	Eye - Sclera
FAT	Fat (not infiltrated)
GALL.BLADDER	Gall bladder
GLANDS	Thyroid
GRAY.MATTER	Grey matter
HEART	Heart
INTESTINE.(large)	Colon (lower and upper large intestine)
INTESTINE.(small)	Small intestine
KIDNEYS	Kidney
LIGAMENTS	Tendon
LIVER	Liver
LUNG.(inner)	Lung - Inflated
LUNG.(outer)	Lung - Deflated
LYMPH	Thyroid
MUCOUS.MEMBRANE	Skin - Wet
MUSCLE	Muscle - Transverse
NAILS.(toe.&.finger)	Bone - Cortical
NERVE.(spine)	Nerve (spinal chord)
PANCREAS	Thyroid
SKIN/DERMIS	Skin - Dry
SPLEEN	Spleen
STOMACH	Stomach
TESTICLES	Testis
TOOTH	Bone - Cortical
WHITE.MATTER	White matter

Per 33 di questi 42 tessuti appare ragionevole stabilire la seguente corrispondenza diretta tra la denominazione del gruppo AFRL/HED e quella da noi adottata:

AFRL/HED	IROE
AIR.(external)	Vacuum
AIR.(internal)	Air
BILE	GallBladderBile
BLADDER	Bladder
BLOOD	Blood
BONE.(cancellous)	BoneCancellous
BONE.(cortical)	BoneCortical
BONE.MARROW	BoneMarrow
CARTILAGE	Cartilage
CEREBELLUM	Cerebellum
CEREBRAL.SPINAL.FLUID	CerebralSpinalFluid
EYE.(aqueous.humor)	VitreousHumor
EYE.(cornea)	Cornea

EYE.(lens)	Lens
EYE.(sclera/wall)	EyeSclera
FAT	Fat
GALL.BLADDER	GallBladder
GRAY.MATTER	BrainGreyMatter
HEART	Heart
INTESTINE.(large)	Colon
INTESTINE.(small)	SmallIntestine
KIDNEYS	Kidney
LIGAMENTS	Tendon
LIVER	Liver
LUNG.(inner)	LungInflated
LUNG.(outer)	LungDeflated
MUSCLE	Muscle
NERVE.(spine)	Nerve(=SpinalChord)
SKIN/DERMIS	SkinDry
SPLEEN	Spleen
STOMACH	Stomach
TESTICLES	Testis
WHITE.MATTER	BrainWhiteMatter

mentre, per i rimanenti 9 tessuti, si è ritenuto opportuno aggiungere alla nostra base dati (di 48 elementi) 9 nuove voci, con le denominazioni e le associazioni qui sotto riportate:

AFRL/HED	NUOVO IROE	EQUIVALE A
BLOOD.VESSEL	BloodVessel	Aorta
BODY.FLUID	BodyFluid	VitreousHumor
EYE.(retina)	Retina	EyeSclera
GLANDS	Gland	Thymus=Thyroid
LYMPH	Lymph	Thymus=Thyroid
MUCOUS.MEMBRANE	MucousMembrane	SkinWet
NAILS.(toe.&.finger)	Nail	BoneCortical
PANCREAS	Pancreas	Thymus=Thyroid
TOOTH	Tooth	BoneCortical

A questo punto, si è ottenuta in definitiva la seguente tabella di 57 tessuti:

1. Air
2. Aorta
3. Bladder
4. Blood
5. BloodVessel
6. BodyFluid
7. BoneCancellous
8. BoneCortical

9. BoneMarrow
10. BrainGreyMatter
11. BrainWhiteMatter
12. BreastFat
13. Cartilage
14. Cerebellum
15. CerebroSpinalFluid
16. Cervix
17. Colon
18. Cornea
19. Duodenum
20. Dura
21. EyeSclera
22. Fat
23. GallBladder
24. GallBladderBile
25. Gland
26. Heart
27. Kidney
28. Lens
29. Liver
30. LungDeflated
31. LungInflated
32. Lymph
33. MucousMembrane
34. Muscle
35. Nail
36. Nerve
37. Oesophagus
38. Ovary
39. Pancreas
40. Prostate
41. Retina
42. SkinDry
43. SkinWet
44. SmallIntestine
45. SpinalChord
46. Spleen
47. Stomach
48. Tendon
49. Testis
50. Thymus
51. Thyroid
52. Tongue
53. Tooth
54. Trachea

- 55. Uterus
- 56. Vacuum
- 57. VitreousHumor

Lo spreadsheet di QuattroPro contenente i dati di questi tessuti, generato secondo le indicazioni sopra riportate, è stato salvato col nome:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\master.wq1

Dallo spreadsheet sopra citato è stata generata, per semplice stampa su file in modo testo non formattato, una tabella di testo, chiamata:

\\safeemf\andreucc\tissprop\server\master.prn

Il file **master.prn** costituisce la **base dati primaria** per il *server tpd*.

A3.3 Generazione della base dati per analisi sezioni VHP

Una delle applicazioni del pacchetto realizzato consiste nella generazione dei file dati **TDF** (Tissue Definition File) impiegati nell'elaborazione delle sezioni VHP finalizzate a valutazioni di dosimetria numerica [7][8]. Questa applicazione si fonda sul programma **gentdf**.

Il programma **gentdf.exe** accetta sulla linea di comando la frequenza di lavoro e ricava dal *server tpd* i dati relativi alle proprietà dielettriche di tutti i tessuti alla frequenza richiesta; esso produce in uscita su stdout un file **TDF** avente il seguente formato:

```

;*****
;* FILE GENERATO AUTOMATICAMENTE - NON EDITARE A MANO *
;*****
;
100000      ;frequenza di lavoro
;
; N      Nome      Red      Green      Blu      Sigma      Epsilon
;=====
;
0      Undefined      0      0      0      0.0      0.0
1      Air      61      61      61      0.000e+000      1.000e+000
2      Aorta      160      0      0      3.187e-001      9.299e+002
.....
55     Uterus      202      0      255      5.314e-001      3.411e+003
56     Vacuum      40      40      40      0.000e+000      1.000e+000
57     VitreousHumor      100      255      255      1.500e+000      9.799e+001

```

In questa tabella, il numero d'ordine nella prima colonna rappresenta il codice con cui il relativo tessuto viene identificato nelle mappe tissutali impiegate nei programmi di dosimetria numerica, mentre le componenti Red, Green, Blu specificano il colore con cui il

tessuto stesso viene convenzionalmente rappresentato nella visualizzazione di tali mappe.

Se lanciato senza specificare il parametro-frequenza, il programma **gentdf.exe** genera una tabella (vedi `\\safeemf\andreucc\tissprop\javaclie\master.tdf`) che contiene solo l'elenco dei nomi dei tessuti e le definizioni dei colori convenzionalmente associati a ciascuno di essi; questo file viene utilizzato nell'ambito del package Java per la visualizzazione delle proprietà dielettriche dei tessuti.

Bibliografia

- [1] C.Gabriel and S.Gabriel: "Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies", Internet document; URL originale: <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric/home.html>
copia autorizzata alla URL:
<http://safeemf.iroefi.cnr.it/doc/dielectric/home.html>
- [2] 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.
- [3] C.Gabriel, S.Gabriel and E.Corthout: "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey", *Phys. Med. Biol.* **41** (1996), 2231-2249.
- [4] 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", *Phys. Med. Biol.* **41** (1996), 2251-2269.
- [5] S.Gabriel, R.W.Lau and C.Gabriel: "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Phys. Med. Biol.* **41** (1996), 2271-2293.
- [6] K.S.Cole and R.H.Cole: "Dispersion and absorption in dielectrics: I. Alternating current characteristics.", *Journal of Chemical Physics*, April 1941, pp.341-351.
- [7] D.Andreuccetti, R.Fossi and C.Petrucci: "Induced body current assessment: a case-study. Currents induced in people walking through hands-free identification/access control systems (preliminary report)", *Proceedings of the III Workshop COST 244 bis (Biomedical Effects of Electromagnetic Fields) on Intermediate frequency range - E.M.F.: 3 kHz-3 MHz, Paris (France), April 1998.*
- [8] D.Andreuccetti, R.Fossi e C.Petrucci: "Esposizione della popolazione ai varchi magnetici: analisi di un caso-tipo", Report IROE N.TR/ICEMM/2.98, Firenze, Giugno 1998.
- [9] Istituto di Ricerca sulle Onde Elettromagnetiche del CNR: "Dielectric Properties of Body Tissues", Internet document; URL: <http://safeemf.iroefi.cnr.it/tissprop/>