




VII CONGRESSO NAZIONALE
ASSOCIAZIONE ITALIANA DI FISICA MEDICA
13-16 SETTEMBRE 2011




CENTRO CONGRESSI PORTO RHOÇA - SQUILLACE
CATANZARO

SERVIZIO SANITARIO REGIONE CALABRIA
ASSEMBLEA DIPARTIMENTALE DI CATANZARO
SERVIZIO DI FISICA SANITARIA
DIRETTORE DR. G. SCALZO

La modellizzazione delle interazioni CEM – corpo umano

Daniele Andreuccetti e
Nicola Zoppetti
IFAC-CNR, Firenze

14 settembre 2011



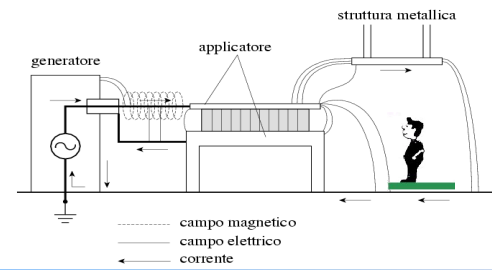
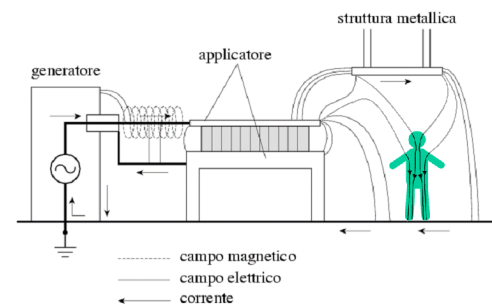
Interazione tra CEM e sistemi biologici

Esposizione: un oggetto biologico viene immerso in un campo elettromagnetico.

Accoppiamento: il campo induce alcuni fenomeni fisici (caratterizzati da determinate **grandezze fisiche**) nei tessuti dell'organismo esposto; questi fenomeni hanno origine dall'interazione tra le forze del campo e le cariche e le correnti presenti nei tessuti.

Effetto biologico: i fenomeni fisici indotti dal campo esterno provocano sempre una deviazione dalle condizioni di equilibrio elettrico a livello molecolare; per poter parlare propriamente di **effetto biologico**, si deve però verificare una variazione morfologica o funzionale in strutture di livello superiore (tessuti, organi o sistemi).

Danno biologico o sanitario: un effetto biologico non costituisce necessariamente un **danno**, perché questo si verifichi, occorre che l'effetto superi la capacità di compensazione di cui dispone l'organismo, che dipende anche dalle condizioni ambientali.

D.Andreuccetti, N.Zoppetti – VII Congresso Nazionale AIFM – Modellizzazione dell'interazione

2/21

La dosimetria e le grandezze dosimetriche di base

- La dosimetria studia i meccanismi di accoppiamento tra un campo elettromagnetico ed un organismo biologico esposto e mira a stabilire un rapporto matematico tra le intensità dei campi esterni e le grandezze fisiche indotte nei tessuti dell'organismo (**"grandezze dosimetriche"**).

- Le **grandezze dosimetriche** fondamentali o **"di base"** secondo l'ICNIRP (*International Commission for Non-Ionizing Radiation Protection*) sono:

0 -100 kHz	Solo E_{in}
100 kHz – 10 MHz	Sia E_{in} sia SAR
10 MHz - 10 GHz	Solo SAR

$$J = \sigma E_{in}$$

$$SAR = \frac{J^2}{\sigma \delta} = \frac{\sigma E_{in}^2}{\delta}$$

Dosimetria e normative

Restrizioni di base
(E_{in} , SAR)
per i *professionalmente esposti* e per la *popolazione in genere*

Individuazione dei livelli di riferimento

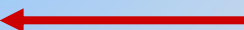


DOSIMETRIA



Livelli di riferimento
(E,H,B,S)
per i *professionalmente esposti* e per la *popolazione in genere*

Eventuale verifica del rispetto delle restrizioni di base se i livelli di riferimento sono superati

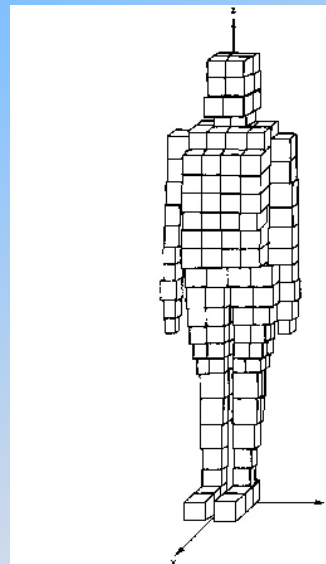


La dosimetria elettromagnetica

- Si pone l'obbiettivo di determinare le **grandezze dosimetriche di base** in funzione della distribuzione del **campo elettromagnetico impresso**, delle **proprietà dell'organismo esposto** e delle **caratteristiche** del cosiddetto **teatro espositivo**.
- Può fare uso di metodi:
 - **sperimentali**
 - misure *in vivo* o su fantocci
 - misure con sonde di campo elettrico impiantabili
 - misure con metodi termometrici
 - **analitici**
 - studio di comportamenti qualitativi e tendenze generali
 - analisi di modelli omogenei geometricamente semplici (composizione di solidi elementari)
 - **numerici**

Dosimetria numerica: articolazione di una procedura tipo

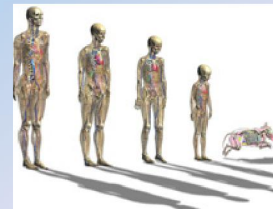
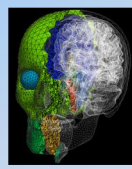
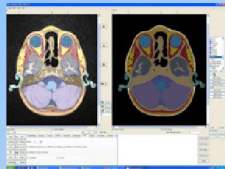
1. **Segmentazione:** l'organismo esposto è suddiviso in piccoli elementi omogenei di forma regolare (tipicamente rettangoli, quadrati, cubetti, parallelepipedi, tetraedri).
2. **Proprietà dielettriche:** ad ogni elemento vengono assegnati dei valori costanti per la *conducibilità* e la *permittività*, spesso partendo da una ricognizione del *tipo di tessuto* che lo costituisce.
3. **Formulazione del problema:** viene individuato un insieme di equazioni differenziali o integrali in grado di rappresentare matematicamente il problema considerato.
4. **Individuazione del metodo di soluzione numerica:** partendo dai punti precedenti, viene dedotto un insieme di equazioni algebriche, da risolvere con un opportuno algoritmo numerico.



Modelli numerici dell'organismo



- Oggi esiste una buona disponibilità di modelli numerici 3D di organismi umani segmentati in "voxel" cubici a **risoluzione millimetrica**, come per esempio:
 - la **Virtual Family** (IT'IS Foundation, CH);
 - il **Virtual Human Project** (National Library of Medicine, USA);
 - i modelli sviluppati dal gruppo di Peter Dimbylow (**NORMAN, NAOMI**) presso la Health Protection Agency (UK).
- Sono in avanzata fase di messa a punto varie tecniche di **posturazione** dei modelli numerici.
- Sono in corso ricerche per sviluppare modelli numerici **dinamici**, ovvero in movimento.



Proprietà dielettriche dei tessuti: il modello di C.Gabriel

È possibile arrivare ad assegnare a ciascun **segmento** una coppia di valori per la conducibilità σ e la permittività ϵ , attraverso il riconoscimento del **tessuto** che lo costituisce e l'applicazione del **modello parametrico di C.Gabriel**, che è in grado di rappresentare le proprietà dielettriche di 45 differenti tessuti biologici nel campo di frequenze tra 10 Hz e 100 GHz.

$$\epsilon - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} = \epsilon_\infty + \frac{\sigma_0}{j \omega \epsilon_0} + \sum_{n=1}^4 \frac{\delta_n}{1 + (j \omega \tau_n)^{(1-\alpha_n)}}$$

Il modello è basato sulla sovrapposizione di quattro relazioni di dispersione *Cole-Cole* (la dispersione *Cole-Cole* è una generalizzazione della teoria del rilassamento di Debye, mirata a tenere conto dell'allargamento della regione di dispersione dovuto alla complessità della struttura e della composizione dei materiali biologici).

C.Gabriel e colleghi hanno determinato il valore dei 14 parametri del modello per ciascuno dei 45 differenti tessuti biologici considerati, mediante misure, ricerca bibliografica e tecniche di *best fitting* sui dati sperimentali.



Proprietà dielettriche dei tessuti – Il modello di C.Gabriel: risorse online

Body Tissue Dielectric Parameters

Enter Frequency from 10-6,000 MHz

100 MHz search

The following tissue dielectric parameters are computed according to the Cole-Cole Model described in "COMPIIATION OF THE DIELECTRIC PROPERTIES OF BODY TISSUES AT RF AND MICROWAVE FREQUENCIES" by Camelia Gabriel in the U.S. Air Force Report AFOSR-TR-96

Frequency = 100.00 MHz

Tissue	Epsilon	Sigma
Bladder	22.651829	0.293920
Blood	76.821907	1.233151
Bone_Cancellous	27.628630	0.172498
Bone_Cortical	15.282458	0.064312
Bone_Marrow_Infiltrated	14.288048	0.159248
Bone_Marrow_Not_Infiltrated	6.487770	0.022727
Breast_Fat	5.690273	0.029951
Cartilage	55.755905	0.474566
Cerebellum	89.758575	0.790235
Cerebro_Spinal_Fluid	88.903534	2.114290
Colon(Large_Intestine)	81.793549	0.679973
Cornea	76.032104	1.036790
Dura	60.492008	0.736958
Eye_Tissue(Sclera)	67.882843	0.904454
Fat	6.073879	0.036292
Fat(Mean)	12.703341	0.068607
Gall_Bladder	78.998292	1.013696
Gall_Blid_Bile	94.958191	1.541357
Grey_Matter	80.133881	0.559412
Heart	90.817200	0.733013
Kidney	98.098824	0.810724
Lens_Cortex	55.099537	0.600257
Lens_Nucleus	44.930164	0.302978
Liver	69.021736	0.487209

<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>

Dielectric Properties of Body Tissues

SINGLE TISSUE FREQUENCY RANGE

Blood

Frequency (Hz)	Conductivity (S/m)	Relative permittivity	Loss tangent	Wavelength (m)	Penetration depth (m)
10	0.7	5200	220220	1155.2	19.22
15349	0.7	5200	130646	546.39	13.11
20119	0.7	5229.9	95225	394.13	10.12
39131	0.7	5229.9	63000	266.82	8.529
63066	0.7	5229.9	37894	171.82	6.751
100	0.7	5229.9	22822	121.95	6.116
13249	0.7	5229.7	15294	83.21	4.788
22119	0.7	5229.6	93241	236.45	37.927
39131	0.7	5229.4	60034	185.48	30.111
63094	0.7	5229.1	3792	126.45	22.951
10000	0.7	5229.6	2282.8	119.3	19.026
15349	0.7	5227.9	15.0	84.802	15.115
20119	0.7	5226.8	91291	153.93	17.090
39131	0.70001	5225.1	60146	202.53	24.617
63094	0.70002	5223.4	37969	121.52	18.229
10000	0.70004	5242.2	2281.7	213.13	16.126
15349	0.70009	5241.4	151.48	79.920	4.7073
20119	0.70022	5230.3	95305	33.72	3.8179

<http://transition.fcc.gov/oet/rfsafety/dielectric.html>

D.Andreuccetti, N.Zoppetti – VII Congresso Nazionale AIFM – Modellizzazione dell'interazione

9/21



Approssimazione quasi-statica

Le dimensioni degli oggetti coinvolti e le loro distanze mutue sono piccole rispetto alla lunghezza d'onda

La dimensione del corpo esposto è confrontabile o minore della profondità di penetrazione del campo magnetico.

Nel corpo esposto, la corrente di conduzione prevale su quella di spostamento.

$$\sigma \gg 2\pi f \epsilon \epsilon_0$$

Gli effetti di propagazione sono trascurabili: il campo elettrico e il campo magnetico possono essere calcolati utilizzando i metodi dell'elettrostatica e della magnetostatica.

Il corpo esposto non perturba significativamente il campo magnetico impresso.

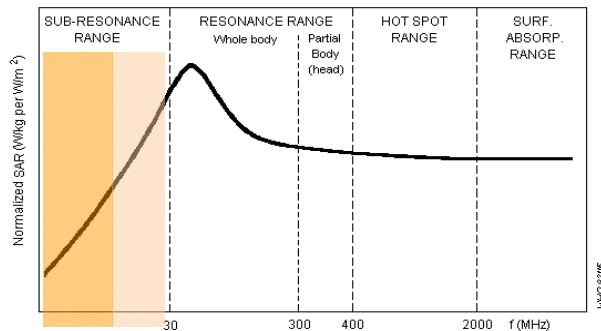
Le cariche si muovono restando in fase con i campi. Il corpo esposto è pressoché equipotenziale. Il calcolo del campo elettrico esterno è indipendente dalla soluzione del problema interno.

W.T.Kaune, J.L.Guttman and R.Kavet: "Comparison of coupling of humans to electric and magnetic fields with frequencies between 100 Hz and 100 kHz", Bioelectromagnetics vol.18, pp.67-76, 1997.

D.Andreuccetti, N.Zoppetti – VII Congresso Nazionale AIFM – Modellizzazione dell'interazione

10/21

Approssimazione quasi-statica

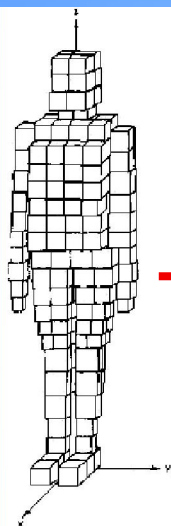


Variation of normalized SAR with frequency and related absorption characteristics in living organisms.

- Il campo magnetico prodotto dalle correnti indotte è trascurabile rispetto al campo magnetico impresso.
- Il campo elettrico ed il campo magnetico risultano disaccoppiati e quindi indipendenti: i relativi problemi possono essere affrontati separatamente.

La condizione quasi-statica è verificata a rigore fino al massimo ad alcune centinaia di chilohertz, ma si trova spesso applicata fino al limite inferiore della regione di risonanza.

Conservazione della carica nei problemi di dosimetria in regime quasi-statico



Per ogni voxel

$$\iint \mathbf{J} \cdot \hat{\mathbf{n}} dS = 0 \Rightarrow \operatorname{div} \mathbf{J} = 0$$

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}_{\text{in}}$$

Noto a partire dalla sorgente

$$\mathbf{B} = \operatorname{rot} \mathbf{A}$$

$$\operatorname{rot} \mathbf{E}_{\text{in}} = -\frac{d\mathbf{B}}{dt}$$

$$\operatorname{rot} \mathbf{E}_{\text{in}} = -\operatorname{rot} \frac{d\mathbf{A}}{dt}$$

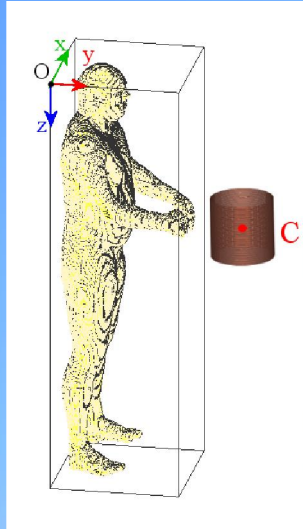
$$\mathbf{E}_{\text{in}} = -\frac{d\mathbf{A}}{dt} - \operatorname{grad} \phi$$

Incognita

$$\operatorname{div} \left\{ \sigma \left(\operatorname{grad} \phi + \frac{d\mathbf{A}}{dt} \right) \right\} = 0$$

Metodo SPFD

SPFD in regime sinusoidale: esempio

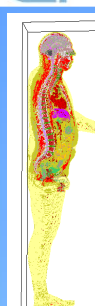


- Forno ad induzione per l'industria orafa
- Sorgente monofase di solo campo magnetico
- $F = 3450 \text{ Hz}$
- $I = 400 \text{ A}$

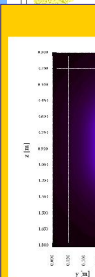


- $C_x = 0,3 \text{ m}$ – $C_y = 0,75 \text{ m}$ – $C_z = 0,75 \text{ m}$
- Raggio del cilindro-solenoido = 9 cm
- Le punte delle dita si trovano a meno di 10 cm dai conduttori (dove il campo supera 2,5 mT)
- La maggior parte del corpo è esposta oltre il livello di riferimento ICNIRP-1998 (30,7 μT)

SPFD in regime sinusoidale:



	$ J $ local peak [mA/m ²]	Current density [A/m ²]
Brain gray matter	7.59	0.025
Brain white matter	4.19	0.02
Cerebellum	11.00	0.015
Cerebro spinal fluid	112.79	0.01
Nerve & spinal chord	19.29	0.005
Fat	91.82	0.005
Heart	17.89	0.005
Muscle	235.13	0.005
Tendon	280.11	0



Restrizione di base ICNIRP-1998 @ 3450 Hz: 34,5 mA/m²

x [m]



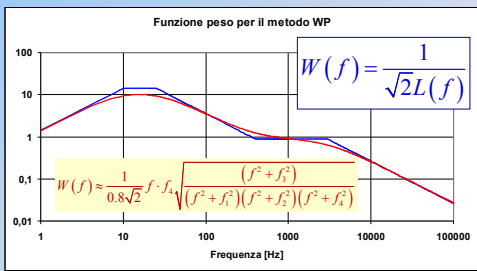
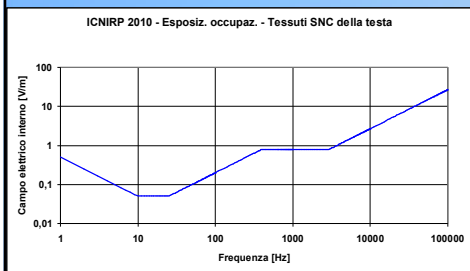
Approccio ai segnali complessi secondo ICNIRP-2003 e ICNIRP-2010: il metodo del picco ponderato

ICNIRP Statement
 GUIDANCE ON DETERMINING COMPLIANCE OF EXPOSURE TO PULSED AND COMPLEX NON-SINUSOIDAL WAVEFORMS BELOW 100 KHZ WITH ICNIRP GUIDELINES
 The International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*
 (Health Physics Mar.2003, Vol.84, No.3, pp.383-387)

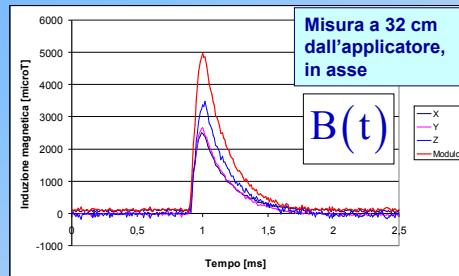
ICNIRP Guidelines
 GUIDELINES FOR LIMITING EXPOSURE TO TIME-VARYING ELECTRIC AND MAGNETIC FIELDS (1 Hz TO 100 kHz)
 International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection*
 (Health Physics Dec.2010, Vol.99, No.6, pp.818-836)

Il metodo consiste nel combinare opportunamente i vari contributi spettrali della grandezza "G" considerata, **pesando ognuno in rapporto al valore limite alla frequenza corrispondente.**

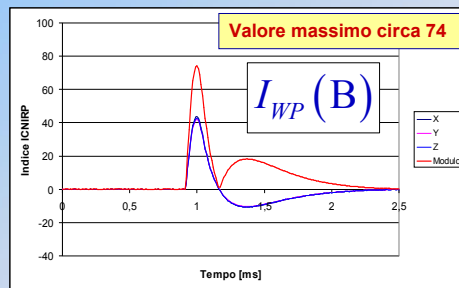
$$I_{WP}(G) = \left| \sum W(f_i) G_i^{pk} \cos[2\pi f_i t + \theta_i + \varphi(f_i)] \right| \leq 1$$



Un esempio semplice ma sorprendente: la stimolazione magnetica transcranica



Analisi nel dominio del tempo: **metodo del picco ponderato in hardware (Narda ELT-400)**



Forme d'onda complesse: il metodo del picco ponderato nella dosimetria SPFD

- Il **metodo del picco ponderato** può essere applicato anche nel **dominio del tempo**, utilizzando filtri hardware che forniscano la necessaria risposta in frequenza, oppure simulando gli stessi attraverso un funzionale Γ_{10} **implementato per via numerica**.

$$\text{div} \left\{ \sigma \left(\text{grad} \phi + \frac{d\mathbf{A}}{dt} \right) \right\} = 0$$

se $\mathbf{B} = \mathbf{B}_0(\mathbf{r}) f(t)$ allora

$$\mathbf{A} = \mathbf{A}_0(\mathbf{r}) f(t) \quad \text{con} \quad \mathbf{B}_0(\mathbf{r}) = \text{rot} \mathbf{A}_0(\mathbf{r})$$

pongo $g(t) = \frac{df(t)}{dt}$

$$\frac{d\mathbf{A}}{dt} = \mathbf{A}_0(\mathbf{r}) g(t) \quad \text{e} \quad \phi = \phi_0(\mathbf{r}) g(t)$$

$$\text{div} \left\{ \sigma \left(\text{grad} (\phi_0(\mathbf{r})) + \mathbf{A}_0(\mathbf{r}) \right) \right\} = 0$$

$$\mathbf{E}_{in} = -\frac{d\mathbf{A}}{dt} - \text{grad} \phi = -[\mathbf{A}_0(\mathbf{r}) + \text{grad} \phi_0(\mathbf{r})] g(t)$$

$$I_{WP}(E_{in}) = -[\mathbf{A}_0(\mathbf{r}) + \text{grad} \phi_0(\mathbf{r})] \Gamma_{10} [g(t)]$$

Valutazione dosimetrica sui campi di gradiente in RM

Caratterizzazione dell'andamento nel tempo del campo magnetico dovuto alle bobine di gradiente in un punto di misura prefissato

Analisi nel dominio del tempo:
metodo del picco ponderato in software

ICNIRP guidelines
Metodo del picco ponderato

SPFD

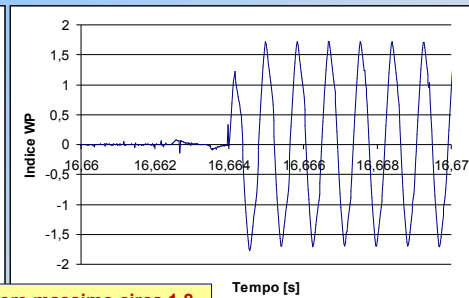
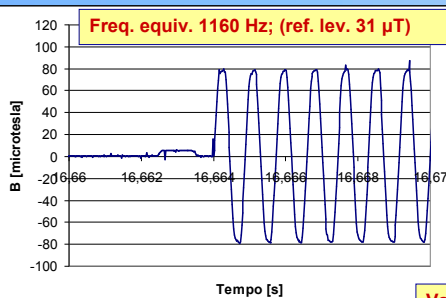
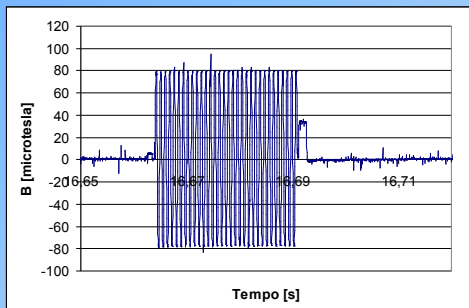
Postprocessing e determinazione di $I_{WP}(E_{in})$

Modello voxel del corpo umano



Dosimetria su RM - Metodo del picco ponderato in software

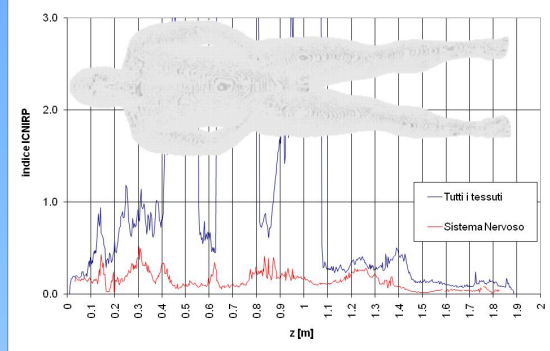
Campagna di misure presso Ospedale Fatebenefratelli Isola Tiberina (25 luglio 2009). Apparato RM-2 PHILIPS ACHIEVA NOVA 1,5T. Campo di gradiente presso l'imboccatura del bore. Sequenza "X1" (EPI Assiale con 21 fette di 0,5 mm ripetuta a ciclo continuo), comp. Z.



Valore massimo circa 1.8

Esempio di risultati dosimetrici

Valore massimo sulle sezioni assiali dell'indice $I_{WP}(E_{in})$



Tessuto	MINIMO	MASSIMO	MEDIA	MEDIANA	1%-ile	99%-ile
Materia grigia cerebrale	0.000	0.188	0.058	0.055	0.010	0.136
Materia bianca cerebrale	0.000	0.179	0.064	0.064	0.008	0.133
Cervelletto	0.000	0.340	0.066	0.053	0.010	0.228
Nervi	0.000	0.519	0.095	0.075	0.013	0.303

Indice $I_{WP}(E_{in})$ riferito alla media volumetrica



E' TUTTO, GRAZIE!

L'attività di ricerca alla base dei concetti e degli esempi discussi in questa relazione è stata svolta dagli autori nell'ambito dei seguenti progetti e contratti:

Contratto di ricerca con **ISPESL** per l'Utilizzo di tecniche di dosimetria numerica per la valutazione dell'esposizione a campi elettromagnetici degli operatori sanitari operanti su apparati di risonanza magnetica (inclusa la pratica interventistica), nel quadro delle disposizioni della direttiva 2004/40/CE (2008-2010).

Contratto con **TRENITALIA** per la Valutazione della densità di corrente elettrica indotta nell'organismo di un lavoratore esposto al campo magnetico a bassa frequenza a bordo del materiale rotabile Ale 724 (2008-2011).

Convenzione con **ISPRA** per una Attività di studio in materia di campi elettromagnetici (2009-2010).

Convenzione con **Azienda USL7 di Siena** per una Collaborazione in tema di rischi occupazionali derivanti da agenti fisici - campi elettromagnetici (2009-2011).

Convenzione con **ISPESL** per l'Utilizzo di tecniche di calcolo numerico finalizzate alla valutazione dell'esposizione occupazionale in risonanza magnetica (2010-2011).

Progetto **SITES-P2** parte del programma strategico *Sicurezza e Tecnologie Sanitarie* del Ministero della Salute (2010-2012).