

POLITECNICO DI TORINO

LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA  
ELETTRICA

A.A. 2025/2026

---

**Interazioni Elettromagnetiche con Sistemi  
Biologici.**

Sessione di Laurea Marzo 2026

---



**Politecnico  
di Torino**

*Relatore:*

Aldo CANOVA

*Correlatore:*

Marco CAVAGLIÀ

*Autore:*

Eugenio DE GAETANO

19 Marzo 2026



# Abstract

Questa tesi analizza l'interazione tra campi elettromagnetici (EMF) e sistemi biologici attraverso un approccio che combina modellazione elettromagnetica, dosimetria numerica e revisione critica delle evidenze biofisiche e cliniche. Partendo dalle equazioni di Maxwell e dai modelli costitutivi dei tessuti biologici, viene sviluppato un framework multiscala in grado di descrivere l'accoppiamento tra campo applicato e campo indotto nei diversi regimi di frequenza, dalle basse frequenze (ELF/LF) fino alle radiofrequenze e alle onde millimetriche.

La trattazione include la caratterizzazione delle proprietà dielettriche dei tessuti, l'analisi dei meccanismi di assorbimento energetico, la distribuzione dei campi elettrici indotti in modelli anatomici realistici e la valutazione dei possibili effetti biologici, distinguendo tra meccanismi termici e non termici. Particolare attenzione è dedicata ai fenomeni di risposta non lineare come la modulazione dei flussi ionici e del calcio intracellulare.

I risultati numerici, ottenuti tramite simulazioni software come MATLAB e FEMM, vengono confrontati con le normative internazionali (ICNIRP, IEEE) e con i dati sperimentali presenti in letteratura. L'obiettivo è quello di fornire una visione quantitativa e fisicamente coerente dell'interazione EMF-biologia.

Il lavoro propone infine una prospettiva unificata che integra aspetti elettromagnetici, biofisici e regolatori, contribuendo alla comprensione dei meccanismi di interazione e delle implicazioni per la salute e le applicazioni biomedicali.

# Indice

<b>I</b>	<b>Fondamenti e Strumenti</b>	<b>1</b>
<b>1</b>	<b>Il Cammino dello Spettro Elettromagnetico</b>	<b>2</b>
1.1	Dalle Origini all'Elettromagnetismo Classico . . . . .	2
1.2	Il Campo Magnetico Terrestre . . . . .	3
1.3	Le Telecomunicazioni e l'Ambiente Elettromagnetico Moderno . . . . .	5
<b>2</b>	<b>Fisica dei Campi EM nei Sistemi Biologici</b>	<b>8</b>
2.1	Equazioni di Maxwell e Regimi Quasi Statici . . . . .	8
2.2	Near-Field vs Far-Field, Impedenza Intrinseca e Penetrazione . . . . .	16
2.3	Definizione di Dose: SAR, Densità di Potenza, Correnti Indotte . . . . .	19
<b>3</b>	<b>Proprietà Elettromagnetiche dei Tessuti e Interfacce</b>	<b>22</b>
3.1	Permittività Complessa e Conduttività dei Tessuti . . . . .	25
3.2	Fenomeni alle Interfacce Biologiche . . . . .	28
3.3	TransMembrane Potential and Electroporation . . . . .	29
3.4	Misura e Modellizzazione delle Proprietà Elettromagnetiche . . . . .	32
3.5	Implicazioni Applicative e Prospettive . . . . .	32
<b>II</b>	<b>Meccanismi di Accoppiamento per Banda di Frequenza</b>	<b>34</b>
<b>4</b>	<b>ELF e Quasi-Statico (1 Hz–100 kHz)</b>	<b>35</b>
4.1	Interazione ELF/LF con il Corpo Umano: Principi Generali . . . . .	35
4.2	Basic Restrictions e Reference Levels, linee guida ICNIRP 2010 . . . . .	37
4.3	Case Study — Modello Interazione Stazione Elettrica e Corpo Umano . . . . .	40
4.3.1	Importazione e classificazione della geometria dei conduttori . . . . .	41
4.3.2	Ricostruzione della connettività, creazione degli spazi primali e assegnazione materiale. . . . .	42
4.3.3	Unificazione delle tre fasi in un dominio unico . . . . .	43
4.3.4	Integrazione del modello umano e definizione dello spazio 2D . . . . .	44
4.3.5	Costruzione delle matrici SPIE e accoppiamento conduttori–corpo umano . . . . .	44
4.3.6	Assegnazione dei potenziali trifase complessi . . . . .	45
4.3.7	Condizioni al contorno e soluzione del sistema . . . . .	46
4.3.8	Visualizzazione dei risultati . . . . .	46
4.3.9	Costruzione modello FEMM tramite MATLAB . . . . .	49
4.3.10	Analisi simulazione ambiente elettrostatico . . . . .	54

4.3.11	Benchmark tra FEMM e implementazione MATLAB basata sul metodo di Tonti . . . . .	58
4.3.12	Derivazione della formulazione matriciale per il problema quasi-statico . . . . .	61
4.3.13	Calcolo intensità del campo elettrico sul modello umano: risultati	63
4.3.14	Analisi di sensitività rispetto alla discretizzazione e alla strategia di interpolazione . . . . .	66
4.3.15	Conclusioni . . . . .	72
<b>5</b>	<b>Bassa-RF e RF (3 kHz–300 GHz)</b>	<b>73</b>
5.1	Meccanismi di Interazione . . . . .	73
5.2	Dosimetria e Grandezze di Esposizione . . . . .	74
5.3	Metodi di Valutazione dell'Esposizione . . . . .	78
5.4	Linee Guida e Criteri di Sicurezza . . . . .	83
<b>6</b>	<b>mmWaves (30 GHz–300 GHz) e THz (100 GHz–1 THz)</b>	<b>86</b>
6.1	Proprietà Fisiche e Meccanismi di Propagazione nei Tessuti . . . . .	86
6.2	Interazione Molecolare e Dinamiche al Picosecondo . . . . .	89
6.3	Applicazioni, Sorgenti e Tecnologie di Generazione della Radiazione THz	93
6.4	Interazione THz–Tessuti Cutanei . . . . .	96
6.5	Analisi del Danno Termico e Modelli di Valutazione . . . . .	98
6.6	Progetto THz-Bridge: Oltre l'Effetto Termico . . . . .	103
<b>7</b>	<b>Dalla Fisica del Campo alla Risposta del Vivente: Sintesi dei Regimi di Accoppiamento e delle Evidenze Scientifiche</b>	<b>107</b>
7.1	Riassunto Bande di Frequenza, Meccanismi di Accoppiamento e Grandezze Dosimetriche . . . . .	107
7.2	Evidenze Sperimentali e Teoriche dell'Esposizione a Campi Elettromagnetici . . . . .	107
<b>III</b>	<b>Evidenze Biologiche, Cliniche e Applicative</b>	<b>114</b>
<b>8</b>	<b>Effetti Indotti in Sistemi Biologici da Campi Elettromagnetici</b>	<b>115</b>
8.1	Evidenze Biologiche Sperimentali . . . . .	115
8.2	Evidenze Cliniche e Applicative . . . . .	118
8.3	Limiti dei Modelli Dosimetrici e Interpretativi Attuali . . . . .	120
8.4	Il Sistema Biologico come Sistema Attivo Fuori Equilibrio . . . . .	122
8.5	Verso un Framework Multiscala per lo Studio dell'Interazione EMF–Biologia . . . . .	124
	<b>Ringraziamenti</b>	<b>129</b>
<b>A</b>	<b>Metodo delle cariche immagine e formulazione SPIE</b>	<b>131</b>
A.1	Metodo delle cariche immagine di Maxwell . . . . .	131
A.2	Formulazione integrale e Surface Potential Integral Equation . . . . .	133
A.3	Struttura matriciale della formulazione SPIE . . . . .	133

---

<b>B Basic Restrictions nelle linee guida ICNIRP</b>	<b>135</b>
--	------------

# Elenco delle figure

1.1	I principali personaggi dell'elettromagnetismo. Riprodotto da (Enzo Tonti, 2000). . . . .	3
1.2	Schema delle fasce di radiazione di Van Allen attorno alla Terra e delle particelle cariche intrappolate dal campo magnetico terrestre (Copyright © Addison Wesley Longman, Inc.). . . . .	4
1.3	Storia evolutiva delle piante e confronto tra la polarità del campo geomagnetico (GMF) e la diversificazione delle angiosperme. Riprodotto da (Occhipinti e Santis, 2014). . . . .	5
2.1	Propagazione di una onda EM. . . . .	8
2.2	Grafico dello spettro EM. . . . .	9
2.3	Correnti parassite circolanti indotte all'interno di un modello omogeneo prolato del corpo umano immerso in un campo magnetico uniforme orizzontale o verticale. Immagine tratta da (Lin, 2012). . . . .	13
2.4	Accoppiamento di campi elettrici e magnetici a bassa frequenza con un modello sferico omogeneo di tessuto biologico. Riprodotto da (Lin, 2012). . . . .	13
2.5	Basic Restrictions per l'esposizione della popolazione generale e dei lavoratori in termini di intensità del campo elettrico interno relative agli effetti sul sistema nervoso centrale (CNS) e sul sistema nervoso periferico (PNS). Da (ICNIRP, 2010). . . . .	14
2.6	Effetto di impulsi elettrici con diversa durata ma uguale energia specifica. A sinistra: impulsi di durata $7 \mu s$ con ampiezza di campo pari a $1.1 \text{ kV/cm}$ ; a destra: impulsi di $60 \text{ ns}$ con ampiezza di $60 \text{ kV/cm}$ . I parametri elettrici sono stati scelti in modo da mantenere costante l'energia elettrica per entrambi i casi. Da (Gowrishankar et al., 2006). . . . .	15
2.7	Flusso di energia elettromagnetica da un'antenna a dipolo: le frecce rappresentano la direzione del flusso di energia in istanti successivi nel tempo. Immagine tratta da (Lin, 2012). . . . .	16
2.8	Esposizione di un essere umano ad una sorgente emettitrice di onde EM. Immagine tratta da (Università degli Studi di Parma, 2018). . . . .	18
3.1	Schema del modello cellulare sferoidale utilizzato per il calcolo del potenziale transmembrana in presenza di un campo elettrico esterno con orientazione arbitraria. Riprodotto da (Qin Hu e Joshi, 2009). . . . .	23

3.2	Diverse risoluzioni nei modelli di simulazione basati su particelle delle membrane lipidiche. Al livello <i>all-atom</i> (AA) tutti gli atomi sono rappresentati esplicitamente. Con il <i>coarse-graining</i> , piccoli gruppi di atomi e gli idrogeni associati sono rappresentati mediante particelle coarse-grain (CG). Riducendo ulteriormente la risoluzione al livello supra-CG, lipidi e proteine sono rappresentati solo qualitativamente tramite modelli a poche particelle, mentre il solvente è trattato implicitamente. Un'ulteriore riduzione della risoluzione si ottiene integrando anche le particelle lipidiche tramite approcci di campo medio ( <i>mean-field</i> ). Riprodotto da (Marrink et al., 2019). . . . .	24
3.3	Permittività dielettrica e conducibilità elettrica di materiali biologici simili al tessuto muscolare in funzione della frequenza. Immagine tratta da (Lin, 2012). . . . .	27
3.4	Simulazione del potenziale transmembrana in una cellula prolate double-shelled sottoposta a impulso trapezoidale da 100 kV/cm con rise, fall, e ON time di 1.5, 1.5 e 10 ns rispettivamente. Figura adattata da (Joshi e Schoenbach, 2012), originariamente in (Qin Hu e Joshi, 2009). . . . .	29
3.5	(a) Potenziale transmembrana su membrana plasmatica esterna (linea continua) e mitocondriale interna (linea tratteggiata) per un impulso trapezoidale da 300 ns. (b) Stessa analisi per un impulso da 11 ns. Il potenziale della membrana interna supera quello della membrana esterna. La membrana interna è assunta con spessore pari alla metà della membrana plasmatica. Dati tratti da (Joshi, Q. Hu et al., 2004). . . . .	31
4.1	Densità di corrente indotta in un modello umano esposto a campi elettrici e magnetici in extremely low-frequency (ELF) (Reilly, 1998). La figura (a) mostra le perturbazioni dei campi elettrici in una persona esposta a un campo elettrico ELF. Le frecce all'interno del corpo indicano la direzione e l'intensità dei campi elettrici interni indotti e delle correnti corporee. La figura (b) mostra le distribuzioni delle correnti indotte internamente in una persona esposta a un campo magnetico ELF. La direzione del campo magnetico è parallela all'asse longitudinale del corpo (campo verticale a sinistra) e perpendicolare alla parte frontale del corpo (campo frontale a destra). Da (Shigemitsu e Yamazaki, 2012). . . . .	36
4.2	(a) Livelli di riferimento per l'esposizione a campi magnetici variabili nel tempo. (b) Livelli di riferimento per l'esposizione a campi elettrici variabili nel tempo. Da (ICNIRP, 2010). . . . .	39
4.3	Geometria della primal relativa alla fase verde del sistema trifase. Le linee mostrano la discretizzazione dei conduttori e la loro disposizione spaziale lungo la tratta considerata. . . . .	43
4.4	Primal tridimensionale unificata delle tre fasi del sistema trifase. Le tre linee conduttrici, rappresentate rispettivamente in rosso, verde e blu, mostrano la discretizzazione spaziale dei conduttori utilizzata per la generazione del modello numerico. I punti neri evidenziano i nodi del modello e la connettività tra i segmenti. . . . .	44
4.5	Distribuzione del potenziale reale sui conduttori del modello trifase. Il gradiente cromatico indica i valori del potenziale nei diversi segmenti. . . . .	46

4.6	Distribuzione tridimensionale della densità di carica indotta nel modello umano. La figura mostra la componente reale (a) e la componente immaginaria (b) della densità di carica $\rho$ . I valori massimi, evidenziati nella legenda grafica, si concentrano prevalentemente nella regione cranica.	47
4.7	Distribuzione tridimensionale della densità di carica sui conduttori del sistema trifase. La figura mostra la componente reale (a) e quella immaginaria (b) della densità di carica $\rho$ , espressa in $C/m^3$ .	48
4.8	Contorno del modello umano nel dominio assialsimmetrico implementato in FEMM. La geometria è ottenuta tramite una spezzata di punti che definisce il profilo del corpo, utilizzato per la generazione della mesh e per il calcolo dei campi lungo il contorno.	49
4.9	Geometria del modello assialsimmetrico implementato in FEMM, con identificazione delle regioni di interesse (aria, conduttore e corpo umano) e mesh triangolare generata automaticamente. La discretizzazione più fitta è applicata nelle zone prossime al conduttore e al profilo umano, dove è richiesta una sensibilità del sistema maggiore.	50
4.10	Ambiente di post-processing FEMM per il caso <i>current flow</i> . È mostrata la distribuzione del potenziale elettrico $ V $ nel dominio assialsimmetrico calcolata a 50 Hz. Il conduttore alimentato (400 V) genera superfici equipotenziali concentriche, mentre nelle zone lontane dalla sorgente il campo risulta pressoché uniforme. La mesh utilizzata comprende circa 290 000 nodi e 579 000 elementi, come indicato dalla finestra di output. A destra è riportata la barra cromatica dei valori di potenziale impiegata nella visualizzazione.	51
4.11	Andamento della componente normale del campo elettrico $E_n$ lungo il contorno del modello umano. Il valore assoluto (nero) e la parte reale (blu) mostrano le variazioni del campo in corrispondenza delle diverse regioni anatomiche, mentre la componente immaginaria (verde) si mantiene prossima allo zero. Ciò conferma che, nel regime ELF a 50 Hz, la risposta del corpo umano è dominata dalla conducibilità elettrica, con effetti capacitivi trascurabili.	52
4.12	Distribuzione lungo il profilo umano delle componenti reale (a) e immaginaria (b) di $\sigma = \varepsilon E$ . La componente reale riflette principalmente il contributo conduttivo del campo elettrico quasi-statico, mentre la componente immaginaria, di vari ordini di grandezza inferiore, evidenzia il ridotto peso dei fenomeni capacitivi a 50 Hz. I picchi visibili sono associati alle regioni anatomiche dove variano la curvatura del profilo e la direzione della componente normale del campo.	53
4.13	Andamento della componente normale del campo elettrico $E_n$ lungo il contorno dell'essere umano nel caso elettrostatico. Le forti variazioni iniziali sono associate alle zone a maggiore curvatura, mentre nelle regioni centrali del corpo il campo normale risulta più uniforme.	56
4.14	Andamento della componente tangenziale del campo elettrico $E_t$ lungo il contorno del modello umano. La componente tangenziale risulta significativa solo localmente, mentre tende a valori prossimi allo zero lungo gran parte del profilo corporeo.	56

4.15	Andamento del modulo del campo elettrico $ E $ lungo il contorno del modello umano. I valori massimi sono localizzati nelle regioni a maggiore curvatura e più prossime alla sorgente, mentre il campo si riduce gradualmente lungo il resto del profilo. . . . .	57
4.16	Componente reale e immaginaria della quantità $\sigma = \varepsilon E$ lungo il profilo corporeo nel caso elettrostatico. La parte reale domina il comportamento della soluzione, mentre la componente immaginaria risulta trascurabile, come atteso in regime statico, indicando l'assenza di contributi capacitivi significativi. . . . .	58
4.17	Configurazione geometrica del benchmark: conduttore sospeso e modello umano, coerente con la geometria implementata precedentemente su FEMM. . . . .	58
4.18	Confronto tra la densità di carica superficiale $\sigma$ ottenuta con FEMM e con il metodo di Tonti in MATLAB: (sopra) problema in corrente, (sotto) problema elettrostatico. . . . .	60
4.19	Andamento del modulo del campo elettrico indotto lungo il profilo verticale del modello umano. Il confronto è effettuato tra la soluzione ottenuta mediante FEMM e quella calcolata con il metodo Tonti. La buona sovrapposizione delle due curve lungo l'intero profilo conferma la correttezza della pipeline numerica proposta e la coerenza del metodo Tonti nel calcolo del campo elettrico in regime quasistatico. . . . .	65
4.20	Andamento del modulo del campo elettrico indotto lungo il profilo verticale del modello umano nel caso studio dell'essere umano inserito in prossimità della stazione elettrica. Si osserva la presenza di massimi locali del campo elettrico in corrispondenza della regione del collo e delle caviglie, attribuibili alla non uniformità della distribuzione di carica superficiale lungo il profilo corporeo e alla conseguente intensificazione dei gradienti di potenziale in tali zone. . . . .	66
4.21	Distribuzione spaziale dell'errore assoluto $ \sigma_{\text{fine}} - \sigma_{\text{ref}} $ per i diversi casi di interpolazione e estrapolazione. . . . .	68
4.22	Distribuzione spaziale dell'errore assoluto $ \sigma_{\text{fine}} - \sigma_{\text{ref}} $ per i diversi casi di interpolazione e estrapolazione. . . . .	68
4.23	Confronto tra densità di carica superficiale: FEMM, Tonti <i>coarse</i> e Tonti <i>fine</i> (diverse strategie di interpolazione). . . . .	69
4.24	Confronto del modulo del campo elettrico lungo il profilo verticale per carica FEMM, carica <i>coarse</i> e carica <i>fine</i> . . . . .	70
4.25	Profilo del campo elettrico $ E_z $ per le diverse strategie di interpolazione/estrapolazione. . . . .	70
4.26	Andamento del valore assoluto dell'errore tra il campo elettrico calcolato tramite i diversi metodi di interpolazione/estrapolazione e il campo elettrico calcolato tramite FEMM. . . . .	71
4.27	Profilo del modulo del campo elettrico lungo l'asse verticale nel modello della stazione di conversione per carica superficiale <i>coarse</i> e <i>fine</i> . . . . .	72

5.1	Rappresentazione schematica dei principali meccanismi di interazione tra i campi elettromagnetici (EMF) e i sistemi biologici. Gli effetti termici derivano dall'assorbimento di energia e dal conseguente riscaldamento dei tessuti, mentre gli effetti non termici sono associati ai campi elettrici indotti e alle oscillazioni molecolari guidate dal campo che possono perturbare i gradienti elettrochimici. Entrambe le vie possono favorire la generazione di specie reattive dell'ossigeno (ROS), conducendo a perossidazione lipidica, ossidazione delle proteine e danni al DNA, processi che possono infine innescare meccanismi apoptotici. Il diagramma riassume i meccanismi discussi in studi sperimentali e articoli di revisione sulle interazioni bioelettromagnetiche e sullo stress ossidativo. Riprodotto da (Haroon et al., 2025). . . . .	74
5.2	Distribuzione del SAR nella testa di un giovane adulto maschio esposto a un telefono cellulare a 902 MHz, che mostra un assorbimento localizzato nella corteccia temporale; 0 dB corrisponde a $1.25 \text{ W kg}^{-1}$ . Immagine tratta da (Kwon, Hämäläinen e Jääskeläinen, 2008). . . . .	76
5.3	Modello anatomico multistrato utilizzato per la dosimetria elettromagnetica in gravidanza. La struttura è composta da strati planari successivi che rappresentano, dall'esterno verso l'interno: pelle, ipoderma, muscolo, utero, placenta, liquido amniotico (modellato come liquido cerebrospinale, CSF) e feto (modellato come tessuto muscolare). Questa geometria stratificata semplificata è stata adottata per studiare la penetrazione del campo e l'assorbimento di energia nei tessuti materni e fetali in condizioni di esposizione a radiofrequenza. Riprodotto da (Wiart et al., 2005). . . . .	78
5.4	Panoramica dei modelli di donna in gravidanza, analitici e basati su voxel, utilizzati negli studi di esposizione elettromagnetica e dosimetria: (a) modello analitico multistrato (Wu et al., 2006); (b) modello anatomico basato su risonanza magnetica (MRI) (Hand et al., 2006); (c) modello analitico di donna in gravidanza (Dimbylow, 2007); (d,f) modelli di donna in gravidanza a corpo intero basati su voxel (Nagaoka, Watanabe, Sakurai, Kunieda e Taki, 2006; Nagaoka, Watanabe, Sakurai, Kunieda, Watanabe et al., 2007); (e) regione di esposizione localizzata in geometria voxel (Kainz et al., 2003); (g) modello analitico in sezione trasversale di donna in gravidanza. Immagini riprodotte da (Dimbylow, 2006). . . . .	79
5.5	Esempi di fantocci anatomici umani e di approcci di modellazione multiscala utilizzati nella dosimetria elettromagnetica e nelle simulazioni biomediche. (a) Fantocci computazionali di riferimento di tipo voxel ICRP-110 (sinistra) e fantocci computazionali di riferimento di tipo mesh ICRP in fase di sviluppo (destra). Da (H. Kim et al., 2017). (b) Modello voxel del polmone (sinistra) e modello PM del polmone (destra) per il fantoccio maschile. Riprodotto da (H. Kim et al., 2017). . . . .	80
5.6	Modello umano basato su voxel <i>Hugo</i> : viste in sezione e a mezzo busto. Immagine tratta da (Canicatti et al., 2021). . . . .	81

- 5.7 Fantocci fisici eterogenei utilizzati negli studi sperimentali di bioelettromagnetismo. (a) Fantoccio eterogeneo a corpo intero che riproduce i principali compartimenti tissutali e i contrasti di conducibilità interna, utilizzato per la validazione dosimetrica dei campi e delle correnti indotte (S. S. Stuchly et al., 1987). (b) Fantoccio anatomico dettagliato della testa progettato per la valutazione sperimentale dell'esposizione a radiofrequenza e della distribuzione locale del SAR nei tessuti cranici. Riprodotto da (Cleveland e Athey, 1989). . . . . 82
- 5.8 Reference Levels per l'esposizione *occupazionale* mediata nel tempo ( $\geq 6$  min) ai campi elettromagnetici nell'intervallo di frequenza 100 kHz–300 GHz. Le curve rappresentano i valori efficaci (*root-mean-square*, rms) non perturbati dell'intensità del campo elettrico, dell'intensità del campo magnetico e della densità di potenza equivalente, distinguendo tra esposizione a corpo intero (linee continue) ed esposizione localizzata (linee tratteggiate). I livelli di riferimento derivano dalle corrispondenti restrizioni di base e sono destinati alla verifica pratica della conformità. Riprodotto da (ICNIRP, 2020). . . . . 84
- 5.9 Livelli di riferimento per l'esposizione *della popolazione generale* mediata nel tempo ( $\geq 6$  min) ai campi elettromagnetici nell'intervallo di frequenza 100 kHz–300 GHz. Le curve mostrano i valori efficaci (*root-mean-square*, rms) non perturbati dell'intensità del campo elettrico, dell'intensità del campo magnetico e della densità di potenza equivalente, distinguendo tra esposizione a corpo intero (linee continue) ed esposizione localizzata (linee tratteggiate). Questi livelli di riferimento derivano dalle corrispondenti restrizioni di base e forniscono limiti conservativi per la verifica della conformità. Riprodotto da (ICNIRP, 2020). . . . . 85
- 6.1 Confronto storico tra imaging a raggi X e a onde terahertz (T-ray). (a) Prima immagine a raggi X (1895): radiografia della mano di Anna Bertha Röntgen, che evidenzia l'elevato contrasto dei tessuti ossei. (b) Prima immagine T-ray (1995): immagine terahertz di una foglia fresca e dopo 48 ore, con contrasto legato principalmente alla distribuzione del contenuto d'acqua. Le due tecniche riflettono meccanismi di interazione profondamente diversi: assorbimento ionizzante per i raggi X e risposta dielettrica molecolare per le onde THz. Riprodotto da (B. B. Hu e Nuss, 1995; Mould, 1995). . . . . 87
- 6.2 Profondità di penetrazione  $\delta$  di un campo piano a onde millimetriche nella pelle umana in funzione della frequenza. I calcoli sono stati eseguiti utilizzando un modello di pelle multistrato (modello 2). La curva superiore corrisponde alla pelle del palmo della mano, mentre le curve 1 e 2 si riferiscono alla pelle dell'avambraccio, ottenute utilizzando i valori di permittività riportati negli studi di O. P. Gandhi e Riazi (1986). I risultati evidenziano la progressiva riduzione della profondità di penetrazione all'aumentare della frequenza nella banda delle onde millimetriche, coerentemente con la transizione verso un assorbimento di energia prevalentemente superficiale. Riprodotto da (Alekseev et al., 2008). . . . . 88

6.3	Coefficiente di assorbimento dell'acqua in funzione della frequenza e immagine dei legami a idrogeno nell'acqua. I riarrangiamenti dei legami a idrogeno e i bending intermolecolari avvengono su scale temporali dei picosecondi, corrispondenti a $40\text{--}60\text{ cm}^{-1}$ . Da (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).	90
6.4	Rappresentazione schematica delle molecole d'acqua che "danzano" attorno a una molecola proteica. Da (Leitner, Havenith e Gruebele, 2008).	91
6.5	Coefficiente di assorbimento in funzione della frequenza delle basi azotate del DNA (A, C, T e G). Ogni base azotata presenta risonanze spettrali univoche nell'intervallo tra 0.5 e 4.0 THz. Immagine tratta da (Walther et al., 2002).	92
6.6	Principali applicazioni dell'imaging a onde terahertz (THz). (a) Rivelazione di un coltello occultato dietro un giornale mediante imaging THz. (b) Immagine CW a 0.2 THz di una valigetta contenente un coltello di grandi dimensioni. (c) Immagine visibile di cute cancerosa (sinistra) e sana (destra). (d) Immagine THz corrispondente di cute cancerosa (sinistra) e sana (destra), che evidenzia il contrasto legato al contenuto d'acqua e alle proprietà dielettriche dei tessuti. (e) Confronto tra immagine istologica visibile (sinistra) e immagine THz (destra) di carcinoma squamocellulare del tessuto polmonare. (f) Imaging THz riflettivo di ustioni cutanee su modello suino: configurazione sperimentale (in alto), fotografia della lesione (sinistra) e immagine THz attraverso strati di garza medica (destra). Le immagini dimostrano il potenziale delle onde THz per applicazioni di sicurezza, diagnostica biomedica e valutazione non invasiva dei tessuti. Immagini tratte da (Brun et al., 2010; Clery, 2002; Karpowicz et al., 2005; Taylor et al., 2008; Woodward et al., 2003).	94
6.7	Rappresentazione schematica di un fascio di luce THz incidente sulla pelle con un angolo $\theta_i$ . Una parte del fascio THz viene riflessa specularmente con un angolo $\theta_r$ , mentre la parte rimanente viene trasmessa con un angolo $\theta_t$ . Riprodotto da (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).	97
6.8	Effetti termici correlati a ciascuna zona di danno termico. Riprodotto da (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).	99
6.9	Confronto tra i livelli di riferimento ICNIRP per il pubblico generale nelle edizioni 1998, 2010 e 2020, che mostra l'evoluzione dei limiti di campo elettrico e di densità di potenza in funzione della frequenza. Riprodotto da (ICNIRP, 2020).	103
6.10	Confronto dei profili di espressione genica (microarray) per cellule Jurkat esposte a radiazione THz ( $2.52\text{ THz}$ , $636\text{ mW cm}^{-2}$ , 40 minuti) e stress termico ( $44^\circ\text{C}$ per 40 minuti). Entrambi i gruppi di esposizione hanno mostrato profili dosimetrici temperatura-tempo identici (incrementi di temperatura di $6.0^\circ\text{C}$ ). Riprodotto da (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).	106

- 8.1 Rappresentazione schematica dei percorsi di trasduzione del segnale indotti da campi magnetici (MF). Viene evidenziato il ruolo centrale dei canali del calcio voltaggio-dipendenti (VGCC) e la cascata di eventi biochimici che collega l'interazione primaria a livello di membrana con le risposte biologiche a valle. Immagine tratta da (Y. Zhang et al., 2023). 116
- 8.2 L'esposizione a campi elettromagnetici a radiofrequenza (RF-EMF) ha indotto un aumento della produzione di specie reattive dell'ossigeno (ROS) in cellule HaCaT. Le cellule sono state esposte a RF-EMF (1760 MHz, SAR di 4.0  $W/kg$ ) per 2 ore al giorno su un periodo di 4 giorni. L'esposizione a radiazioni ultraviolette A (UVA; 365 nm, 6 W per 3 ore) è stata impiegata come controllo positivo per la generazione di ROS. (A) I livelli di ROS sono stati misurati tramite la sonda fluorescente 2', 7'-diclorofluoresceina diacetato (DCF-DA); le intensità di fluorescenza sono state analizzate mediante software ImageJ. Le barre indicano la media  $\pm$  SEM. La significatività statistica è stata valutata tramite t-test di Student a due code non accoppiato (\*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ , \*\*\*\* $p < 0.0001$ ). (B) Analisi dei livelli cellulari di ROS tramite citometria a flusso dopo trattamento con DCF-DA. Controllo negativo (N.C.): cellule non trattate con DCF-DA ( $n = 3$ ). Riprodotto da (J. Kim et al., 2021). 117
- 8.3 Target cerebrale e modello della distribuzione spaziale del campo. (a) Immagine anatomica ottenuta tramite risonanza magnetica (sinistra) e modelli 3D del cranio di un primate (destra) che indicano, rispettivamente, la traiettoria dell'elettrodo durante le registrazioni (linea rossa tratteggiata) e il metodo di posizionamento della bobina (coil). Il pannello di destra mostra una vista dall'alto (sinistra) e una vista laterale (destra) del modello 3D. Durante gli esperimenti, una bobina TMS figure-of-eight da 25 mm (nera) è stata ancorata rigidamente al cranio per consentire un posizionamento preciso e riproducibile tra le diverse sessioni di registrazione. Due aste di guida sono state fissate all'impianto cranico basandosi sulle coordinate del target corticale stimate tramite risonanza magnetica (MRI). (b) Campo elettrico indotto dalla TMS modellato con simNIBS. Sinistra: modello ruotato del cervello che indica la distribuzione del campo elettrico normalizzato (diffusione spaziale) calcolata per la bobina D25. Il punto bianco indica il centro della stimolazione (centro della bobina). Destra: sezione coronale del cervello attraverso l'area PFG. Da (Romero et al., 2019). . . . . 119
- 8.4 Confronto multiscala tra (a) la realtà biologica (Wakim e Grewal, 2020), (b) la complessità computazionale dei modelli atomistici (Blog, 2022) e (c) la semplificazione necessaria della dosimetria macroscopica a voxel (Palombini et al., 2020). . . . . 121
- 8.5 Rappresentazione circuitale della membrana cellulare (Modello a parametri concentrati). La corrente totale  $I_m$  indotta dallo stimolo elettromagnetico esterno si ripartisce in due componenti fondamentali: la corrente capacitiva  $I_c$ , associata alla variazione della carica sulla capacità del bilayer lipidico ( $C_m$ ), e la corrente ionica  $I_i$  ( $I_r$ ), che rappresenta il flusso di ioni attraverso i canali proteici di membrana, modellizzati come una resistenza  $R$  (o conduttanza  $G$ ). Adattato da (Hodgkin e Huxley, 1952). 123

- 8.6 Mappa di allineamento in frequenza tra diverse scale (log–log) che evidenzia possibili zone di accoppiamento. La mappa rappresenta la frequenza (asse x, 0.1 Hz– $10^9$  Hz, scala logaritmica) in funzione di una scala spaziale rappresentativa (asse y,  $10^{-9}$ – $10^{-1}$  m, scala logaritmica). Barre orizzontali colorate indicano le bande EEG canoniche ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) e le pulsazioni del liquido cerebrospinale (CSF) (0.1–1 Hz) con armoniche cardiache di ordine superiore (10–30 Hz). Bande tratteggiate indicano le risonanze di Schumann ( $\approx 7.83, 14, 20, 26$  Hz). La barra arancione rappresenta i modi vibrazionali dei microtubuli nell’intervallo MHz–GHz. Le regioni ombreggiate individuano zone verificabili sperimentalmente in cui possono verificarsi meccanismi di accoppiamento tra scale diverse: (i) sovrapposizione  $\theta$ – $\alpha$  con le pulsazioni del CSF, (ii) banda  $\alpha$  in corrispondenza della fondamentale di Schumann, (iii) banda  $\beta$  che attraversa armoniche superiori delle SR, e (iv) componenti di battimento o di involuppo proiettate verso il basso ( $\Delta f = |f_1 - f_2|$ ) da modi microscopici kHz–GHz verso l’intervallo Hz–decine di Hz tramite selezione di cavità. Gli assi sono in scala logaritmica; l’altezza delle barre indica un livello anatomico approssimativo piuttosto che la lunghezza d’onda. Da (Cavaglia e Tuszynski, 2026). . . . . 127
- A.1 Rappresentazione del metodo delle cariche immagine per conduttori sospesi sopra il terreno. I conduttori reali generano cariche immagine speculari di segno opposto rispetto al piano del terreno. Da (Dispense del corso di Elettromagnetismo Applicato, 2026). . . . . 132

# Elenco delle tabelle

2.1	Suddivisione delle bande di frequenza e corrispondenti lunghezze d'onda approssimate. . . . .	10
3.1	Principali bande di dispersione dielettrica nei tessuti biologici (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; Lin, 2012). . . . .	26
3.2	Costante dielettrica e conducibilità di diversi tessuti biologici per campi a radiofrequenza utilizzati nei telefoni cellulari nella banda 800–900 MHz. Tabella originariamente in (Lin, 2000). . . . .	28
4.1	Principali grandezze fisiche utilizzate per la valutazione delle BR e RL.	37
4.2	Reference Levels ICNIRP a 50 Hz (ICNIRP, 2010). . . . .	38
4.3	Livelli di riferimento per le correnti di contatto variabili nel tempo provenienti da oggetti conduttori (ICNIRP, 2010). . . . .	40
5.1	Grandezze e corrispondenti unità del Sistema Internazionale (SI) utilizzate nelle linee guida. . . . .	77
5.2	Confronto tra i principali metodi di valutazione dell'esposizione RF . . .	82
5.3	Basic Restrictions per l'esposizione ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz, per intervalli di mediazione $\geq 6$ min. Dati tratti da (ICNIRP, 2020). . . . .	83
5.4	Restrizioni di base per l'esposizione ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 10 MHz, per valori spaziali di picco. Dati tratti da (ICNIRP, 2020). . .	84
6.1	Profondità di penetrazione nel tessuto cutaneo umano (derma) per frequenze comprese tra 6 e 300 GHz. Dati tratti da (Lin, 2012). . . . .	88
6.2	Principali ambiti applicativi delle onde millimetriche e terahertz. . . . .	93
6.3	Confronto tra le grandezze dosimetriche SAR e $S_{ab}$ . . . . .	102
6.4	Meccanismi di interazione tra onde mmW/THz e tessuti biologici . . .	103
7.1	Inquadramento dei principali intervalli di frequenza dello spettro elettromagnetico in relazione ai regimi di interazione con i tessuti biologici, alle metriche dosimetriche adottate nelle linee guida, ai meccanismi fisici dominanti e alle bande di dispersione dielettrica. <i>Part 1</i> . . . . .	108
7.2	Inquadramento dei principali intervalli di frequenza dello spettro elettromagnetico in relazione ai regimi di interazione con i tessuti biologici, alle metriche dosimetriche adottate nelle linee guida, ai meccanismi fisici dominanti e alle bande di dispersione dielettrica. <i>Part 2</i> . . . . .	109

7.3	Sintesi delle principali evidenze sperimentali <i>in vitro</i> , <i>in vivo</i> e teoriche relative agli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici su sistemi biologici, con indicazione dei regimi di esposizione, degli endpoint osservati e dei meccanismi biofisici proposti. <i>Part 1</i> . . . . .	110
7.4	Sintesi delle principali evidenze sperimentali <i>in vitro</i> , <i>in vivo</i> e teoriche relative agli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici su sistemi biologici, con indicazione dei regimi di esposizione, degli endpoint osservati e dei meccanismi biofisici proposti. <i>Part 2</i> . . . . .	111
7.5	Sintesi delle principali evidenze sperimentali <i>in vitro</i> , <i>in vivo</i> e teoriche relative agli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici su sistemi biologici, con indicazione dei regimi di esposizione, degli endpoint osservati e dei meccanismi biofisici proposti. <i>Part 3</i> . . . . .	112
8.1	Sintesi delle principali applicazioni cliniche dei campi elettromagnetici e relativi ambiti d'uso. . . . .	120
8.2	Sintesi dei limiti interpretativi dei modelli macroscopici rispetto alla complessità biologica. . . . .	122
8.3	Analogia tra elementi del circuito equivalente di membrana e componenti biologiche nel contesto dell'interazione EMF. . . . .	124
8.4	Confronto tra l'approccio dosimetrico classico e una prospettiva multi-scala integrata. . . . .	126
B.1	Restrizioni di base per l'esposizione umana a campi elettrici e magnetici variabili nel tempo (ICNIRP, 2010). . . . .	136
B.5	Livelli di riferimento per l'esposizione locale, integrati su intervalli compresi tra $> 0$ e $< 6$ min, ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz (valori efficaci rms non perturbati). (ICNIRP, 2020). . . . .	137
B.2	Restrizioni di base per l'esposizione ai campi elettromagnetici nell'intervallo di frequenza 100 kHz–300 GHz, per intervalli di integrazione compresi tra $> 0$ e $< 6$ min (ICNIRP, 2020). . . . .	138
B.3	Livelli di riferimento per l'esposizione ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz, mediati su 30 min e sull'intero corpo (valori efficaci rms non perturbati). (ICNIRP, 2020) . . . . .	139
B.4	Livelli di riferimento per l'esposizione locale, mediati su 6 min, ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz (valori efficaci rms non perturbati).(ICNIRP, 2020) . . . . .	140

**Parte I**

**Fondamenti e Strumenti**

# Capitolo 1

## Il Cammino dello Spettro Elettromagnetico

### 1.1 Dalle Origini all'Elettromagnetismo Classico

Fin dalle civiltà antiche l'umanità ha fatto esperienza di fenomeni elettrici e magnetici, molto prima che ne venisse compresa la natura fisica. Nella Grecia classica l'attività elettrica dell'atmosfera, in particolare i fulmini, era interpretata come manifestazione del potere divino, mentre i fenomeni magnetici erano associati a una misteriosa pietra, la *magnetite*. Testimonianze dell'uso pratico di questo minerale, tuttavia, risalgono già all'XI secolo a.C. in Cina, dove veniva impiegato come primitivo strumento di orientamento. Solo a partire dal XVII secolo il campo magnetico terrestre fu sfruttato in modo sistematico per la navigazione, grazie allo sviluppo della bussola.

Nel corso di oltre due secoli di ricerca, le osservazioni qualitative di scariche elettriche e attrazioni magnetiche si sono trasformate in una teoria quantitativa in grado di descrivere e controllare la propagazione dei campi nello spazio e nel tempo.

Alla fine del XVIII secolo, *Luigi Galvani* osservò contrazioni muscolari in rane morte stimulate da contatti metallici, interpretandole come manifestazione di una "elettricità animale" (Galvani, 1791). Pochi anni dopo, *Alessandro Volta* dimostrò che la sorgente del fenomeno risiedeva nei metalli stessi, inventando la *pila voltaica* (1800), primo generatore di corrente continua (Volta, 1800).

Nel XIX secolo si compirono i passi decisivi verso l'elettromagnetismo classico: *Ørsted* (1820) scoprì che una corrente devia un ago magnetico, *Ampère* formalizzò le forze tra conduttori percorsi da corrente, e *Faraday* (1831) dimostrò che la variazione di un flusso magnetico induce una corrente elettrica. Questi risultati confluirono nella formulazione di *James Clerk Maxwell* (1865) che unificò elettricità e magnetismo in un unico sistema di equazioni e mostrò che la luce è un'onda elettromagnetica (Maxwell, 1865).

L'ipotesi fu confermata sperimentalmente da *Heinrich Hertz* (1888), che generò onde radio in laboratorio e ne studiò la riflessione e la polarizzazione (Hertz, 1888). Alla fine del secolo *Guglielmo Marconi* sfruttò tali fenomeni per le prime trasmissioni telegrafiche senza fili su lunga distanza, inaugurando l'era delle telecomunicazioni (Marconi, 1901). In parallelo, *Nikola Tesla* contribuì in modo cruciale allo sviluppo dei sistemi a corrente alternata e all'idea di trasmettere energia e informazione senza fili

tramite risonanza e accoppiamento induttivo, concetti che anticipano molte soluzioni oggi impiegate nei sistemi wireless (Tesla, 1893).

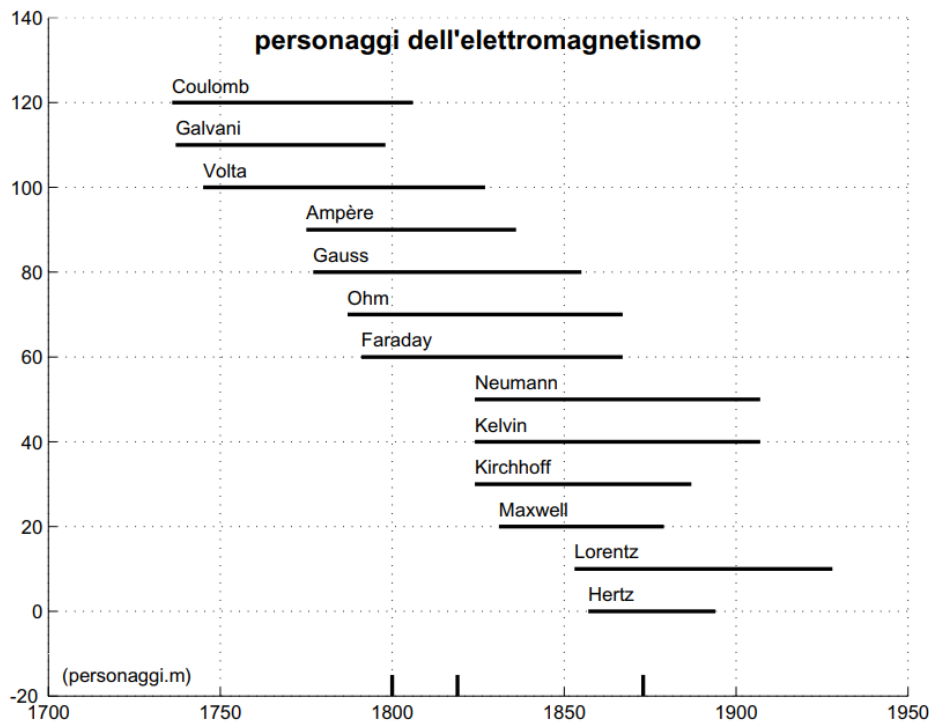


Figura 1.1: I principali personaggi dell'elettromagnetismo. Riprodotto da (Enzo Tonti, 2000).

Questa evoluzione storica, i cui principali personaggi sono osservabili in Fig. (1.1), conduce alla formulazione completa dell'elettromagnetismo classico, che costituisce il quadro teorico di riferimento per l'analisi quantitativa delle interazioni tra campi elettromagnetici e sistemi biologici affrontata nei capitoli successivi.

## 1.2 Il Campo Magnetico Terrestre

Ben prima delle scoperte di Galvani, l'essere umano aveva esperienza diretta dell'esistenza di un campo magnetico naturale: il campo geomagnetico terrestre. Tale esperienza non derivava da una comprensione teorica, ma dagli effetti osservabili del campo: l'orientamento della magnetite, utilizzata nelle prime bussole già nell'XI secolo a.C. in Cina, e fenomeni atmosferici come le aurore polari, oggi riconosciute come interazioni tra particelle cariche e la struttura magnetica terrestre. In prima approssimazione il *campo geomagnetico* (GMF) è descritto come un dipolo inclinato di circa  $11^\circ$  rispetto all'asse di rotazione terrestre, con intensità media di circa  $50 \mu\text{T}$  ( $33 \mu\text{T}$  all'equatore e  $67 \mu\text{T}$  ai poli). L'origine del campo è attribuita alla *geodynamo*: correnti elettriche indotte dai moti convettivi del ferro fuso nel nucleo esterno, in presenza della rotazione planetaria, che rigenerano continuamente il campo (Glatzmaier e Roberts, 1995; Larmor, 1919).

L'interazione tra questo campo e il vento solare dà origine alla *magnetosfera*, una struttura che avvolge il pianeta e che funge da barriera protettiva, deviando la maggior parte delle particelle cariche provenienti dal Sole.

## Le Fasce di Van Allen

All'interno della magnetosfera si accumulano particelle intrappolate lungo le linee di campo, formando le *fasce di Van Allen*, mostrate in Fig. (1.2), (Allen e Frank, 1958): due regioni toroidali, scoperte nel 1958, composte principalmente da protoni ad alta energia (fascia interna) ed elettroni energetici (fascia esterna). Le fasce rappresentano un effetto diretto del GMF, poiché esistono solo in presenza di un campo magnetico sufficientemente intenso da confinare stabilmente tali particelle. Esse costituiscono, insieme alla magnetosfera, parte integrante dell'ambiente elettromagnetico terrestre entro cui si è sviluppata la vita.

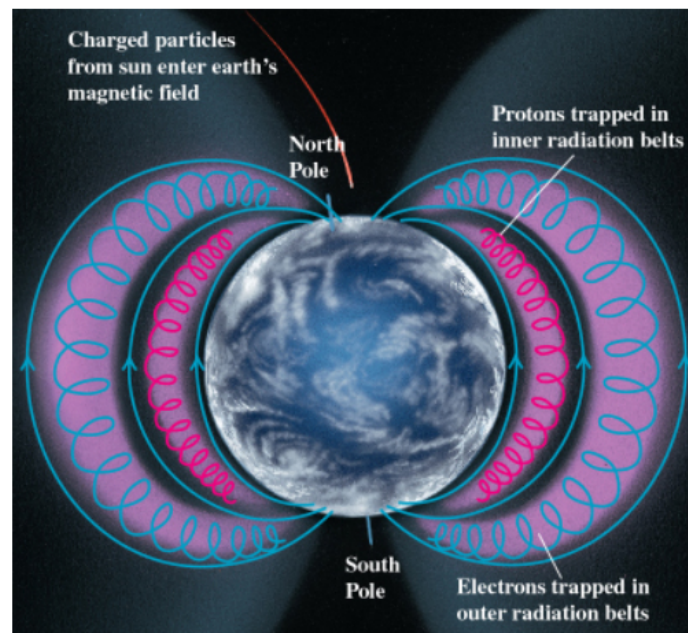


Figura 1.2: Schema delle fasce di radiazione di Van Allen attorno alla Terra e delle particelle cariche intrappolate dal campo magnetico terrestre (Copyright © Addison Wesley Longman, Inc.).

Le variazioni secolari del GMF e le inversioni di polarità, documentate nei basalti oceanici come marcatori paleomagnetici, mostrano che il campo non è statico ma soggetto a processi dinamici di rigenerazione e decadimento (Buffett, 2000). Le strutture magnetiche più esterne, incluse le fasce di Van Allen, risentono di tali variazioni, adattandosi alle condizioni del vento solare e allo stato della magnetosfera.

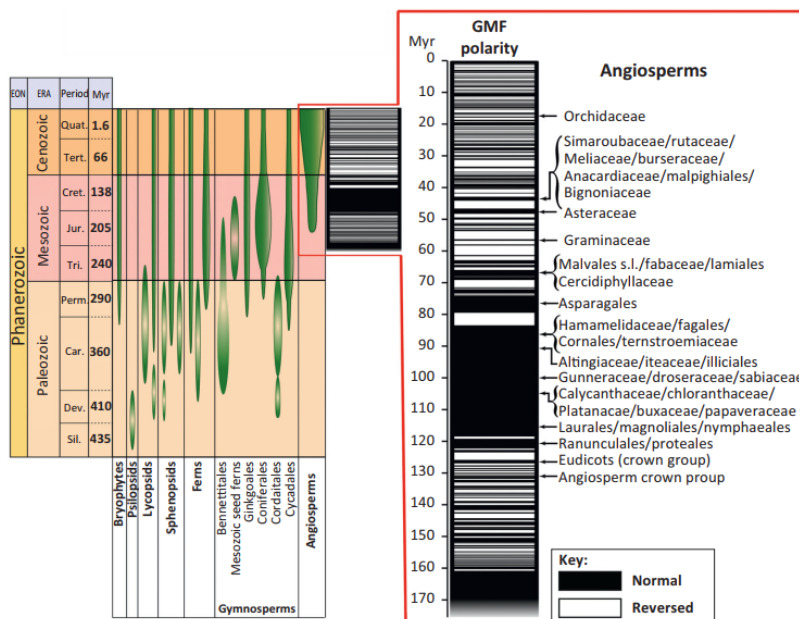


Figura 1.3: Storia evolutiva delle piante e confronto tra la polarità del campo geomagnetico (GMF) e la diversificazione delle angiosperme. Riprodotto da (Occhipinti e Santis, 2014).

La magnetosfera e le fasce di Van Allen costituiscono dunque il primo ambiente elettromagnetico naturale entro cui si è sviluppata l'evoluzione biologica. Tutti gli organismi terrestri si sono adattati a un *weak magnetic field* di circa  $50 \mu\text{T}$ , permeante e costante, capace di attraversare i tessuti biologici e di interagire, seppur debolmente, con le proprietà elettriche e molecolari delle cellule. Questo fondo geomagnetico rappresenta la baseline elettromagnetica della biosfera, un riferimento stabile su cui si è modellata la fisiologia degli organismi. In tale contesto, i campi elettromagnetici artificiali introdotti negli ultimi secoli costituiscono perturbazioni esterne caratterizzate da intensità, frequenze e modalità di esposizione molto diverse da quelle del GMF naturale (Lin, 2012).

### 1.3 Le Telecomunicazioni e l'Ambiente Elettromagnetico Moderno

Con l'avanzare della conoscenza scientifica, l'umanità ha ampliato progressivamente la propria capacità di osservare sia le strutture più vaste dell'universo come pianeti, stelle e galassie sia quelle più piccole, fino alle dimensioni cellulari e subatomiche. L'invenzione di strumenti come il telescopio e il microscopio ha reso possibile l'esplorazione del macrocosmo e del microcosmo, mentre lo sviluppo della fisica moderna ha permesso di comprendere la natura ondulatoria e corpuscolare dello spettro elettromagnetico.

L'evoluzione tecnologica del XX secolo ha portato a una rapida espansione delle applicazioni dei campi elettromagnetici (EM). L'introduzione dei transistor e dei circuiti integrati, a partire dagli anni '50, ha permesso la miniaturizzazione dei dispositivi e l'uso di frequenze sempre più elevate. Negli anni '60 e '70 sono comparsi i primi sistemi a microonde, impiegati per radar, radiolocalizzazione e ponti radio, mentre

negli anni '90 l'avvento delle comunicazioni cellulari ha introdotto l'impiego sistematico delle bande UHF e successivamente SHF per Wi-Fi, Bluetooth e, più recentemente, 5G. La ricerca contemporanea ha esteso ulteriormente il panorama applicativo verso le frequenze millimetriche (*mmWave*, 30-300 GHz), caratterizzate da ampia banda e alta capacità trasmissiva (Rappaport et al., 2017; Xiao et al., 2017).

Oggi l'ambiente terrestre è permeato da una molteplicità eterogenea di sorgenti: linee elettriche, reti di distribuzione, antenne radio e TV, sistemi cellulari e satellitari, radar, Wi-Fi e infrastrutture di comunicazione di ogni scala. Questi sistemi generano un ambiente elettromagnetico globale, complesso e dinamico, in cui campi a frequenze estremamente basse (ELF) coesistono con campi ad alta frequenza (RF e *mmWave*) (ICNIRP, 2020; Rappaport et al., 2017).

Parallelamente allo sviluppo delle telecomunicazioni, i campi EM hanno trovato impiego anche in ambito medico. La *Risonanza Magnetica* (MRI) utilizza campi statici fino a 7 T e onde radio in banda VHF per generare immagini ad alta risoluzione dei tessuti (Bernstein, King e Zhou, 2004), mentre la *Stimolazione Magnetica Transcranica* (TMS) utilizza impulsi magnetici variabili dell'ordine dei tesla per per modulare in modo non invasivo l'attività neuronale (Rossini et al., 2015). Questi esempi mostrano come i campi EM, se opportunamente controllati, possano interagire con la materia biologica non solo senza effetti avversi, ma con finalità diagnostiche e terapeutiche.

A differenza dell'uso medico, tuttavia, l'esposizione quotidiana ai campi EM è continua, involontaria e variabile. In ambiente urbano, la densità di potenza media può superare di molti ordini di grandezza quella del fondo naturale geomagnetico (Lin, 2012). Questo porta l'essere umano e più in generale tutti gli organismi viventi a vivere immersi in un ambiente elettromagnetico molto più ricco, intenso e articolato rispetto a quello per cui si sono evoluti.

Per questo motivo sono stati sviluppati criteri di sicurezza e dosimetria, con limiti di esposizione definiti da ICNIRP (2010) e IEEE, basati principalmente sugli effetti termici. Rimangono tuttavia aperte le questioni legate agli effetti non termici, cumulativi o sub-termici dei campi deboli e modulati. La crescente complessità dell'ambiente EM rende necessario comprendere non solo l'interazione acuta, ma anche le potenziali conseguenze fisiologiche e cellulari legate all'esposizione cronica.

Negli ultimi anni, inoltre, è emerso come fenomeni elettrici e magnetici siano utilizzati anche dalla natura stessa per comunicare e coordinare processi biologici. Studi recenti hanno mostrato, ad esempio, che durante l'impollinazione i fiori e le api generano e percepiscono campi elettrici che facilitano il riconoscimento e l'interazione tra le due specie (Clarke, Morley e Robert, 2017). Questa prospettiva sottolinea come i campi EM non siano estranei alla vita biologica, ma ne costituiscano una componente funzionale.

Il percorso dell'elettromagnetismo non rappresenta quindi soltanto la storia del progresso tecnologico: è anche l'origine di una nuova consapevolezza scientifica. Comprendere l'impatto dei campi EM sui sistemi biologici è essenziale per uno sviluppo sostenibile delle telecomunicazioni e delle tecnologie dell'informazione ed è proprio in questa direzione che si inserisce il lavoro della presente tesi.

**Collegamento alla struttura della tesi.** Alla luce di questa trasformazione dell'ambiente elettromagnetico, passato da un fondo naturale stabile a un contesto moderno ricco di sorgenti artificiali, variabili e stratificate, diventa evidente la necessità di

comprendere in modo rigoroso come tali campi interagiscano con la materia biologica. L'essere umano, infatti, trascorre l'intera vita immerso in campi EM di diversa origine, intensità e frequenza: ciò rende essenziale disporre di strumenti scientifici capaci di valutare i meccanismi di accoppiamento e i possibili effetti fisiologici associati.

In questo scenario si colloca la presente tesi, che contribuisce a tale processo di ricerca analizzando con approccio quantitativo le modalità con cui i campi elettromagnetici interagiscono con i sistemi biologici. L'obiettivo è studiare i meccanismi di accoppiamento, sia a livello umano sia in scenari più generali, attraverso modelli numerici accurati e confronti con le evidenze sperimentali disponibili.

I capitoli successivi sviluppano questa linea di analisi secondo una struttura progressiva:

- (Capitolo 2) Descrizione dei campi EM nei sistemi biologici e introduzione ai regimi quasi-statici;
- (Capitolo 3) Proprietà elettromagnetiche dei tessuti e ruolo delle interfacce biologiche;
- (Capitoli 4–7) Meccanismi di accoppiamento per banda di frequenza e modellazione di scenari reali, con approfondimento del case study relativo all'esposizione di un essere umano al campo prodotto da una stazione elettrica;
- (Capitolo 8) Evidenze biologiche e cliniche rilevanti per l'ambito medico, fisiologico e ambientale.

Questa organizzazione deriva direttamente dal percorso storico e scientifico delineato in precedenza: comprendere l'evoluzione dell'elettromagnetismo, insieme alle sue applicazioni tecnologiche e mediche contemporanee, offre infatti il quadro concettuale indispensabile per interpretare gli effetti dei campi EM sui sistemi biologici e per guidare lo sviluppo di tecnologie più sicure, sostenibili e coerenti con le esigenze della salute pubblica.

# Capitolo 2

## Fisica dei Campi EM nei Sistemi Biologici

### 2.1 Equazioni di Maxwell e Regimi Quasi Statici

L'interazione tra campi elettromagnetici e materia biologica trova il proprio fondamento teorico nelle equazioni di Maxwell, che descrivono in maniera unificata il comportamento dei campi elettrici e magnetici. Nella loro forma completa esse includono termini tempo-varianti e fenomeni di propagazione; tuttavia, per la maggior parte degli scenari di esposizione umana soprattutto alle basse frequenze è possibile adottare formulazioni semplificate, che consentono analisi più intuitive e efficienti dal punto di vista computazionale.

Le onde elettromagnetiche sono costituite da due componenti accoppiate: il campo elettrico  $\mathbf{E}$  e il campo magnetico  $\mathbf{B}$ , come può essere osservato dalla Fig. (2.1).

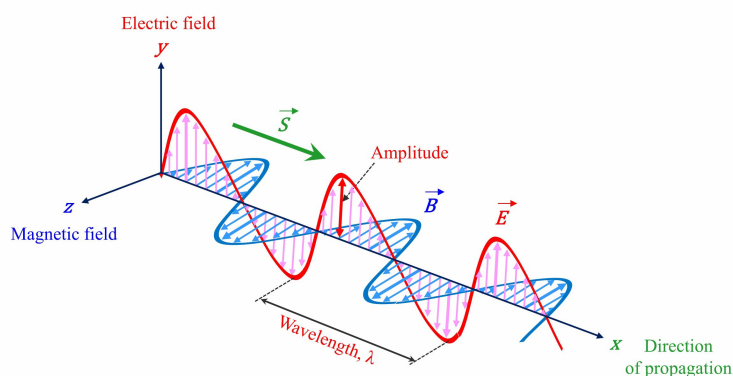


Figura 2.1: Propagazione di una onda EM.

Nel dominio differenziale, la formulazione classica si esprime come:

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (2.1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.2)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.3)$$

$$\nabla \times \mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{J} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (2.4)$$

con  $\mathbf{D} = \epsilon \mathbf{E}$ ,  $\mathbf{B} = \mu \mathbf{H}$  e  $\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$ . La 2.1 è la legge di Gauss per  $\mathbf{E}$ , la 2.2 esprime la assenza di monopoli magnetici. Mentre la 2.3 e la 2.4 sono rispettivamente la legge di Faraday e la legge di Ampère-Maxwell.

In forma integrale le equazioni hanno la seguente forma:

$$\oint_{\partial V} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{A} = \frac{Q_{\text{enc}}}{\epsilon_0} \quad (2.5)$$

$$\oint_{\partial V} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{A} = 0 \quad (2.6)$$

$$\oint_{\partial S} \mathbf{E} \cdot d\mathbf{l} = -\frac{d}{dt} \int_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{A} \quad (2.7)$$

$$\oint_{\partial S} \mathbf{B} \cdot d\mathbf{l} = \mu_0 I_{\text{enc}} + \mu_0 \epsilon_0 \frac{d}{dt} \int_S \mathbf{E} \cdot d\mathbf{A} \quad (2.8)$$

Queste equazioni sono valide in condizioni di linearità o non linearità, isotropia o anisotropia, e per mezzi omogenei o disomogenei, nel campo di frequenze che va da 0 Hz a circa 1 THz.

Nei tessuti biologici il comportamento dei campi EM è fortemente influenzato dalle proprietà dielettriche e conduttive dei materiali: acqua, elettroliti e struttura cellulare determinano il modo in cui i campi penetrano, si attenuano e si distribuiscono all'interno del corpo umano. I parametri materiali  $\epsilon$ ,  $\mu$  e  $\sigma$ , permittività, permeabilità e conducibilità, determinano la risposta del mezzo e, nei tessuti biologici, sono funzioni complesse della frequenza.

Come illustrato in Fig. (2.2), a seconda della frequenza della sorgente EM, diventano più rilevanti alcuni contributi rispetto ad altri.

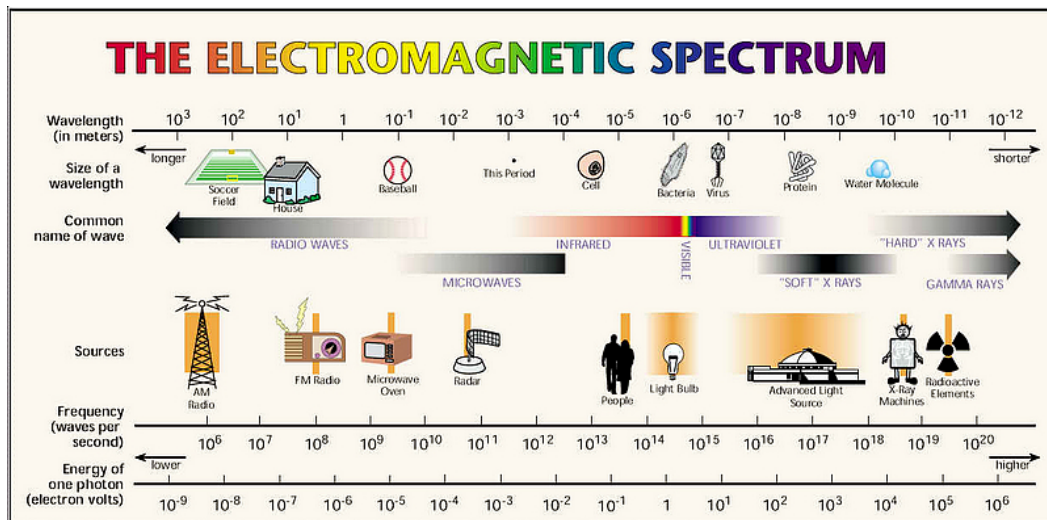


Figura 2.2: Grafico dello spettro EM.

In particolare:

- A frequenze molto basse (**ELF**): le variazioni temporali sono così lente che gli effetti di propagazione risultano trascurabili e il campo può essere considerato *quasi statico*.
- A frequenze intermedie: il tessuto mostra una combinazione di effetti conduttivi e dielettrici, con risposta determinata sia dalla conducibilità ionica sia dalla permittività.
- Alle alte frequenze (**RF e oltre**): entrano in gioco fenomeni di propagazione, riflessione e assorbimento superficiale, con energia concentrata negli strati più esterni del tessuto.

In Tab. (2.1) è mostrata la suddivisione in frequenze e rispettive lunghezze d'onda approssimate.

<b>Banda</b>	<b>Frequenza</b>	<b>Lunghezza d'onda approssimata</b>
ELF (Extremely Low Frequency)	< 3 kHz	> 100 km
LF (Low Frequency)	da 3 kHz a 300 kHz	da 100 km a 1 km
MF (Medium Frequency)	da 0.3 MHz a 3 MHz	1 km to 100 m
HF (High Frequency)	da 3 MHz a 30 MHz	da 100 m a 10 m
VHF (Very High Frequency)	da 30 MHz a 300 MHz	da 10 m a 1 m
UHF (Ultra High Frequency)	300 MHz to 3 GHz	da 1 m a 0.1 m
SHF (Super High Frequency)	da 3 GHz a 30 GHz	da 10 cm a 1 cm
EHF (Extremely High Frequency)	da 30 GHz a 300 GHz	da 10 mm a 1 mm
mmW and THz	300 GHz to 10 THz	da 1 mm a 0.03 mm

Tabella 2.1: Suddivisione delle bande di frequenza e corrispondenti lunghezze d'onda approssimate.

## Condizioni al contorno tra mezzi biologici

I campi EM non si distribuiscono uniformemente nei sistemi biologici: ogni volta che un'onda incontra un'interfaccia tra due tessuti (ad esempio muscolo grasso, organo osso o tessuto sangue) parte dell'energia viene riflessa, parte trasmessa e parte assorbita. Ciò accade perché ciascun tessuto presenta combinazioni differenti di permittività e conducibilità.

Comprendere il comportamento dei campi alle interfacce è essenziale nella modellazione dosimetrica, dove variazioni locali possono generare concentrazioni di campo significativamente superiori alla media del volume circostante (Lin, 2012). Tali effetti sono particolarmente importanti per:

- strutture sottili come la pelle e le membrane cellulari;
- interfacce ad alto contrasto come osso–muscolo;
- dispositivi impiantabili e materiali non biologici.

Le condizioni al contorno derivate dalle equazioni di Maxwell si possono riassumere nei punti seguenti:

- **1. Continuità del campo elettrico tangenziale:** le componenti tangenziali del campo elettrico devono essere continue attraverso il confine:

$$E_{t1} = E_{t2}.$$

Nei materiali dielettrici o debolmente conduttivi il campo elettrico interno mantiene quindi lo stesso orientamento di quello esterno.

- **2. Discontinuità della densità di spostamento elettrico:** le componenti normali della densità di flusso elettrico possono differire di una quantità pari alla densità di carica superficiale:

$$D_{n1} - D_{n2} = \rho_s.$$

Per materiali isolanti o dielettrici la carica superficiale è nulla ( $\rho_s = 0$ ), quindi le componenti normali di  $D$  risultano continue.

- **3. Condizione per il campo magnetico tangenziale:** le componenti tangenziali del campo magnetico possono differire di una quantità pari alla densità di corrente superficiale:

$$H_{t1} - H_{t2} = J_s.$$

Poiché nei materiali biologici le correnti superficiali sono trascurabili, si può assumere:

$$H_{t1} = H_{t2}.$$

In tal caso i campi magnetici interno ed esterno risultano uguali.

- **4. Continuità della densità di flusso magnetico:** le componenti normali della densità di flusso magnetico sono continue attraverso il confine:

$$B_{n1} = B_{n2}.$$

Questo riflette l'assenza di monopoli magnetici e la continuità delle linee di flusso.

- **5. Orientazione del campo elettrico totale:** la direzione complessiva del campo elettrico può essere determinata conoscendo le sue componenti normale e tangenziale. Il rapporto tra esse definisce l'angolo  $\theta$  tra il campo e la superficie:

$$\tan \theta = \frac{E_{n1}}{E_{t1}}.$$

Nel caso particolare di un conduttore perfetto o di un buon conduttore in regime statico, il campo elettrico all'interno del materiale è nullo ( $E = 0$ ). All'interfaccia il campo elettrico può avere solo una componente perpendicolare alla superficie: i campi elettrici statici alla superficie di un buon conduttore devono essere perpendicolari al confine, poiché  $D_{n1} = \rho$  è l'unica componente che permane.

Queste relazioni, derivate direttamente dalle equazioni di Maxwell e descritte da Lin (Lin, 2012), stabiliscono come l'energia elettromagnetica venga trasmessa e riflessa alle interfacce tra tessuti con diversa permittività o conducibilità, fornendo la base per descrivere la propagazione del campo all'interno dei sistemi biologici.

## Permeabilità, permittività e conducibilità

I tessuti viventi presentano una permeabilità magnetica pressoché uguale a quella del vuoto ( $\mu_r \approx 1$ ), ma una permittività relativa  $\varepsilon_r$  e una conducibilità  $\sigma$  fortemente dipendenti dalla frequenza, come osservabile in Fig. (3.3) (Lin, 2012).

La permittività complessa è definita come:

$$\varepsilon^* = \varepsilon' - j \varepsilon'' = \varepsilon_0 \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega}, \quad (2.9)$$

dove  $\varepsilon'$  rappresenta la capacità di immagazzinare energia elettrica e  $\varepsilon''$  la perdita dissipativa. A basse frequenze ( $< 10^4$  Hz) domina il comportamento capacitivo, con elevata  $\varepsilon_r$  e bassa  $\sigma$ ; all'aumentare della frequenza, le membrane cellulari si "cortocircuitano" progressivamente, la  $\varepsilon_r$  diminuisce e la  $\sigma$  cresce, comportando un passaggio da regime dielettrico a conduttivo.

Il campo elettrico applicato induce un accumulo di cariche alle interfacce tra regioni di diversa permittività, tipicamente tra spazi intra ed extracellulari, producendo un'eterogeneità spaziale della densità di corrente. Questi effetti interfaccia, noti come *polarizzazione di Maxwell-Wagner*, caratterizzano la risposta biologica tra il dominio kHz e MHz, definendo la transizione tra regime quasi statico e regime propagativo (Joshi e Schoenbach, 2012).

## Definizione e validità del regime quasi statico

Si definisce *regime quasi statico* la condizione per cui la lunghezza d'onda  $\lambda = c/f$  è molto maggiore della dimensione caratteristica del corpo  $L$ , ovvero:

$$L \ll \lambda. \quad (2.10)$$

In queste condizioni, i campi variano lentamente nel tempo e gli effetti di propagazione possono essere trascurati. Il campo elettrico e quello magnetico risultano *disaccoppiati* all'interno del corpo: il primo è associato alla distribuzione di cariche, il secondo all'induzione di correnti circolari, come schematizzato in Fig. (2.3).

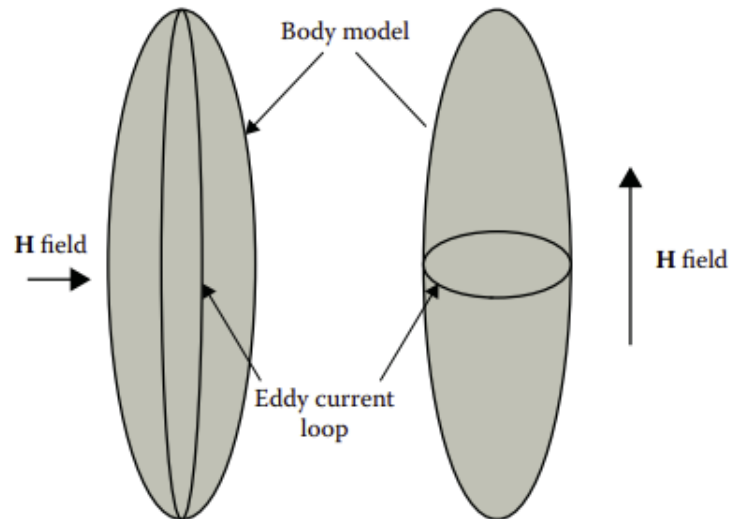


Figura 2.3: Correnti parassite circolanti indotte all'interno di un modello omogeneo prolato del corpo umano immerso in un campo magnetico uniforme orizzontale o verticale. Immagine tratta da (Lin, 2012).

Nei materiali biologici la corrente di conduzione  $\sigma \mathbf{E}$  risulta di ordini di grandezza maggiore rispetto alla corrente di spostamento  $\partial \mathbf{D} / \partial t$ , per cui il corpo può essere trattato come un conduttore ohmico a bassa frequenza (Om P. Gandhi, 1983; Lin, 2012).

La condizione quasi statica è tipicamente soddisfatta per frequenze fino a 100 kHz, dove la lunghezza d'onda ( $\lambda > 3$  km) supera di diversi ordini di grandezza le dimensioni corporee. In questo intervallo, il campo elettrico esterno è fortemente attenuato all'interno dei tessuti, da  $10^6$  a  $10^8$  volte nel caso del corpo umano, mentre il campo magnetico penetra quasi indisturbato ( $\mu_r \approx 1$ ) (Lin, 2012). L'induzione magnetica genera correnti toroidali (eddy currents) che circondano l'asse del corpo e la cui intensità cresce con la distanza dal centro, risultando massima nelle regioni periferiche come collo, mani e gambe, Fig. (2.4).

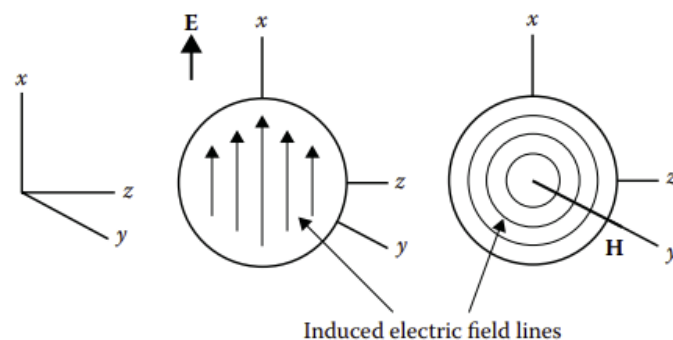


Figura 2.4: Accoppiamento di campi elettrici e magnetici a bassa frequenza con un modello sferico omogeneo di tessuto biologico. Riprodotto da (Lin, 2012).

### Approssimazioni e modellazione numerica.

In regime quasi statico, le equazioni di Maxwell si riducono a forme semplificate. Nel caso puramente elettrico (quasi-elettrostatico), il campo può essere descritto dal potenziale scalare  $\phi$ :

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi, \quad (2.11)$$

e l'equazione di continuità assume la forma di Poisson:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0, \quad (2.12)$$

che rappresenta la base dei modelli numerici utilizzati per simulare le correnti indotte nei tessuti e le distribuzioni di campo interno nei modelli anatomici (Durney, 1986b; M. A. Stuchly e Kraszewski, 1982). Questa formulazione è adottata, ad esempio, nelle simulazioni ICNIRP e IEEE per la valutazione dell'induzione nel sistema nervoso.

### Aspetti dosimetrici e limiti di esposizione

Secondo le linee guida ICNIRP (2010), nel range 1 Hz–100 kHz le *basic restrictions* sono definite sull'intensità del campo elettrico interno  $E_i$ , che deve rimanere inferiore a 0.02 V/m nel sistema nervoso centrale per la popolazione generale (e cinque volte superiore per i lavoratori). Le corrispondenti *reference levels* a 50–60 Hz sono  $E = 4\text{--}5$  kV/m e  $B = 200 \mu\text{T}$ . Tali valori, Fig. (2.5), derivano dal limite di stimolazione dei nervi periferici e centrali (4–6 V/m), nonché dalla soglia di percezione visiva dei fosfeni retinici (20 Hz).

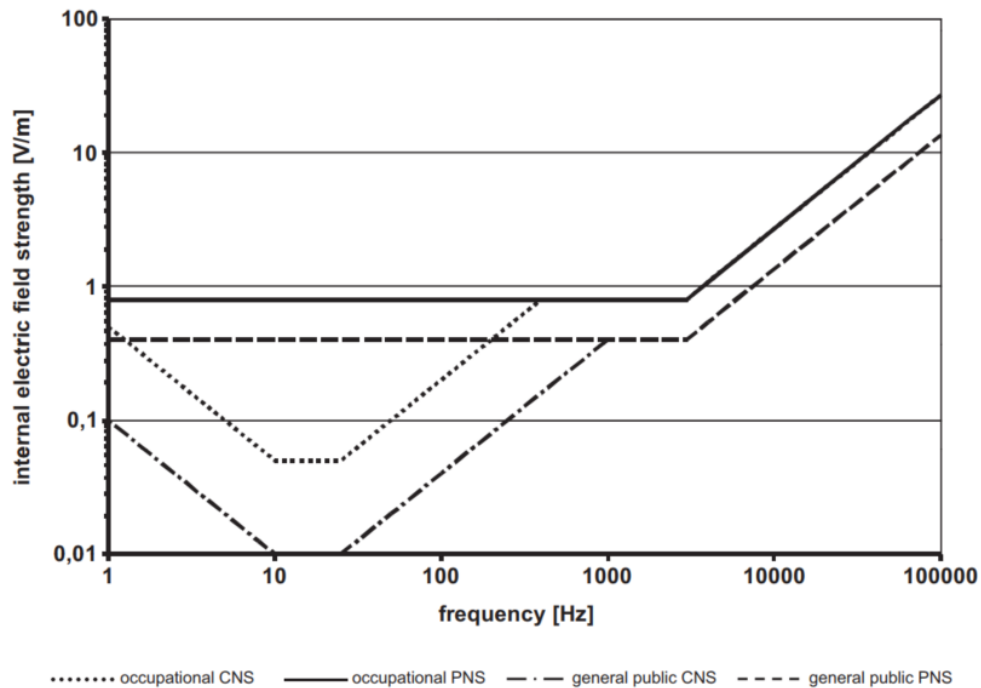


Figura 2.5: Basic Restrictions per l'esposizione della popolazione generale e dei lavoratori in termini di intensità del campo elettrico interno relative agli effetti sul sistema nervoso centrale (CNS) e sul sistema nervoso periferico (PNS). Da (ICNIRP, 2010).

La risposta biologica ai campi ELF è quindi dominata da meccanismi di stimolazione diretta e da accoppiamento conduttivo, non da effetti termici. Come mostrato da Lin (2012), le interazioni interne restano di tipo quasi statico e le grandezze dosimetriche di riferimento sono la densità di corrente  $J = \sigma E$  e il campo indotto  $E_i$ .

### Risposta della membrana a impulsi elettrici

A scala cellulare, la stessa fisica si manifesta nel tempo di carica della membrana plasmatica,  $\tau_m \approx R_m C_m \sim 100$  ns. Quando la frequenza dell'eccitazione è molto inferiore a  $1/\tau_m$ , la membrana agisce da barriera isolante: ha "tempo" di caricarsi e lo stimolo elettrico si scarica ai suoi capi, schermando l'interno della cellula. Il comportamento complessivo risulta quindi conduttivo sul volume ma fortemente influenzato dalle capacità di membrana (regime quasi statico).

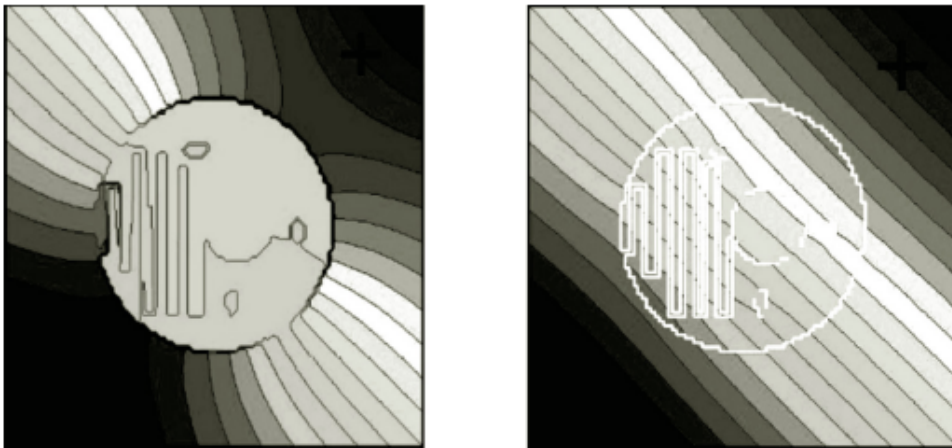


Figura 2.6: Effetto di impulsi elettrici con diversa durata ma uguale energia specifica. A sinistra: impulsi di durata  $7 \mu\text{s}$  con ampiezza di campo pari a  $1.1 \text{ kV/cm}$ ; a destra: impulsi di  $60 \text{ ns}$  con ampiezza di  $60 \text{ kV/cm}$ . I parametri elettrici sono stati scelti in modo da mantenere costante l'energia elettrica per entrambi i casi. Da (Gowrishankar et al., 2006).

Quando invece la durata dello stimolo è confrontabile o inferiore a  $1/\tau_m$ , la membrana non riesce a seguire completamente la variazione del campo e parte della perturbazione "penetra" all'interno, esponendo strutture intracellulari a campi locali significativi. Per impulsi molto brevi e intensi, le membrane interne possono caricarsi in modo rilevante (Joshi e Schoenbach, 2012) e la risposta non è più descrivibile da un modello puramente quasi-statico.

Il regime quasi statico rappresenta quindi non solo una semplificazione teorica utile per la modellazione macroscopica, ma anche il limite a bassa frequenza dell'accoppiamento elettromagnetico nei sistemi biologici.

## 2.2 Near-Field vs Far-Field, Impedenza Intrinseca e Penetrazione

La propagazione dei campi elettromagnetici nello spazio libero o nei mezzi biologici può essere distinta in due regioni fondamentali: il *campo vicino* (*near field*) e il *campo lontano* (*far field*). La differenza tra le due regioni risiede nella relazione di fase tra i campi elettrici e magnetici, nella distribuzione spaziale dell'energia e nel modo in cui l'onda trasporta potenza nel mezzo (Lin, 2012).

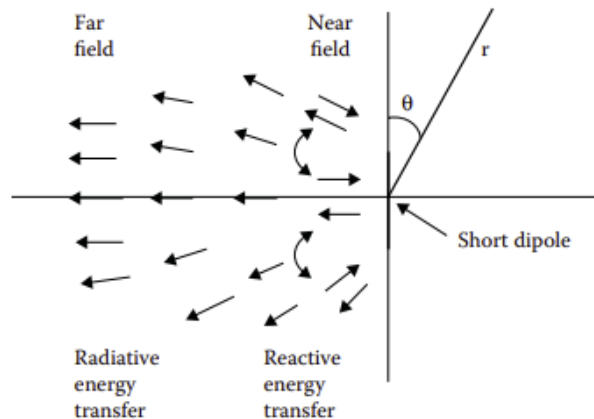


Figura 2.7: Flusso di energia elettromagnetica da un'antenna a dipolo: le frecce rappresentano la direzione del flusso di energia in istanti successivi nel tempo. Immagine tratta da (Lin, 2012).

### Regione del campo vicino.

La regione di campo vicino è quella prossima alla sorgente, entro una distanza dell'ordine di:

$$r \lesssim \frac{\lambda}{2\pi}, \quad (2.13)$$

dove  $\lambda$  è la lunghezza d'onda nel mezzo. In questa zona, i campi  $\mathbf{E}$  e  $\mathbf{H}$  non sono in fase e la relazione  $E/H = \eta$  non è definita univocamente. Una parte consistente dell'energia elettromagnetica è immagazzinata nel campo stesso e oscilla ciclicamente tra la sorgente e il mezzo circostante, senza propagarsi. Il campo elettrico e quello magnetico possono variare indipendentemente, con massimi in posizioni spaziali differenti, come mostrato nei modelli di accoppiamento in prossimità dell'antenna del telefono cellulare (900–2400 MHz) (Lin, 2012).

Per un'antenna operante a 900 MHz, la distanza di transizione reattiva è di circa 5 cm in aria; a 2.4 GHz, di 2 cm. Queste distanze coincidono con la scala anatomica della testa, rendendo il regime di campo vicino il più rilevante per i dispositivi portatili. In tale regione, l'impedenza d'onda varia punto per punto e l'interazione con i tessuti è dominata dall'induzione magnetica, che genera correnti toroidali, Fig. (2.3), e distribuzioni di *Specific Absorption Rate* (SAR) non uniformi.

### Regione del campo lontano.

A distanze superiori a circa

$$r \geq \frac{2D^2}{\lambda}, \quad (2.14)$$

dove  $D$  è la dimensione caratteristica della sorgente radiante, i campi diventano trasversi e si propagano come onde piane. In questa regione,  $\mathbf{E}$  e  $\mathbf{H}$  sono ortogonali e in fase, e la loro relazione è determinata dall'*impedenza intrinseca* del mezzo:

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}}. \quad (2.15)$$

Per l'aria,  $\eta_0 = 377 \Omega$  (approssimativamente  $120\pi \Omega$ ). Nel campo lontano l'energia si propaga sotto forma di potenza radiante, e il rapporto  $\mathbf{E} \times \mathbf{H}$  definisce il vettore di Poynting medio:

$$\mathbf{S} = \mathbf{E} \times \mathbf{H}, \quad (2.16)$$

che rappresenta il flusso di potenza per unità di superficie.

In questa condizione, la distribuzione di potenza e la polarizzazione del campo determinano il livello di accoppiamento con il corpo umano. L'assorbimento risulta massimo per polarizzazione  $E$  parallela all'asse maggiore del corpo, con un picco di risonanza geometrica per  $L/\lambda \simeq 0.4$  (circa 400–1500 MHz per un adulto di altezza media) (Lin, 2012). Al di sopra di tale frequenza, l'assorbimento decresce come  $1/f$ .

## Riflessione e trasmissione alle interfacce biologiche

All'interfaccia tra due mezzi di diversa impedenza, parte dell'onda incidente viene riflessa e parte trasmessa. Il coefficiente di riflessione per un'incidenza normale è dato da:

$$\Gamma = \frac{\eta_2 - \eta_1}{\eta_2 + \eta_1}, \quad (2.17)$$

e quello di trasmissione da:

$$T = 1 + \Gamma. \quad (2.18)$$

Nel caso di tessuti biologici, la differenza tra l'impedenza dell'aria ( $\eta_1 \simeq 377 \Omega$ ) e quella della pelle ( $\eta_2 \simeq 40\text{--}60 \Omega$  a 1 GHz) comporta riflessioni dell'ordine del 60%. Il campo trasmesso penetra nel tessuto con formazione di onde stazionarie, dovute all'interferenza tra il fronte riflesso e quello interno. Il massimo dell'energia accoppiata si osserva quando lo spessore del tessuto è comparabile con la profondità di penetrazione o con una frazione della lunghezza d'onda nel mezzo ( $\simeq \lambda_t/2$ ), condizione nota come *risonanza di strato* (Lin, 2012).

## Profondità di penetrazione e attenuazione

Nei mezzi conduttivi, il campo elettrico si attenua esponenzialmente con la profondità  $z$ :

$$E(z) = E_0 e^{-z/\delta}, \quad (2.19)$$

dove  $\delta$  è la *profondità di penetrazione* o *skin depth*, definita come:

$$\delta = \sqrt{\frac{2}{\omega\mu\sigma}}. \quad (2.20)$$

Per i tessuti biologici,  $\delta$  dipende fortemente dalla frequenza e dal contenuto d'acqua. A 1 MHz la penetrazione può superare i 30 cm, mentre a 2.4 GHz si riduce a circa 20–30 mm; nelle bande millimetriche (30–90 GHz) scende a pochi decimi di millimetro (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; Lin, 2012). In tali condizioni, l'energia si deposita prevalentemente negli strati superficiali (epidermide e derma), generando riscaldamento localizzato o *SAR superficiale*.

## Implicazioni per la dosimetria e la modellazione

La distinzione tra near e far field è cruciale per la valutazione dosimetrica. Nel campo lontano, l'interazione è descritta da onde piane e può essere trattata in termini di densità di potenza incidente  $S$  ( $\text{W}/\text{m}^2$ ), una chiara immagine è fornita da Fig. (2.8).

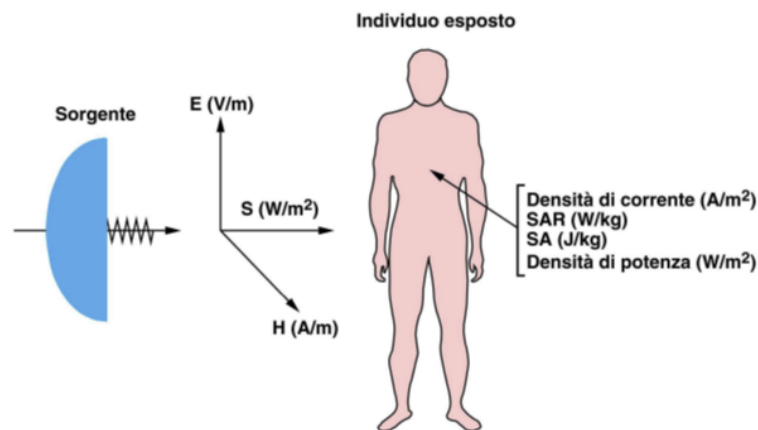


Figura 2.8: Esposizione di un essere umano ad una sorgente emettitrice di onde EM. Immagine tratta da (Università degli Studi di Parma, 2018).

Nel campo vicino, invece, i campi elettrici e magnetici devono essere valutati separatamente: l'induzione magnetica domina per sorgenti a bassa frequenza o per antenne in prossimità del corpo, mentre la componente elettrica diventa prevalente nelle onde planari ad alta frequenza. Le simulazioni tridimensionali FDTD mostrano che fino al 50 % della potenza emessa da un telefono cellulare può essere assorbita dal corpo, con distribuzioni locali di SAR influenzate dalla geometria e dall'orientamento (Lin, 2012).

La comprensione dei meccanismi di riflessione, trasmissione e attenuazione fornisce quindi la base fisica per i capitoli successivi, dove verranno analizzate le grandezze dosimetriche (SAR, densità di potenza, corrente indotta) e i criteri di equivalenza E–H per le diverse bande di frequenza.

## 2.3 Definizione di Dose: SAR, Densità di Potenza, Correnti Indotte

La quantificazione dell'energia elettromagnetica assorbita dai sistemi biologici rappresenta il passaggio fondamentale tra la fisica del campo e la risposta biologica. Le grandezze dosimetriche più utilizzate (*Specific Absorption Rate* (SAR), densità di potenza  $S$  e campo elettrico interno  $E_i$ ) descrivono modalità differenti con cui l'energia elettromagnetica si trasferisce e si dissipa all'interno dei tessuti.

### Specific Absorption Rate (SAR)

Il *Specific Absorption Rate* (SAR) esprime la potenza assorbita per unità di massa di tessuto biologico e si definisce come:

$$\text{SAR} = \frac{\sigma |\mathbf{E}|^2}{\rho} \quad [\text{W/kg}], \quad (2.21)$$

dove  $\sigma$  è la conducibilità elettrica del tessuto (S/m),  $\mathbf{E}$  l'intensità del campo elettrico locale (V/m) e  $\rho$  la densità del tessuto ( $\text{kg/m}^3$ ). Il SAR rappresenta una misura diretta del tasso di conversione dell'energia elettromagnetica in calore, indipendente dal tipo di sorgente o di polarizzazione (Om P. Gandhi, 1983; Lin, 2012).

Le linee guida internazionali definiscono due grandezze operative:

- **SAR localizzato** — media spaziale su 1 g o 10 g di tessuto. Utilizzato per valutare l'esposizione in prossimità di sorgenti localizzate (es. telefoni cellulari).
- **SAR corporeo totale (SAR<sub>WB</sub>)** — media su tutto il corpo, rappresenta la potenza assorbita complessiva.

Per l'esposizione della popolazione generale, i limiti raccomandati da (ICNIRP, 2020) sono:

$$\text{SAR}_{1\text{g}} \leq 2 \text{ W/kg} \quad (\text{testa e tronco}), \quad \text{SAR}_{\text{WB}} \leq 0.08 \text{ W/kg} \quad (\text{whole-body}).$$

Al di sopra dei 10 MHz, il SAR rappresenta il parametro dosimetrico principale, poiché gli effetti biologici sono dominati dai meccanismi di riscaldamento. Al di sotto di tale frequenza, i fenomeni di stimolazione diretta del sistema nervoso risultano predominanti e l'esposizione viene valutata mediante il campo elettrico interno  $E_i$  (ICNIRP, 2010).

### Densità di potenza e regime di campo lontano

Nel campo lontano, dove l'onda è piana e i campi  $\mathbf{E}$  e  $\mathbf{H}$  sono in fase, l'energia si propaga attraverso il vettore di Poynting medio:

$$\mathbf{S} = \frac{1}{2} \text{Re}(\mathbf{E} \times \mathbf{H}^*), \quad (2.22)$$

e la densità di potenza incidente  $S$  (in  $\text{W/m}^2$ ) diventa la grandezza di riferimento per l'esposizione (Lin, 2012). Nell'aria, la relazione tra campo elettrico e densità di potenza è:

$$S = \frac{|\mathbf{E}|^2}{2\eta_0} = \frac{|\mathbf{H}|^2 \eta_0}{2}, \quad (2.23)$$

con  $\eta_0 = 377 \Omega$  l'impedenza del vuoto.

La densità di potenza è legata al SAR attraverso l'efficienza di accoppiamento e la profondità di penetrazione  $\delta$  del campo nel tessuto:

$$\text{SAR}_{\text{surf}} \approx \frac{S(1 - |\Gamma|^2)}{\rho \delta}, \quad (2.24)$$

dove  $|\Gamma|^2$  rappresenta la frazione di potenza riflessa all'interfaccia aria–pelle. A 2.4 GHz, con  $S = 10 \text{ W/m}^2$  e  $\delta \approx 20 \text{ mm}$ , si ottiene  $\text{SAR}_{\text{surf}} \approx 0.1 \text{ W/kg}$ , in accordo con i dati di Lin (Lin, 2012) e Gabriel (C. Gabriel, 2009; S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996).

Nel regime delle onde millimetriche (30–90 GHz), la profondità di penetrazione si riduce a  $\delta < 0.5 \text{ mm}$  e il SAR risulta confinato agli strati cutanei, rendendo la densità di potenza la grandezza dosimetrica principale nelle raccomandazioni ICNIRP (2020).

## Correnti indotte e campo elettrico interno

Nel dominio quasi statico (1 Hz–100 kHz), la potenza assorbita è trascurabile, ma le correnti indotte nei tessuti possono raggiungere valori significativi. L'entità del campo elettrico interno  $E_i$  e della densità di corrente  $J$  è data da:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}_i, \quad P_V = \mathbf{J} \cdot \mathbf{E}_i = \sigma |\mathbf{E}_i|^2, \quad (2.25)$$

dove  $P_V$  è la potenza dissipata per unità di volume. Le linee guida ICNIRP (2010) fissano un limite per  $E_i$  pari a  $0.02 \text{ V/m}$  nel sistema nervoso centrale per la popolazione generale, corrispondente a un'intensità di corrente tipica di pochi  $\text{mA/m}^2$  (ICNIRP, 2010).

Nel corpo umano, il campo elettrico indotto da un campo magnetico alternato è proporzionale alla frequenza e alla geometria corporea:

$$E_i \propto 2\pi f B r, \quad (2.26)$$

dove  $B$  è l'induzione magnetica e  $r$  la distanza dal centro del corpo. Ad esempio, un campo magnetico uniforme di  $0.4 \mu\text{T}$  a 60 Hz induce un campo elettrico di circa  $10\text{--}15 \mu\text{V/m}$  nei tessuti superficiali, in accordo con i modelli quasi-statici di Lin (Lin, 2012).

## Equazione bio-termica di Pennes

Il legame tra SAR e incremento termico locale  $\Delta T$  è descritto dall'equazione bio-termica di Pennes:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \text{SAR} - B(T - T_b), \quad (2.27)$$

dove  $c$  è la capacità termica specifica,  $k$  la conducibilità termica e  $B$  il termine di scambio ematico con il sangue a temperatura  $T_b$ . Per esposizioni moderate, l'aumento di temperatura resta inferiore a  $1 \text{ }^\circ\text{C}$  per  $\text{SAR} < 4 \text{ W/kg}$ , valore considerato soglia per effetti termici misurabili (Lin, 2012).

Le simulazioni numeriche FDTD mostrano che per un dispositivo portatile tipico, il 40–50 % della potenza emessa viene assorbita dal corpo, con *hot spots* localizzati negli strati superficiali della pelle e nel tessuto sottocutaneo (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; Lin, 2012).

### Sintesi.

In sintesi:

- Il SAR è la grandezza di riferimento per la valutazione dell'assorbimento locale e globale per frequenze  $> 10$  MHz.
- La densità di potenza  $S$  caratterizza le condizioni di campo lontano, mentre il campo interno  $E_i$  e la corrente indotta  $\mathbf{J}$  sono appropriati per il dominio ELF–LF.
- Le relazioni tra SAR,  $S$  ed  $E_i$  forniscono la base quantitativa per la correlazione tra energia assorbita e risposta termica o neurosensoriale dei tessuti.

# Capitolo 3

## Proprietà Elettromagnetiche dei Tessuti e Interfacce

### Introduzione

L'interazione dei campi elettromagnetici con il corpo umano dipende in modo critico dalle proprietà fisiche dei tessuti biologici. Ogni tessuto può essere descritto come un mezzo complesso, eterogeneo e fortemente dispersivo, in cui coesistono regioni conduttive (fluidi intra- ed extracellulari) e regioni prevalentemente dielettriche (membrane cellulari, macromolecole, fibre collagene). La distribuzione di carica e di polarizzazione varia con la frequenza del campo applicato, determinando il modo in cui l'energia elettromagnetica viene trasferita, assorbita o dissipata all'interno dell'organismo.

La caratterizzazione accurata della **permittività** e della **conduttività elettrica** dei tessuti rappresenta un prerequisito essenziale per la modellizzazione delle interazioni campo-tessuto, la valutazione dosimetrica e la progettazione di applicazioni biomediche quali la risonanza magnetica (MRI), la stimolazione magnetica transcranica (TMS), la terapia a microonde e le esposizioni in banda millimetrica (ICNIRP, 2010; Joshi e Schoenbach, 2012; Lin, 2012; Ueno e Okano, 2012). I modelli macroscopici oggi impiegati in ambito radioprotezionistico e ingegneristico si basano proprio su parametri dielettrici “efficaci” dei tessuti, ricavati da misure sperimentali e organizzati in database standard, che permettono di calcolare distribuzioni di campo interno, SAR e correnti indotte in modelli anatomici realistici.

### Stato dell'arte dei modelli

Parallelamente, negli ultimi decenni si è sviluppata in modo significativo la modellazione specifica dell'interazione fra campi EM e membrane cellulari. I modelli di tipo continuum, derivati dal formalismo di Maxwell–Wagner e da Schwan, rappresentano la cellula come una geometria *core-shell* (tipicamente sferica o ellissoidale) in cui la membrana è trattata come un sottile strato dielettrico, come mostrato in Fig. (3.1). Questi approcci consentono di descrivere in modo quantitativo la formazione del potenziale transmembrana indotto, le soglie di elettroporazione e la dinamica media della permeabilizzazione, e costituiscono la base sia dei modelli dosimetrici classici sia dei più recenti modelli multiphysics che includono trasporto ionico e deformazione meccanica della membrana (Durney, 1986a; Goldberg, 2018; Kotnik et al., 2019).

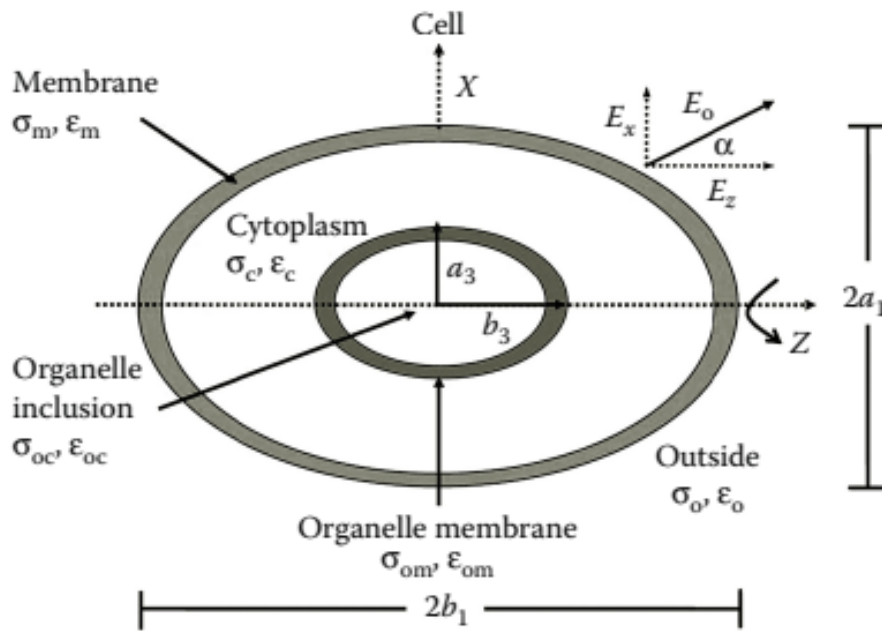


Figura 3.1: Schema del modello cellulare sferoidale utilizzato per il calcolo del potenziale transmembrana in presenza di un campo elettrico esterno con orientazione arbitraria. Riprodotto da (Qin Hu e Joshi, 2009).

A scala più fine, le simulazioni di dinamica molecolare (MD), sia atomistica sia *coarse-grained*, hanno permesso di osservare direttamente la nucleazione e l'evoluzione dei pori in bilayer lipidici sottoposti a campi elettrici intensi. Lavori pionieristici di Tieleman, Tarek e collaboratori hanno mostrato come, a campi dell'ordine di centinaia di mV/nm, si formino pori acquosi su scale temporali di pochi nanosecondi, con curvature locali e riorganizzazione dei lipidi che non possono essere catturate dai modelli puramente continui (Tarek, 2005; Tieleman, 2003). Più recentemente, Kasparyan e Hub hanno calcolato il passaggio di energia libera dell'elettroporazione, confrontando direttamente modelli continui e simulazioni atomistiche e mettendo in evidenza sia le regioni di accordo sia i limiti dei modelli classici nella descrizione dello stato di transizione e della dinamica dei pori (Kasparyan e Hub, 2021).

Nonostante questi progressi, la maggior parte dei modelli computazionali utilizza ancora rappresentazioni semplificate della membrana, sia nei modelli continuum (membrana come strato omogeneo con permittività e conducibilità effective), sia nelle simulazioni MD, che si basano spesso su bilayer ideali formati da pochi tipi di fosfolipidi (POPC, DPPC, ecc.). La struttura reale delle membrane biologiche è però molto più complessa, con un'elevata diversità lipidica, la presenza di colesterolo, domini liquido-ordinati e disordinati, eterogeneità laterale e un accoppiamento stretto con proteine transmembrana e citoscheletro. Studi recenti di modellazione di membrane realistiche mostrano come tali fattori influenzino in modo sostanziale spessore di membrana, tensione superficiale, moduli elastici e risposta alle deformazioni, tutti parametri che entrano direttamente nella descrizione dell'interazione con i campi EM (Marrink et al., 2019). Un chiaro esempio di come la complessità delle simulazioni si stia evolvendo è apprezzabile in Fig. (3.2).

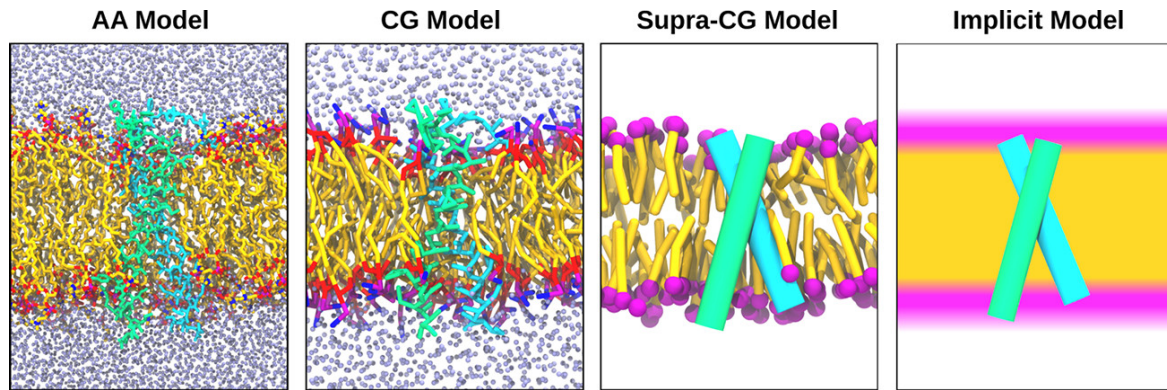


Figura 3.2: Diverse risoluzioni nei modelli di simulazione basati su particelle delle membrane lipidiche. Al livello *all-atom* (AA) tutti gli atomi sono rappresentati esplicitamente. Con il *coarse-graining*, piccoli gruppi di atomi e gli idrogeni associati sono rappresentati mediante particelle coarse-grain (CG). Riducendo ulteriormente la risoluzione al livello supra-CG, lipidi e proteine sono rappresentati solo qualitativamente tramite modelli a poche particelle, mentre il solvente è trattato implicitamente. Un'ulteriore riduzione della risoluzione si ottiene integrando anche le particelle lipidiche tramite approcci di campo medio (*mean-field*). Riprodotto da (Marrink et al., 2019).

In questo contesto, un passo cruciale per migliorare la fedeltà dei modelli di interazione EMF–membrana consiste nell'integrare dati di lipidomica strutturale e di composizione reale delle membrane all'interno di schemi multiscala che colleghino:

- (i) simulazioni MD atomistiche e *coarse-grained* di bilayer complessi;
- (ii) modelli continui elettro–meccanici a scala di singola cellula;
- (iii) parametri dielettrici ed elettromeccanici effective utilizzabili nelle simulazioni dosimetriche a scala di tessuto.

Un tale approccio permetterebbe di costruire modelli basati su dati sperimentali certi, riducendo il divario tra la descrizione teorica e il comportamento delle membrane biologiche reali, in particolare quando si considerano effetti di campi deboli, esposizioni croniche o regimi impulsati non puramente termici.

Alla luce di queste considerazioni, lo scopo di questo capitolo è duplice. Nella prima parte verranno introdotti i concetti fondamentali di permittività complessa e conducibilità dei tessuti, le principali bande di dispersione dielettrica e i modelli di dispersione (in particolare il modello di Cole–Cole), con riferimento ai database sperimentali comunemente impiegati in dosimetria (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; Lin, 2012).

Nella seconda parte l'attenzione sarà rivolta alle interfacce biologiche, dalle membrane cellulari alle interfacce macroscopiche tra tessuti o tra tessuto e materiali implantari, mettendo in evidenza come l'eterogeneità di composizione e struttura influisca sulla distribuzione dei campi, sul potenziale transmembrana e sulla probabilità di formazione di pori. Questo quadro fornirà le basi fisiche e numeriche per i capitoli successivi, dedicati all'analisi quantitativa dei meccanismi di accoppiamento EM nelle diverse bande di frequenza e alle loro implicazioni biologiche e cliniche.

## 3.1 Permittività Complessa e Conduttività dei Tessuti

### Concetti fondamentali

Il comportamento elettromagnetico di un tessuto biologico è descritto dalla *costante dielettrica complessa*:

$$\tilde{\varepsilon} = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \varepsilon_0 \left( \varepsilon_r - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \right) \quad (3.1)$$

dove:

- $\varepsilon'$  rappresenta la capacità del materiale di immagazzinare energia elettrica (componente capacitiva);
- $\varepsilon''$  o  $\sigma/\omega\varepsilon_0$  rappresenta la perdita energetica associata alla conduzione ionica.

La parte reale e quella immaginaria della permittività variano fortemente con la frequenza e con il contenuto d'acqua del tessuto. Come mostrato da S. Gabriel, Lau e C. Gabriel (1996) e successivamente discusso da Lin (2012), tale comportamento dispersivo può essere suddiviso in quattro principali bande di frequenza, ciascuna associata a un diverso meccanismo di polarizzazione.

Banda	Intervallo di frequenza	di Meccanismo dominante	domi-	Origine fisica e tessuti tipici
$\alpha$	10 Hz – 10 kHz	Polarizzazione	interfa-	Accumulo di cariche alle membrane cellulari e ai confini intra/extracellulari; risposta a campi ELF.
$\beta$	10 kHz – 10 MHz	Polarizzazione di membrana		Rilassamento RC delle cellule e dei tessuti molli (muscolo, sangue).
$\delta$	10 MHz – 1 GHz	Polarizzazione molecolare		Oscillazione di proteine e macromolecole in tessuti densi (cervello, organi interni).
$\gamma$	> 1 GHz	Polarizzazione dipolare dell'acqua		Rotazione dei dipoli H <sub>2</sub> O, dominante in regime microonde e millimetrico.
$\delta$ - $\gamma$	1 GHz – 100 GHz	Transizione re-dipolare	molecola-	Regime ad alta frequenza in cui coesistono vibrazioni proteiche e polarizzazione dell'acqua; dominante in tessuti superficiali (cute, mucose).

Tabella 3.1: Principali bande di dispersione dielettrica nei tessuti biologici (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; Lin, 2012).

Alle basse frequenze (banda  $\alpha$  e  $\beta$ ), le interfacce cellulari agiscono come condensatori che si caricano e scaricano in risposta al campo applicato; alle frequenze più elevate (bande  $\delta$  e  $\gamma$ ), la risposta è dominata dalle vibrazioni e rotazioni delle molecole d'acqua e delle proteine. In Tab. (3.1) è possibile notare la classificazione per bande di dispersione con relativo meccanismo dominante, origine fisica e tessuti coinvolti.

## Modelli di dispersione e modello di Cole–Cole

Il comportamento dispersivo dei tessuti è descritto matematicamente dal modello empirico di *Cole–Cole*:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_{n=1}^N \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_0} \quad (3.2)$$

dove  $\Delta\varepsilon_n = \varepsilon_{s,n} - \varepsilon_{\infty,n}$  rappresenta l'ampiezza della n-esima dispersione e  $\tau_n$  la corrispondente costante di rilassamento. Questo modello permette di descrivere l'andamento osservato sperimentalmente in un vasto intervallo di frequenze, da pochi Hz fino a oltre 100 GHz.

I parametri standardizzati di Gabriel, disponibili nel database IFAC–CNR, sono ampiamente impiegati nelle simulazioni numeriche *FDTD* (*Finite Difference Time Domain*) e *FEM* per la valutazione del campo interno e del tasso di assorbimento specifico (SAR) nei modelli anatomici (Belcastro, 2018; Lin, 2012).

### Dipendenza da frequenza, idratazione e temperatura

L'aumento della frequenza riduce la permittività e aumenta la conduttività, Fig. (3.3), poiché le cariche mobili non riescono a seguire rapidamente le oscillazioni del campo.

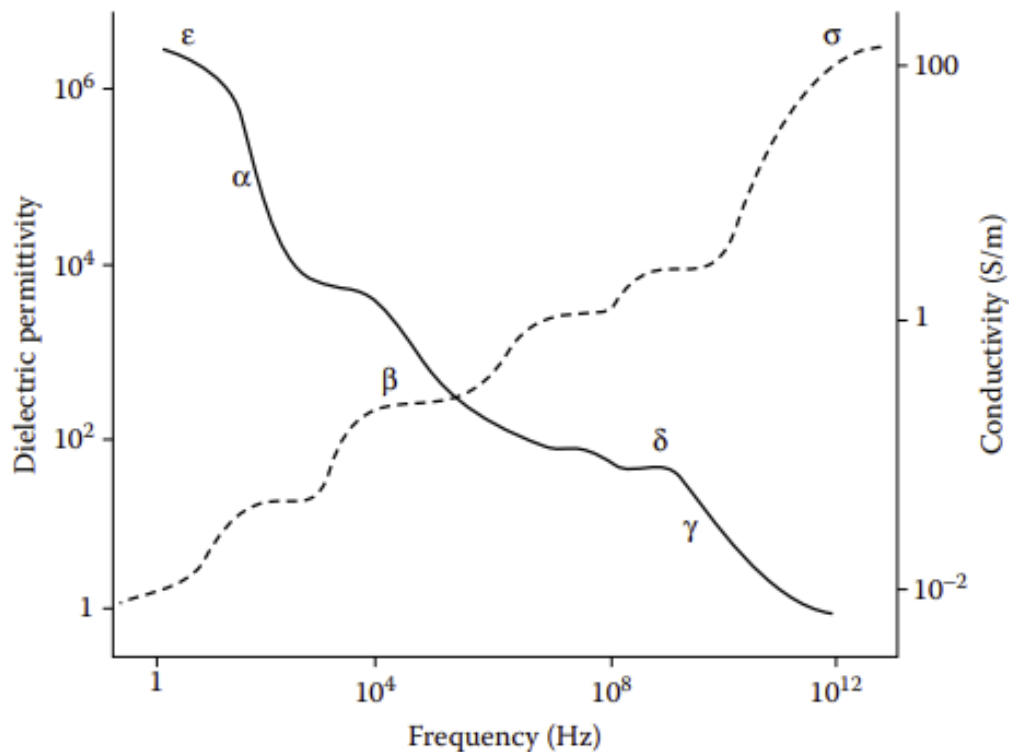


Figura 3.3: Permittività dielettrica e conducibilità elettrica di materiali biologici simili al tessuto muscolare in funzione della frequenza. Immagine tratta da (Lin, 2012).

Il contenuto d'acqua è il fattore più determinante: i tessuti ad alta idratazione (muscolo, cervello) presentano conduttività comprese tra 0.5 – 1 S/m a 1 GHz e permittività relative superiori a 50, mentre tessuti poveri d'acqua (grasso, osso) mostrano valori di ordini di grandezza inferiori. La temperatura influenza ulteriormente la conduttività: un incremento di 10 °C comporta un aumento di circa 2–3 % della  $\sigma$  (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996). In Tab. (3.2) sono mostrati alcuni valori tipici della costante dielettrica dei tessuti e della conduttività.

Tipo di tessuto	Costante dielettrica	Conducibilità (S/m)
Aria	1.0	0.0
Grasso	11	0.17
Osso	21	0.33
Pelle	35	0.60
Muscolo	50	0.97
Polmone	12	0.24
Cervello	41	0.86
Liquido cerebrospinale	78	1.97
Sangue	55	1.06
Occhio	67	1.97
Umor vitreo	67	1.63
Cornea/sclera	51	1.13
Cristallino	45	0.75

Tabella 3.2: Costante dielettrica e conducibilità di diversi tessuti biologici per campi a radiofrequenza utilizzati nei telefoni cellulari nella banda 800–900 MHz. Tabella originariamente in (Lin, 2000).

## 3.2 Fenomeni alle Interfacce Biologiche

Le interfacce tra materiali di diversa conduttività o permittività, ad esempio tra cellule, tra tessuti differenti o tra tessuto ed elettrodo, rivestono un ruolo cruciale nella distribuzione dei campi elettromagnetici.

Un onda EM quando interagisce con la materia biologica si trova a passare da un mezzo ad un altro. In questo passaggio vanno dunque rispettate le condizioni di continuità derivate dalle equazioni di Maxwell (Lin, 2012):

$$\begin{cases} E_{t1} = E_{t2} \\ D_{n1} - D_{n2} = \rho_s \\ H_{t1} - H_{t2} = J_s \\ B_{n1} = B_{n2} \\ \tan \theta = \frac{E_{n1}}{E_{t1}} \end{cases} \quad (3.3)$$

dove  $\rho_s$  e  $J_s$  rappresentano rispettivamente le densità di carica e di corrente superficiali. Discontinuità di  $\varepsilon$  o  $\sigma$  generano riflessione, rifrazione e localizzazione del campo.

### Membrane cellulari e doppio strato lipidico

La membrana cellulare, spesso pochi nanometri, costituisce un doppio strato lipidico con bassa costante dielettrica ( $\varepsilon_r \approx 2-5$ ) che separa due soluzioni elettrolitiche conduttive. Il sistema, illustrato in Fig. (8.5), può essere rappresentato come un circuito equivalente  $RC$ :

- la **capacità** della membrana genera la dispersione  $\beta$ ;

- la **resistenza** del citoplasma e del fluido extracellulare determina la conduttività complessiva.

## Interfacce macroscopiche

Le interfacce tra tessuti (muscolo–grasso, tessuto–osso) o tra tessuto e materiali impiantari introducono gradienti di campo non uniformi e possono causare accumuli locali di carica. Questi effetti risultano particolarmente rilevanti nei dispositivi di stimolazione elettrica e nelle simulazioni dosimetriche, dove il campo elettrico può concentrarsi localmente fino a valori anche dieci volte superiori alla media del volume circostante.

## 3.3 TransMembrane Potential and Electroporation

L'azione dei campi elettrici sui tessuti biologici non si limita a fenomeni macroscopici di polarizzazione o riscaldamento, ma coinvolge processi locali a livello cellulare. La membrana plasmatica, per la sua bassa conduttività e ridotto spessore (5–10 nm), agisce come una barriera dielettrica che separa due mezzi altamente conduttivi: il citoplasma e il fluido extracellulare. In presenza di un campo elettrico esterno  $E_0$ , si genera una differenza di potenziale ai capi della membrana, nota come *Transmembrane Potential* (TMP), che rappresenta il parametro chiave per descrivere la risposta elettrica della cellula.

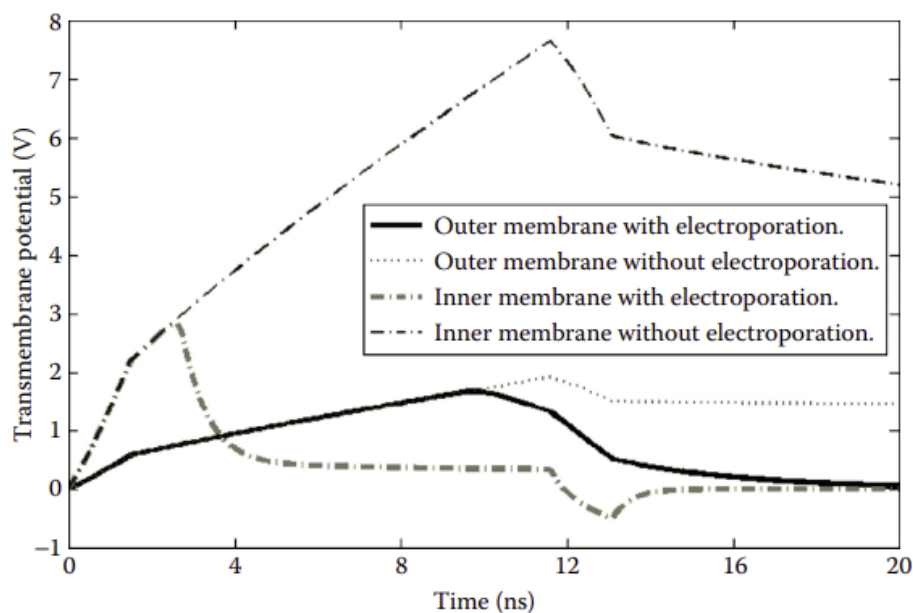


Figura 3.4: Simulazione del potenziale transmembrana in una cellula prolate double-shelled sottoposta a impulso trapezoidale da 100 kV/cm con rise, fall, e ON time di 1.5, 1.5 e 10 ns rispettivamente. Figura adattata da (Joshi e Schoenbach, 2012), originariamente in (Qin Hu e Joshi, 2009).

## Potenziale transmembrana indotto

In prima approssimazione, per una cellula sferica immersa in un campo elettrico uniforme, il potenziale transmembrana indotto può essere espresso come (Joshi e Schoenbach, 2012; Lin, 2012):

$$\Delta V_m(\theta, t) = 1.5 R E_0 \cos(\theta) \left(1 - e^{-t/\tau_m}\right) \quad (3.4)$$

dove:

- $R$  è il raggio della cellula,
- $\theta$  è l'angolo rispetto alla direzione del campo applicato,
- $\tau_m = R_m C_m$  è la costante di tempo di carica della membrana, con  $R_m$  e  $C_m$  rispettivamente resistenza e capacità superficiale.

Il termine  $(1 - e^{-t/\tau_m})$  descrive il comportamento tempo-dipendente: per campi pulsati di durata minore di  $\tau_m$  la membrana non si carica completamente, mentre per impulsi più lunghi si raggiunge un regime quasi stazionario. Tipicamente,  $\tau_m$  è dell'ordine di microsecondi per cellule di diametro 10–50  $\mu\text{m}$ .

## Soglia di elettroporazione

Quando  $\Delta V_m$  supera un valore soglia (generalmente compreso tra 0.2 e 1 V), si verifica un aumento repentino della permeabilità di membrana dovuto alla formazione di nanopori transitori o permanenti, processo noto come *elettroporazione*. Joshi (Joshi e Schoenbach, 2012) descrive tale fenomeno attraverso un modello termodinamico-cinetico in cui la probabilità di formazione dei pori dipende esponenzialmente dal potenziale transmembrana:

$$\frac{dN}{dt} = \alpha \exp\left[\left(\frac{\Delta V_m}{V_{ep}}\right)^2\right] (1 - N/N_{max}) - \beta N \quad (3.5)$$

dove  $N$  è la densità dei pori,  $\alpha$  e  $\beta$  costanti di creazione e chiusura, e  $V_{ep}$  la tensione caratteristica di elettroporazione ( $\approx 0.25$  V).

L'aumento di permeabilità consente il passaggio di ioni e molecole, influenzando il bilancio osmotico e il potenziale di membrana. A seconda dei parametri del campo applicato (ampiezza, durata e numero di impulsi), il fenomeno può essere:

- **Reversibile** – la membrana si richiude dopo pochi millisecondi, utile per applicazioni come l'elettrotrasfezione o la chemioterapia potenziata;
- **Irreversibile** – si verifica danno strutturale permanente con lisi cellulare, impiegato in tecniche ablativo dei tessuti.

## Effetti della forma d'onda e del regime d'impulso

Joshi distingue tra impulsi lunghi ( $\mu\text{s}$ ) e impulsi ultracorti (ns): a parità di energia, impulsi più brevi generano campi più intensi ma con minore carica trasferita, inducendo meccanismi subcellulari differenti. Nella Fig. (2.6) è mostrato l'effetto di impulsi da

7  $\mu\text{s}$  a 1.1 kV/cm e da 60 ns a 60 kV/cm, scelti in modo da avere uguale energia specifica, ma distribuzione spaziale e temporale dei campi completamente diverse (Joshi e Schoenbach, 2012). Mentre in Fig. (3.5) è mostrato il valore del potenziale di membrana interna ed esterna in caso di impulsi con diversa durata.

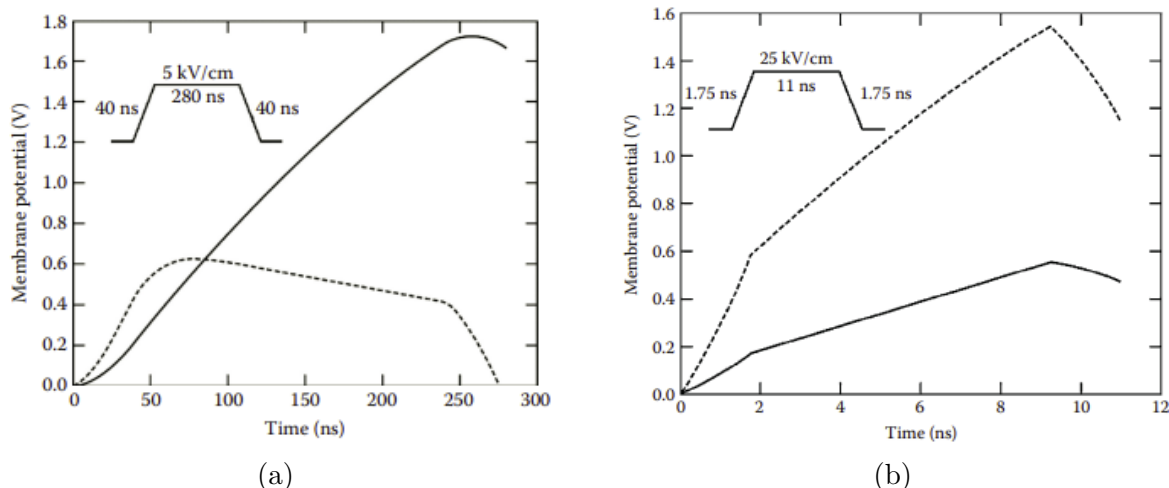


Figura 3.5: (a) Potenziale transmembrana su membrana plasmatica esterna (linea continua) e mitocondriale interna (linea tratteggiata) per un impulso trapezoidale da 300 ns. (b) Stessa analisi per un impulso da 11 ns. Il potenziale della membrana interna supera quello della membrana esterna. La membrana interna è assunta con spessore pari alla metà della membrana plasmatica. Dati tratti da (Joshi, Q. Hu et al., 2004).

## Implicazioni biofisiche

Il TMP e l'elettroporazione rappresentano un'estensione naturale della risposta dielettrica e capacitiva descritta nelle sezioni precedenti. Le proprietà macroscopiche dei tessuti derivano infatti dal comportamento collettivo di milioni di cellule la cui membrana agisce come interfaccia dielettrica non lineare. L'inclusione del potenziale transmembrana nei modelli numerici consente di passare da una descrizione puramente media del campo a una **modellizzazione multiscala**, in cui si collegano:

- il campo macroscopico applicato,
- la distribuzione locale dei potenziali di membrana,
- e la probabilità di formazione dei pori.

Questi meccanismi sono di fondamentale importanza nello studio delle interazioni non termiche dei campi impulsati ad alta intensità, e trovano applicazione in elettroporazione terapeutica, stimolazione neuronale e protocolli di trattamento dei tumori.

## 3.4 Misura e Modellizzazione delle Proprietà Elettromagnetiche

### Metodi sperimentali

Le proprietà dielettriche e conduttive dei tessuti sono ottenute sperimentalmente mediante diverse tecniche (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; Lin, 2012):

- **Sonda coassiale aperta**, standard tra 100 MHz e 20 GHz, basata sulla misura del coefficiente di riflessione  $S_{11}$ ;
- **Cavità risonante**, adatta per frequenze superiori a 1 GHz e campioni omogenei;
- **Metodo a guida d'onda o cella di Schwan**, efficace nel range kHz–MHz;
- **Misure di impedenza complessa** per caratterizzare la risposta nelle bande  $\alpha$  e  $\beta$ .

Tutte le misure devono essere condotte su campioni freschi e in condizioni controllate di temperatura e idratazione, poiché anche piccole variazioni alterano significativamente i risultati.

### Modellizzazione numerica

I valori sperimentali vengono parametrizzati attraverso modelli multipli di Cole–Cole e assegnati ai voxel dei modelli anatomici tridimensionali. Questo approccio consente di calcolare le distribuzioni di campo elettrico e magnetico, la densità di potenza assorbita (SAR) e i gradienti termici nei tessuti tramite algoritmi *FDTD* o *FEM* (Belcastro, 2018; Lin, 2012).

## 3.5 Implicazioni Applicative e Prospettive

Le proprietà elettromagnetiche dei tessuti influenzano direttamente l'intensità e la distribuzione dell'energia assorbita dal corpo umano, e quindi gli effetti biologici e terapeutici dei campi EM. Tali proprietà sono alla base sia dei criteri di sicurezza, sia del funzionamento di numerose tecniche diagnostiche e terapeutiche.

- **Sicurezza elettromagnetica**: i limiti stabiliti da ICNIRP (2020) per il SAR si basano sui valori di  $\epsilon$  e  $\sigma$  misurati nei diversi tessuti e sulla loro variazione con frequenza e idratazione.
- **Diagnostica EM**: le differenze di permittività tra tessuti sani e patologici sono impiegate nella *tomografia a microonde* e nelle tecniche di *dielectric imaging*, che sfruttano contrasti dielettrici per identificare regioni patologiche.
- **Terapie EM**: la conduttività locale condiziona l'efficacia dei trattamenti ablativi (RF, mmW) e delle stimolazioni nervose o muscolari, nonché la distribuzione del campo nei tessuti in presenza di impianti o elettrodi.

Un caso di particolare interesse è rappresentato dai campi elettrici impulsati, nei quali la risposta non è più lineare ma dipende dal potenziale di membrana indotto. Come descritto da Joshi e Schoenbach (2012), impulsi di elevata intensità possono generare un *transmembrane potential* superiore alla soglia di permeabilizzazione, innescando fenomeni di *elettroporazione* reversibile o irreversibile. Questi meccanismi permettono di modulare la permeabilità cellulare e rappresentano la base fisica di molte applicazioni biomediche avanzate:

- l'**elettrotrasfezione** e la **chemioterapia potenziata** (elettroporazione reversibile);
- l'**elettroporazione irreversibile** per ablazione di tessuti tumorali;
- la **neurostimolazione pulsata** ad alta risoluzione, in cui il TMP modula la depolarizzazione neuronale in modo controllato.

La comprensione dei fenomeni di polarizzazione, conduzione e formazione dei pori a livello di membrana consente quindi di collegare le proprietà dielettriche macroscopiche dei tessuti a una descrizione **multiscala** dell'interazione campo-biologia, che integra il comportamento molecolare, cellulare e tissutale. In prospettiva, l'inclusione dei modelli di potenziale transmembrana nei codici di simulazione numerica permetterà di progettare dispositivi di stimolazione e trattamento più selettivi ed efficaci, basati su una conoscenza quantitativa delle risposte elettrodinamiche dei tessuti.

## Conclusioni

Le proprietà elettromagnetiche dei tessuti costituiscono la base fisica delle interazioni tra campi EM e sistemi biologici. Esse determinano la capacità del campo di penetrare, polarizzare e riscaldare i tessuti, influenzando la distribuzione spaziale dei potenziali indotti e l'efficacia delle applicazioni biomediche. La corretta descrizione di permittività e conduttività, insieme alla rappresentazione accurata delle interfacce biologiche, fornisce il quadro teorico necessario per lo studio dell'accoppiamento campo-tessuto e per i modelli numerici sviluppati nei capitoli successivi.

## Parte II

# Meccanismi di Accoppiamento per Banda di Frequenza

# Capitolo 4

## ELF e Quasi-Statico (1 Hz–100 kHz)

### 4.1 Interazione ELF/LF con il Corpo Umano: Principi Generali

L'interazione fra campi elettrici e magnetici a frequenze estremamente basse (ELF, 1-300 Hz) e a bassa frequenza (LF, fino a 100 kHz) avviene nel regime *quasi-statico*, in cui la lunghezza d'onda della perturbazione è molto maggiore delle dimensioni corporee e le componenti elettrica e magnetica si comportano come entità *disaccoppiate*. In questo intervallo spettrale non vi è propagazione d'onda in senso classico, ma prevalgono meccanismi di accoppiamento non radiativi, dominati dalla conducibilità dei tessuti e dalla geometria del corpo. Di fatto le cellule muscolari sono in generale meno sensibili alla stimolazione diretta rispetto al tessuto nervoso (Reilly, 1998). Il tessuto muscolare cardiaco invece merita particolare attenzione.

Secondo l'analisi fisico dosimetrica riportata da Shigemitsu e Yamazaki (2012), e come confermato dalle *ICNIRP Guidelines 2010* (ICNIRP, 2010), i principali fenomeni fisici che governano l'interazione ELF/LF possono essere riassunti come segue:

- **Perturbazione del campo elettrico esterno e orientamento perpendicolare delle linee di campo.** A basse frequenze il corpo umano si comporta come un buon conduttore; perturba fortemente il campo elettrico esterno, forzando le linee di campo a disporsi quasi perpendicolarmente alla superficie corporea (ICNIRP, 2010).
- **Forte attenuazione del campo elettrico interno.** Il campo elettrico indotto nei tessuti è tipicamente ridotto di 5-6 ordini di grandezza rispetto al campo esterno alle frequenze di rete (ICNIRP, 2010).
- **Penetrazione quasi completa del campo magnetico.** Poiché la permeabilità dei tessuti è pressoché uguale a quella dell'aria ( $\mu_r \approx 1$ ), il campo magnetico penetra senza attenuazione significativa, generando distribuzioni interne paragonabili al campo incidente.
- **Induzione di correnti a loop chiuso (eddy currents).** Un campo magnetico variabile nel tempo induce correnti proporzionali a  $f \cdot r$ ; queste sono più intense nelle regioni periferiche del corpo per via dei loop conduttivi più ampi (Shigemitsu e Yamazaki, 2012), come osservabile in Fig. (4.1).

- **Campi elettrici interni generati dal movimento in campi magnetici statici.** L'induzione di Faraday può generare campi elettrici interni anche in presenza di campi magnetici statici, in caso di movimento del corpo (ICNIRP, 2010).
- **Dipendenza dalla postura e dalle condizioni di contatto.** La distribuzione delle correnti interne dipende dalla forma del corpo, dalla postura e dal contatto con superfici conduttive; condizioni come piedi nudi o contatto con elementi metallici possono incrementare le correnti indotte (ICNIRP, 2010).
- **Fenomeni sensoriali nel range 10–20 Hz.** In questa banda è possibile l'interazione con l'attività elettrica del sistema visivo, con generazione di fosfeni retinici e leggere modulazioni della coordinazione visivo-motoria (ICNIRP, 2010; Shigemitsu e Yamazaki, 2012).

Nel loro insieme, questi fenomeni costituiscono la base fisico-biologica su cui si fonda il sistema di protezione ICNIRP, basato sulla limitazione del campo elettrico interno  $E_i$  e delle correnti indotte nei tessuti eccitabili.

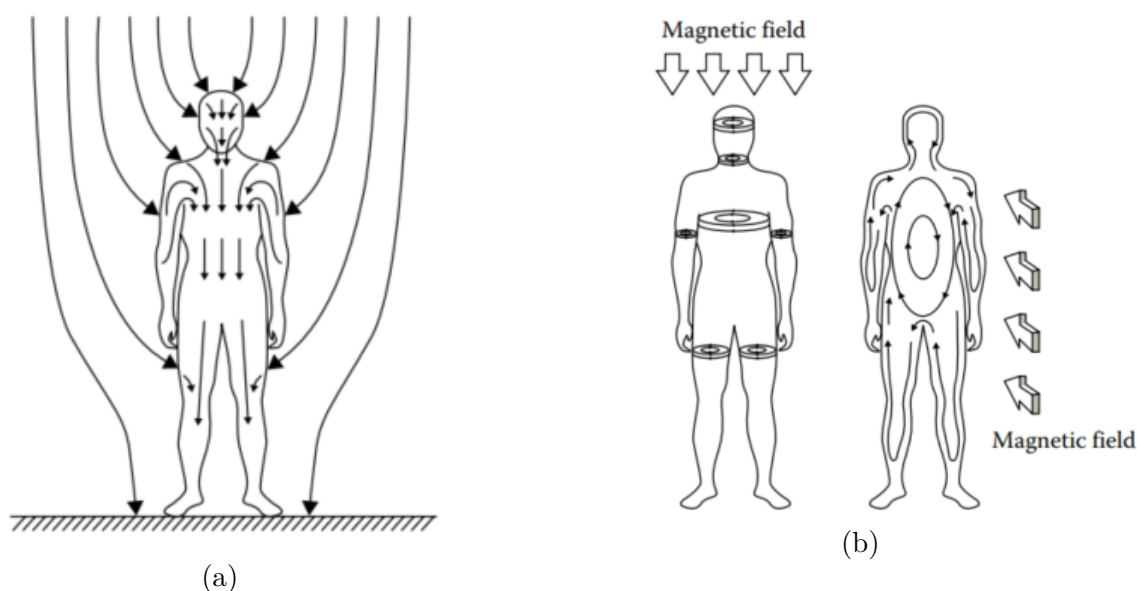


Figura 4.1: Densità di corrente indotta in un modello umano esposto a campi elettrici e magnetici in extremely low-frequency (ELF) (Reilly, 1998). La figura (a) mostra le perturbazioni dei campi elettrici in una persona esposta a un campo elettrico ELF. Le frecce all'interno del corpo indicano la direzione e l'intensità dei campi elettrici interni indotti e delle correnti corporee. La figura (b) mostra le distribuzioni delle correnti indotte internamente in una persona esposta a un campo magnetico ELF. La direzione del campo magnetico è parallela all'asse longitudinale del corpo (campo verticale a sinistra) e perpendicolare alla parte frontale del corpo (campo frontale a destra). Da (Shigemitsu e Yamazaki, 2012).

## 4.2 Basic Restrictions e Reference Levels, linee guida ICNIRP 2010

Le *ICNIRP Guidelines 2010* (ICNIRP, 2010) stabiliscono i criteri quantitativi di protezione per i campi elettrici e magnetici variabili tra 1 Hz e 100 kHz, estendendo alcune restrizioni fino a 10 MHz per includere i fenomeni di stimolazione neuromuscolare ma evitare i fenomeni di natura termica di cui il SAR diviene parametro di valutazione. Le linee guida mirano a prevenire esclusivamente gli effetti acuti e ben documentati, in particolare: stimolazione del sistema nervoso centrale (CNS) e periferico (PNS), comparsa di fosfeni retinici, correnti di contatto e interferenze con dispositivi medici.

ICNIRP, sulla base delle apposite grandezze riassunte in Tab. (4.1), distingue due categorie di limiti:

- **Basic Restrictions (BR)**: limiti sulle grandezze interne ( $E_i$ ,  $I_C$ ,  $I_L$ ), direttamente correlati ai meccanismi fisiologici di stimolazione.
- **Reference Levels (RL)**: limiti sulle grandezze esterne ( $E$ ,  $H$ ,  $B$ , correnti di contatto), derivati in modo conservativo dalle basic restrictions.

Questi limiti sono di fondamentale importanza per valutare i rischi dovuti all'esposizione ai campi EM in regimi quasi statici.

Tipo	Simbolo	Unità	Descrizione
Campo elettrico esterno	$E$	V/m	Misurato nell'ambiente
Campo magnetico	$B$ o $H$	T o $A \cdot m^{-1}$	Induzione o intensità magnetica
Campo elettrico interno	$E_i$	V/m	<i>Basic restriction</i> (tessuti)
Correnti di contatto	$I_C$	mA	Correnti tra corpo e superfici conduttive
Correnti agli arti	$I_L$	mA	Correnti distribuite negli arti

Tabella 4.1: Principali grandezze fisiche utilizzate per la valutazione delle BR e RL.

### Basic Restrictions (BR)

Le basic restrictions, riassunte in Tab. (B.1) e Fig. (2.5), limitano direttamente il campo elettrico interno  $E_i$ , valutato come media spaziale su voxel  $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$ , considerando il 99° percentile, senza media temporale aggiuntiva.

Per l'esposizione della popolazione generale a 50 Hz, il limite rilevante è:

$$E_i \leq 0.02 \text{ V/m.}$$

Per quanto riguarda l'occupazionale, i limiti sono  $5 \times$  superiori rispetto al pubblico.

## Reference Levels (RL)

I reference levels sono grandezze esterne utili per la verifica operativa dell'esposizione e garantiscono, se rispettati, il rispetto delle basic restrictions.

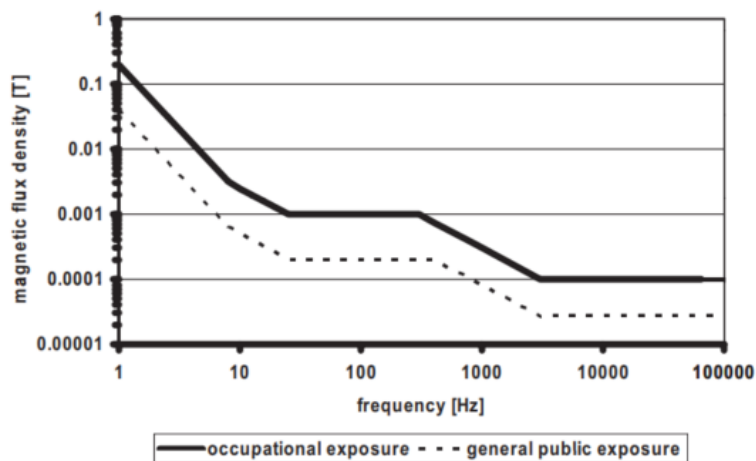
<b>Categoria</b>	<b><math>E</math> (kV/m)</b>	<b><math>B</math> (<math>\mu</math>T)</b>	<b><math>H</math> (A/m)</b>
Pubblico	5	200	160
Occupazionale	10	1000	800

Tabella 4.2: Reference Levels ICNIRP a 50 Hz (ICNIRP, 2010).

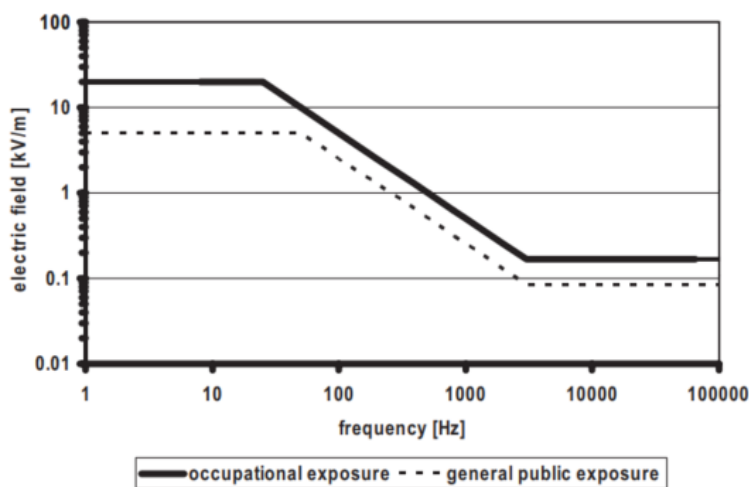
Analogamente, per 60 Hz:

$$E_{\text{pubblico}} \approx 4.17 \text{ kV/m}, \quad E_{\text{occupazionale}} \approx 8.33 \text{ kV/m}.$$

In Fig. (4.2a) e Fig. (4.2b) è possibile notare l'andamento dei reference levels in funzione della frequenza.



(a)



(b)

Figura 4.2: (a) Livelli di riferimento per l'esposizione a campi magnetici variabili nel tempo. (b) Livelli di riferimento per l'esposizione a campi elettrici variabili nel tempo. Da (ICNIRP, 2010).

## Correnti di contatto

Nelle stazioni elettriche questo aspetto è molto rilevante: recinzioni, montanti metallici, passerelle o superfici a potenziale flottante possono generare correnti percepibili.

Caratteristiche dell'esposizione	Intervallo di frequenza	Corrente di contatto massima (mA)
<b>Esposizione occupazionale</b>		
	Fino a 2.5 kHz	1.0
	2.5–100 kHz	0.4f
	100 kHz–10 MHz	40
<b>Esposizione della popolazione generale</b>		
	Fino a 2.5 kHz	0.5
	2.5–100 kHz	0.2f
	100 kHz–10 MHz	20

Tabella 4.3: Livelli di riferimento per le correnti di contatto variabili nel tempo provenienti da oggetti conduttori (ICNIRP, 2010).

Le correnti indotte dipendono dalla conducibilità dei tessuti, ci può essere corrente anche nel caso in cui si è a contatto con un corpo conduttore che è immerso in un campo elettrico.

### Forme d'onda non sinusoidali

Per campi multifrequenza o segnali distorti si applica la regola di additività:

$$\sum_f \frac{E_i(f)}{E_{i,\text{lim}}(f)} \leq 1, \quad \sum_f \frac{E(f)}{E_{\text{lim}}(f)} \leq 1.$$

ICNIRP raccomanda l'uso dell'analisi di Fourier o del *weighted-peak method*.

## 4.3 Case Study — Modello Interazione Stazione Elettrica e Corpo Umano

Per analizzare l'interazione tra i campi elettrici quasi-statici generati dai conduttori attivi di una stazione elettrica e la distribuzione di cariche indotte sulla superficie del corpo umano, è stato sviluppato un ambiente MATLAB dedicato. Parallelamente, è stato anche realizzato un modello assialsimmetrico in FEMM (*Finite Element Method Magnetism*) al fine di valutare, con un approccio numerico indipendente, l'andamento del campo elettrico nello spazio e i valori di campo indotto nei tessuti umani, così da confrontare e validare i risultati ottenuti tramite l'analisi basata sui modelli 3D.

Il codice MATLAB elabora automaticamente la geometria prodotta dal programma scritto in un precedente elaborato finale (Pitò, 2025) e costruisce il sistema potenziale-carica tramite una formulazione di tipo boundary-element in regime ELF, coerente con il quadro teorico illustrato da Lin (2012) e con le linee guida ICNIRP (2010).

Il processo si articola in quattro passaggi principali:

1. importazione e classificazione della geometria dei conduttori;

2. ricostruzione della connettività tra i punti che compongono i conduttori;
3. integrazione del modello umano e definizione dello spazio 2D;
4. imposizione dei potenziali trifase complessi e risoluzione del sistema lineare per trovare  $\rho$  e di conseguenza il campo  $E_i$  indotto.

Nel seguito si riporta una descrizione dettagliata della pipeline, con brevi esempi di codice.

### 4.3.1 Importazione e classificazione della geometria dei conduttori

Il file `coords_tot.mat` importato dal codice generato dal programma elaborato da Pitò (2025) contiene l'intera discretizzazione dei conduttori della stazione elettrica, accompagnata da un codice colore che identifica la fase di appartenenza di ciascun punto. La prima operazione del codice consiste dunque nel caricare la matrice e suddividere i punti per fase:

Listing 4.1: Importazione della geometria e suddivisione per fase

```

1 data = load('coords_tot.mat');
2 coordinate_nuovo = data.coords_totali;
3
4 idx_G = coordinate_nuovo(:,9) == 1; % verde - fase 1
5 idx_R = coordinate_nuovo(:,9) == 2; % rosso - fase 2
6 idx_B = coordinate_nuovo(:,9) == 3; % blu - fase 3
7
8 P_G = coordinate_nuovo(idx_G, 1:6);
9 P_R = coordinate_nuovo(idx_R, 1:6);
10 P_B = coordinate_nuovo(idx_B, 1:6);

```

Questa suddivisione consente di trattare separatamente le tre fasi del sistema trifase.

Per costruire il dominio unico dei conduttori è necessario combinare, per ciascuna fase, le tre informazioni fondamentali del modello elettromagnetico:

- la matrice  $\mathbf{P}$  dei *punti nodali*, contenente le coordinate  $(x, y, z)$  di ciascun nodo;
- la matrice  $\mathbf{E}$  degli *elementi* o della *connettività*, che specifica per ogni segmento 1D quali sono i due nodi che lo compongono;
- la matrice  $\mathbf{M}$  del *materiale*, che assegna a ogni elemento il corrispondente materiale.

Tali matrici, tipicamente denominate  $\mathbf{P}$ ,  $\mathbf{E}$ ,  $\mathbf{M}$  (o  $\mathbf{P}_R$ ,  $\mathbf{E}_R$ ,  $\mathbf{M}_R$  per la fase R; analogamente per G e B), costituiscono la tripla  $(\mathbf{P}, \mathbf{E}, \mathbf{M})$  necessaria per la costruzione dello *spazio primale*.

## Spazio primale

Uno spazio primale è la rappresentazione discreta delle grandezze fisiche fondamentali (potenziale, campo, flussi) definite sui vari elementi della mesh. Seguendo la formulazione topologica di E. Tonti (2002), lo spazio primale associa le variabili ai domini geometrici della discretizzazione: i nodi rappresentano i potenziali, gli spigoli le tensioni o i campi elettrici, le facce i flussi e i volumi le densità.

Questa struttura permette di tradurre le equazioni di Maxwell in forma integrale su una griglia, preservando esattamente le relazioni topologiche fra le grandezze (come gradiente, rotore e divergenza). Lo spazio primale è inoltre affiancato dal dual space, costruito tramite la mesh duale, necessario per trattare materiali con proprietà costitutive non uniformi e mantenere coerenza numerica nelle operazioni di accoppiamento tra campi e sorgenti.

### 4.3.2 Ricostruzione della connettività, creazione degli spazi primali e assegnazione materiale.

La geometria fornita non contiene informazioni sulle connessioni tra i punti; la funzione `buildConnectivity` ricostruisce automaticamente gli elementi 1D (segmenti) del conduttore, individuando le coppie di nodi adiacenti.

```

1 [E_R, NR, M_R] = buildConnectivity(P_R, tol);
2 [E_G, NG, M_G] = buildConnectivity(P_G, tol);
3 [E_B, NB, M_B] = buildConnectivity(P_B, tol);

```

E' inoltre necessario assegnare una sezione finita agli elementi 1D dei conduttori:

```

1 mat_R = setMaterialProperties(M_R);
2 mat_R(primal_r.Object(1)).Section = 2e-2;

```

Una volta ottenute le connettività e avvenuta la corretta assegnazione del materiale, vengono creati gli spazi *primali* 1D per ciascuna fase:

```

1 primal_r = createPrimal1d(P_R, E_R, M_R);
2 primal_g = createPrimal1d(P_G, E_G, M_G);
3 primal_b = createPrimal1d(P_B, E_B, M_B);

```

Gli spazi primali rappresentano il dominio discreto su cui verranno costruite le matrici potenziali. In Fig. (4.3) è mostrata la *primal 1D* ottenuta per la fase verde.

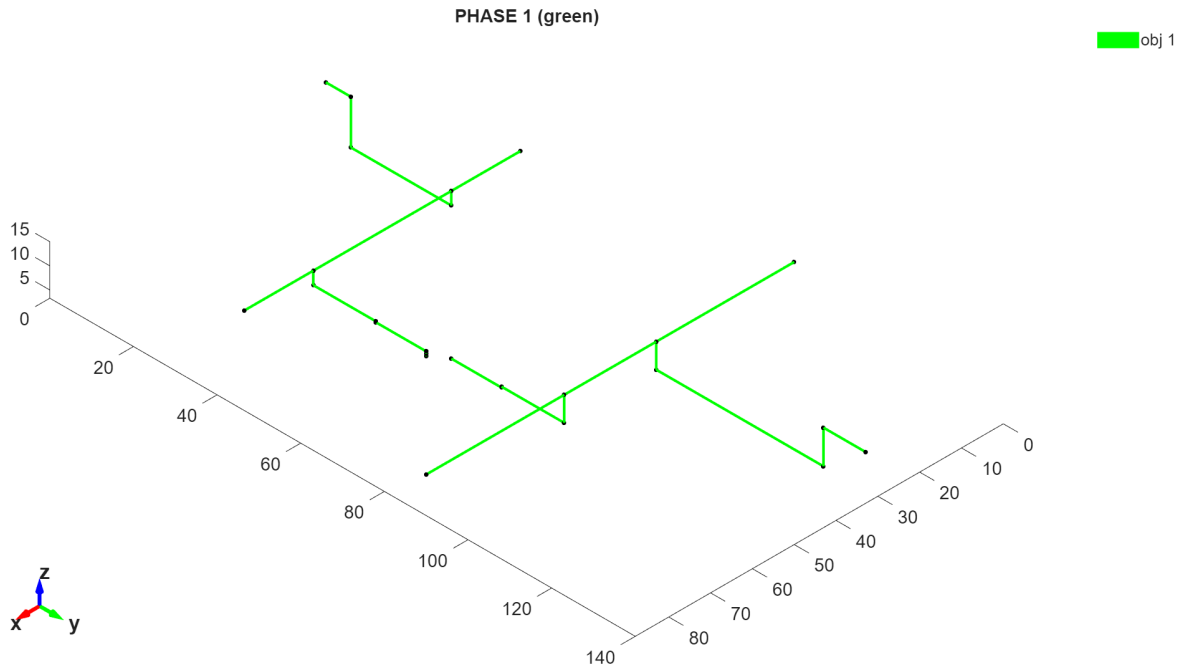


Figura 4.3: Geometria della primal relativa alla fase verde del sistema trifase. Le linee mostrano la discretizzazione dei conduttori e la loro disposizione spaziale lungo la tratta considerata.

Questa procedura viene applicata a tutte le tre fasi, in modo da garantire una modellazione coerente dell'intero sistema trifase.

### 4.3.3 Unificazione delle tre fasi in un dominio unico

Per risolvere il sistema potenziale-carica è necessario concatenare i tre domini 1D in un unico dominio totale, mantenendo l'informazione di appartenenza di ciascun elemento alla fase corretta:

```

1 P_tot = [P_G; P_R; P_B];
2
3 offset_G = 0;
4 offset_R = size(NG,1);
5 offset_B = size(NG,1) + size(NR,1);
6
7 E_tot = [
8     E_G + offset_G;
9     E_R + offset_R;
10    E_B + offset_B
11 ];
12
13 M_tot = [M_G; M_R; M_B];
14 primal_tot = createPrimal1d(P_tot, E_tot, M_tot);

```

In questo modo il sistema trifase viene trattato come un unico dominio fisico, pur mantenendo l'informazione del materiale e della fase associata a ciascun elemento. Il modello unificato della stazione è osservabile in Fig. (4.4).

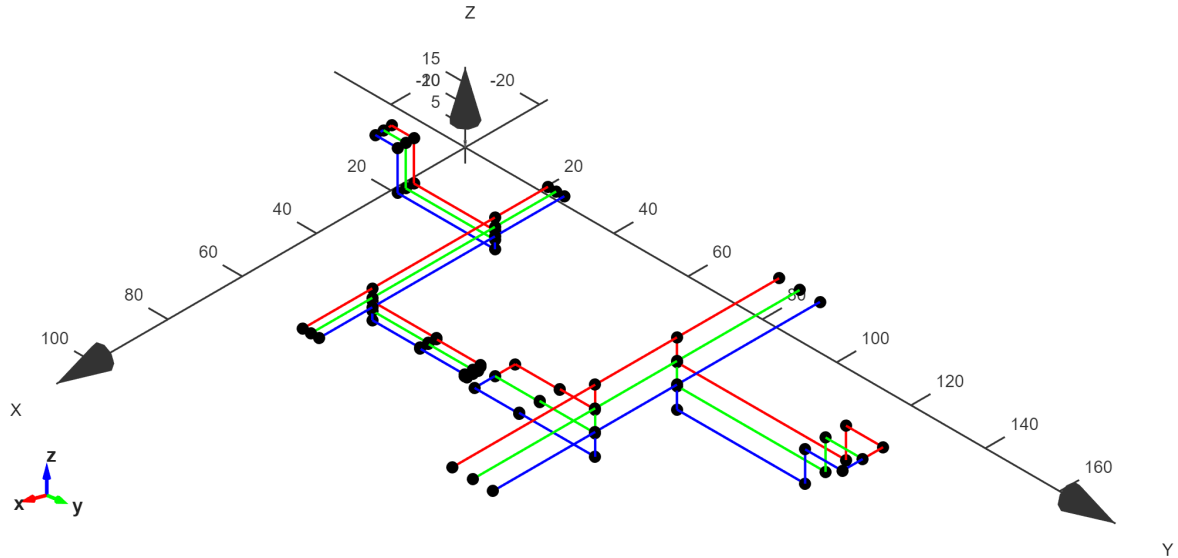


Figura 4.4: Primal tridimensionale unificata delle tre fasi del sistema trifase. Le tre linee conduttrici, rappresentate rispettivamente in rosso, verde e blu, mostrano la discretizzazione spaziale dei conduttori utilizzata per la generazione del modello numerico. I punti neri evidenziano i nodi del modello e la connettività tra i segmenti.

#### 4.3.4 Integrazione del modello umano e definizione dello spazio 2D

La valutazione della distribuzione di cariche indotte sulla superficie del corpo umano richiede l'importazione dell'anatomia 3D corrispondente al modello ad alfiere, introdotto dalla normativa CEI (2008) che viene poi convertita alla mesh superficiale tramite `volume2surface` per ottenere un dominio 2D triangolato.

```

1 [P_hum, T_hum, M_hum] = importMesh('3d');
2 [P_hum, T_hum, M_hum] = volume2surface(P_hum, T_hum, M_hum);
3 primal_hum = createPrimal2d(P_hum, T_hum, M_hum);

```

La conducibilità dei tessuti è impostata a  $\sigma = 0.2$  S/m, in accordo con i valori riportati in letteratura per il regime ELF (Lin, 2012; Shigemitsu e Yamazaki, 2012).

#### 4.3.5 Costruzione delle matrici SPIE e accoppiamento conduttori–corpo umano

La formulazione SPIE consente di costruire quattro blocchi matriciali:

$$P = \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} \\ P_{21} & P_{22} \end{bmatrix}$$

dove:

- $P_{11}$  rappresenta l'interazione conduttore–conduttore (1D–1D),
- $P_{22}$  l'interazione corpo umano–corpo umano (2D–2D),
- $P_{12}$  l'accoppiamento conduttore  $\rightarrow$  corpo umano,

- $P_{21}$  l'accoppiamento corpo umano  $\rightarrow$  conduttore.

```

1 P11 = spieMatrix1d(primal_tot, mat);
2 P22 = spieMatrix2d(primal_hum, mat);
3 P12 = spieMatrix2d(primal_hum, mat, 'points', ...
4     barycenter(primal_tot.Node, primal_tot.Edg2Nod));
5 P21 = spieMatrix1d(primal_tot, mat, 'points', ...
6     barycenter(primal_hum.Node, primal_hum.Fac2Nod));
7
8 P = [P11 P12; P21 P22];

```

### 4.3.6 Assegnazione dei potenziali trifase complessi

La corretta modellazione del sistema trifase richiede l'assegnazione di potenziali complessi, differiti di  $120^\circ$  tra loro. Il codice legge automaticamente i livelli di tensione generati dal software sorgente:

```

1 [V_H, V_L, y_tr] = getVoltageLevels(coordinate_nuovo);
2 V1d = assignVoltagesPhases_v2(primal_tot, V_H, V_L, y_tr);

```

Per confronti o test è possibile anche imporli manualmente:

```

1 Vph = 380e3;
2 Va = Vph * exp(1j*deg2rad(0));
3 Vb = Vph * exp(1j*deg2rad(-120));
4 Vc = Vph * exp(1j*deg2rad(-240));

```

E' possibile notare il modello della stazione con i rispettivi valori dei potenziali in Fig. (4.5). I valori del potenziale sui conduttori differisce tra partenze e arrivi di una quantità pari al rapporto di trasformazione. Quest'ultimo è scelto da parte dell'utente durante l'assegnazione della geometria e delle caratteristiche della stazione. Nel presente scenario il rapporto di trasformazione è pari a 2,5.

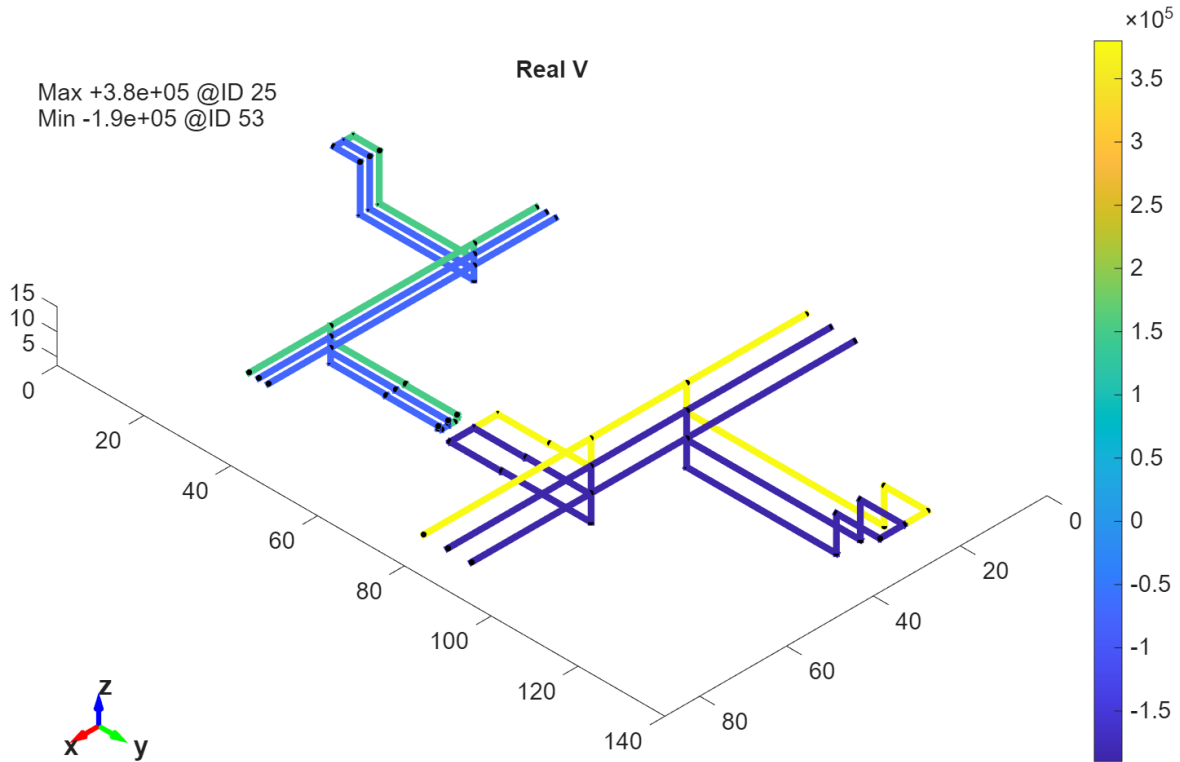


Figura 4.5: Distribuzione del potenziale reale sui conduttori del modello trifase. Il gradiente cromatico indica i valori del potenziale nei diversi segmenti.

### 4.3.7 Condizioni al contorno e soluzione del sistema

La superficie inferiore del corpo umano (piedi) è appoggiata al suolo equipotenziale. I triangoli con coordinate  $z \approx 0$  vengono quindi vincolati a  $V = 0$ :

```

1 iz0 = primal_hum.Node(:,3) < 10e-3*tol;
2 iTriz0 = find(all(iz0(primal_hum.Fac2Nod),2));
3 xFix = zeros(length(iTriz0),1);

```

La soluzione del sistema potenziale–carica fornisce la distribuzione di carica:

```

1 rho_unique = directSolve(P, V, iTriz0 + n_conductor, xFix);
2 rho_conductor = rho_unique(1:n_conductor);
3 rho_human = rho_unique(n_conductor+1:end);

```

Le quantità  $\rho_{\text{hum}}$  e  $\rho_{\text{cond}}$  consentono di valutare rispettivamente le cariche indotte sul corpo umano e quelle presenti sui conduttori.

### 4.3.8 Visualizzazione dei risultati

Infine, vengono prodotte mappe spaziali dell'andamento reale e immaginario della distribuzione di carica:

```

1 plotScalar2d(primal_hum, 'field', real(rho_human), 'title', 'Rho_body_Real'
2 );
3 plotScalar2d(primal_hum, 'field', imag(rho_human), 'title', 'Rho_body_Imag'
4 );

```

```

3 plotScalar1d(primal_tot, 'field', real(rho_conductor), 'title', 'Rho_
  conductor_Real');
4 plotScalar1d(primal_tot, 'field', imag(rho_conductor), 'title', 'Rho_
  conductor_
  IMAG');

```

Queste mappe, apprezzabili in Fig. (4.6) e Fig. (4.7) permettono di individuare le regioni con maggiore densità di carica volumica, in accordo con i modelli quasi-statici per ELF descritti in letteratura (Lin, 2012).

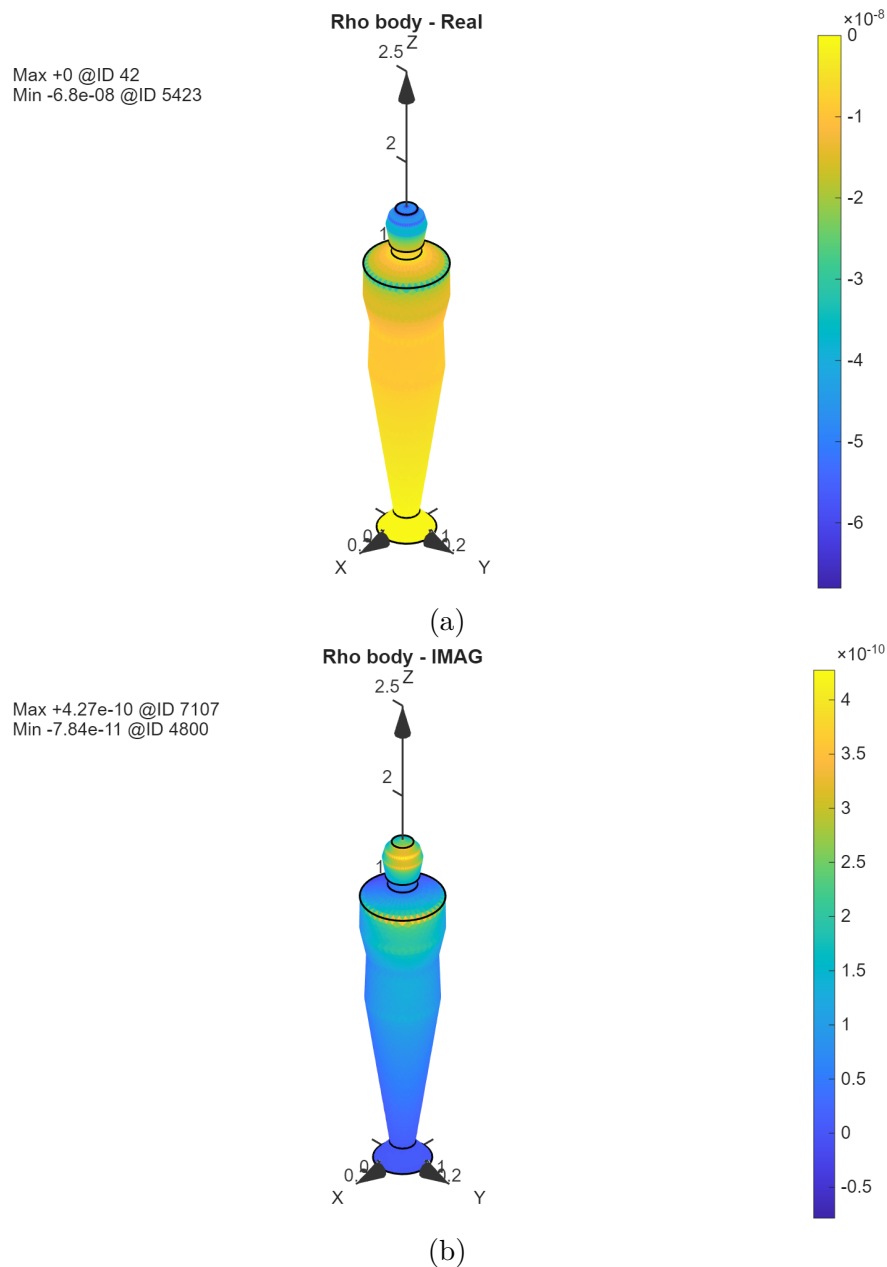


Figura 4.6: Distribuzione tridimensionale della densità di carica indotta nel modello umano. La figura mostra la componente reale (a) e la componente immaginaria (b) della densità di carica  $\rho$ . I valori massimi, evidenziati nella legenda grafica, si concentrano prevalentemente nella regione cranica.

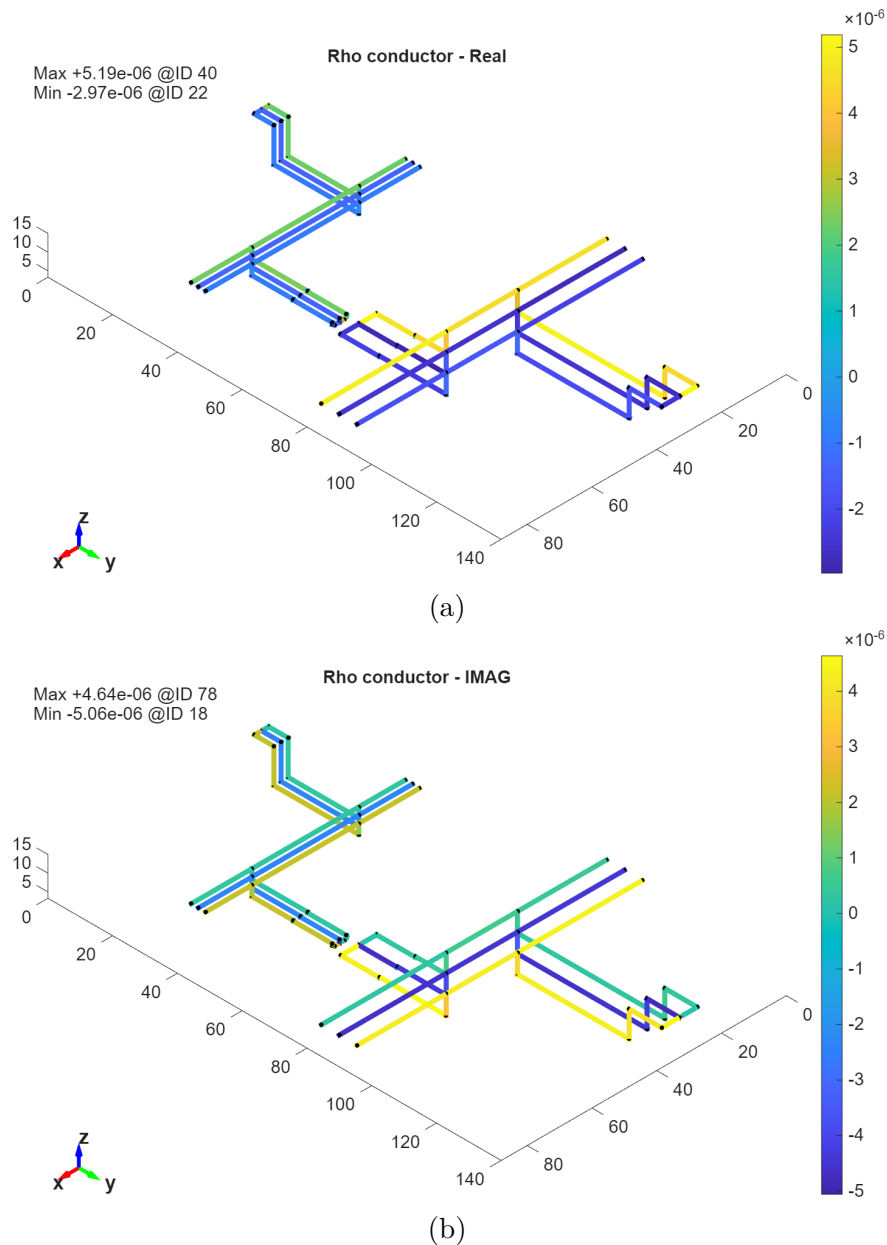


Figura 4.7: Distribuzione tridimensionale della densità di carica sui conduttori del sistema trifase. La figura mostra la componente reale (a) e quella immaginaria (b) della densità di carica  $\rho$ , espressa in C/m<sup>3</sup>.

In regime armonico (AC) la densità di carica volumica indotta  $\rho(\mathbf{r}, t)$  può essere descritta tramite un fasore complesso  $\tilde{\rho}(\mathbf{r})$ , per cui le sue componenti reale e immaginaria oscillano nel tempo (in fase e in quadratura) alla frequenza di eccitazione, mentre il modulo  $|\tilde{\rho}|$  rimane invariato e rappresenta l'ampiezza dell'oscillazione. Ciò è coerente con il fatto che i potenziali imposti sui conduttori variano sinusoidalmente, e quindi anche il campo elettrico e la distribuzione di carica indotta seguono la stessa dinamica temporale. Inoltre, l'entità e la forma di  $\tilde{\rho}$  dipendono dalla posizione dell'essere umano nel dominio simulato (ad es. centrato in  $(0, 0, 0)$ ), poiché la geometria e le distanze dai conduttori determinano la mappa del campo incidente. Di conseguenza, osservando istanti diversi, le fasi relative dei conduttori (parte reale/immaginaria) equivalgono a

“spostare” nel tempo il contributo di ciascun conduttore, che risulta istantaneamente più o meno efficace nell’indurre carica sul corpo a seconda dell’istante di tempo considerato.

### 4.3.9 Costruzione modello FEMM tramite MATLAB

Per automatizzare la costruzione del dominio assialsimmetrico e l’analisi dell’andamento del valore del campo elettrico è stato sviluppato uno script `MATLAB` capace di interagire con il programma `FEMM`. Tramite le informazioni contenute nella guida fornita da Crozier e Mueller (2016) sono stati eseguiti i comandi utili che si rifanno ad un problema relativo alla casistica *Current Flow*, in quanto le altre tipologie di casi elaborati da `FEMM` non supportano l’analisi in frequenza.

A partire dal profilo bidimensionale dell’essere umano, estratto come insieme di punti e salvato nel file `axicoord.txt`, il codice `MATLAB` costruisce la geometria nel piano `xy` generando una spezzata che segue fedelmente il contorno corporeo:

```

1 coord = load('axicoord.txt');
2 x = coord(:,1);
3 y = coord(:,2);
4
5 for i = 1:length(x)-1
6     ci_drawline(x(i), y(i), x(i+1), y(i+1));
7 end

```

Il risultato è visibile in Fig. (4.8).

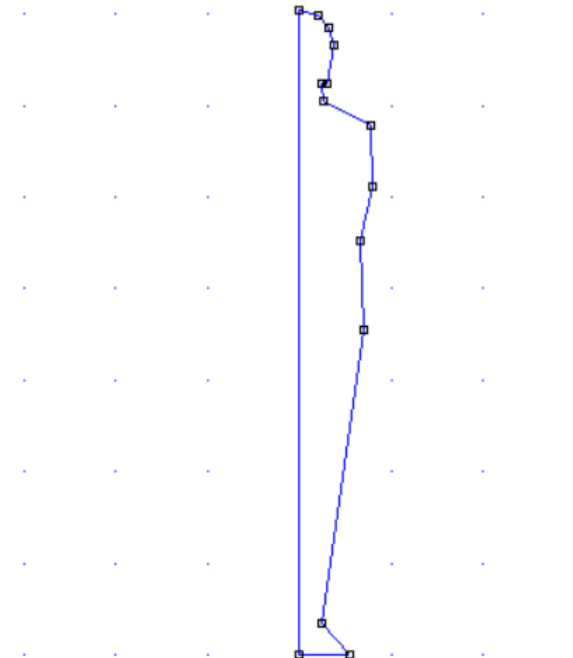


Figura 4.8: Contorno del modello umano nel dominio assialsimmetrico implementato in `FEMM`. La geometria è ottenuta tramite una spezzata di punti che definisce il profilo del corpo, utilizzato per la generazione della mesh e per il calcolo dei campi lungo il contorno.

Successivamente vengono inseriti i conduttori attivi della stazione elettrica: nel caso in esame, un conduttore con sezione circolare di raggio 1 cm e raggio 1 m, posto all'altezza di 4 m rispetto al suolo, viene definito tramite l'aggiunta di due nodi diametralmente opposti e di un arco completo di 180°. Il problema è definito nel regime quasi-statico a 50 Hz, per il quale la permittività complessa del corpo umano è modellata come

$$\varepsilon^{\star} = \varepsilon - j \frac{\sigma}{\omega},$$

tuttavia ulteriori considerazioni sulla permittività verranno affrontate nel paragrafo successivo.

Dopo la generazione della geometria finale, in cui sono inclusi 2 poligoni di diverse dimensioni, il codice assegna i materiali a ciascuna regione (aria, tessuti, conduttore) e costruisce una mesh controllata, più fitta in prossimità del corpo umano e del conduttore, e progressivamente più grossolana verso l'esterno. La geometria con materiali assegnati e mesh è osservabile in Fig. (4.9).

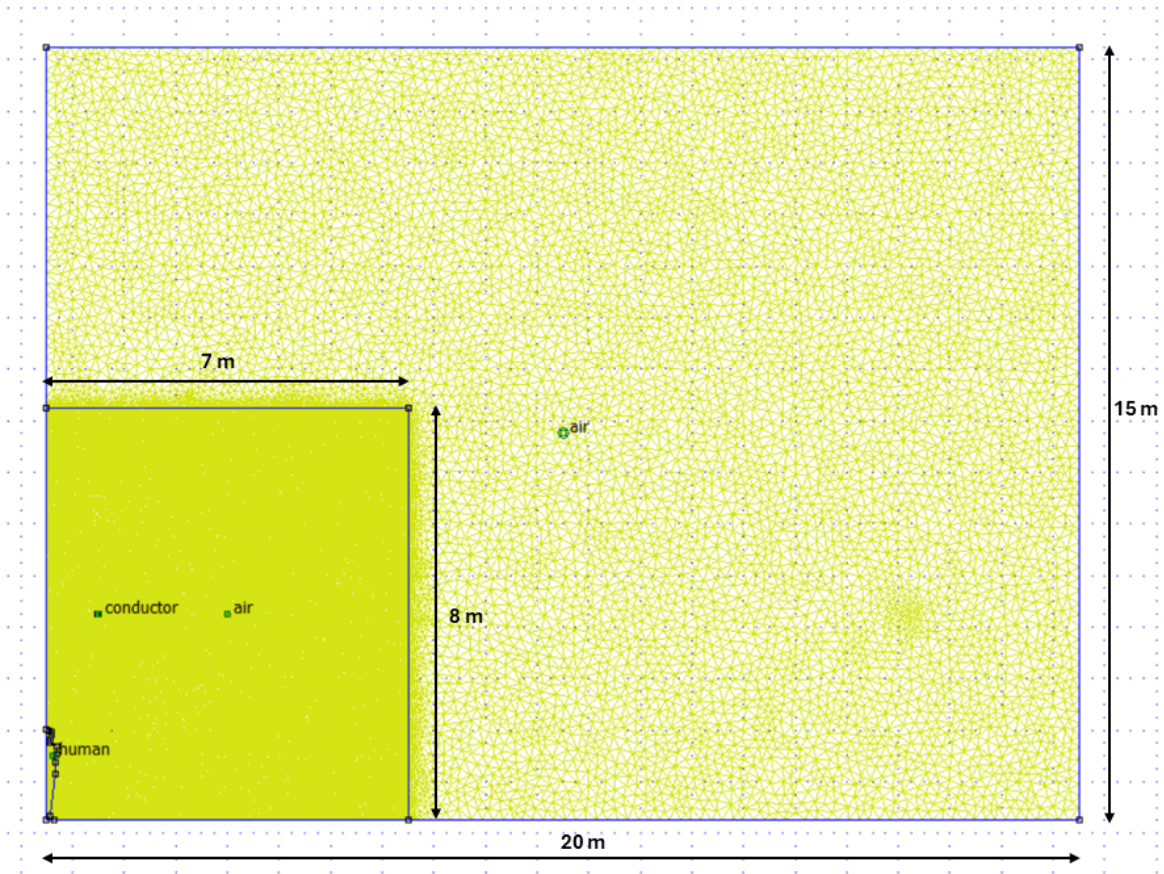


Figura 4.9: Geometria del modello assialsimmetrico implementato in FEMM, con identificazione delle regioni di interesse (aria, conduttore e corpo umano) e mesh triangolare generata automaticamente. La discretizzazione più fitta è applicata nelle zone prossime al conduttore e al profilo umano, dove è richiesta una sensibilità del sistema maggiore.

Per la valutazione del campo elettrico indotto il conduttore è mantenuto a potenziale  $V = 400$  V, mentre i bordi più esterni del dominio sono fissati a potenziale nullo. L'analisi viene eseguita tramite:

```
1 ci_analyze;
2 ci_loadsolution;
```

Una volta risolto il problema, la soluzione di esso è mostrata nell'ambiente di post-processing, visibile in Fig. (4.10) e il procedimento viene automatizzato.

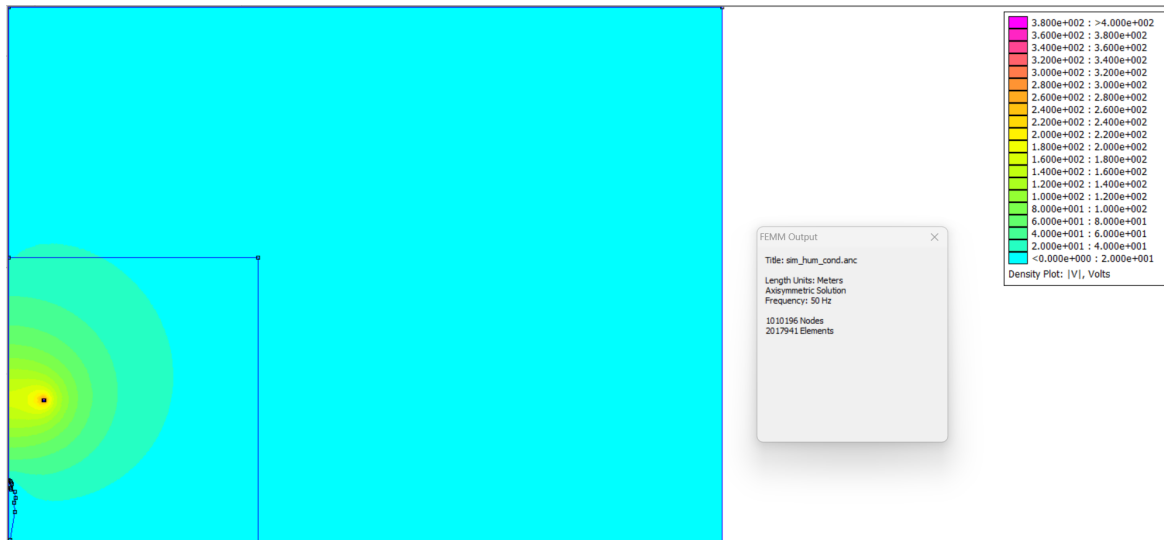


Figura 4.10: Ambiente di post-processing FEMM per il caso *current flow*. È mostrata la distribuzione del potenziale elettrico  $|V|$  nel dominio assialsimmetrico calcolata a 50 Hz. Il conduttore alimentato (400 V) genera superfici equipotenziali concentriche, mentre nelle zone lontane dalla sorgente il campo risulta pressoché uniforme. La mesh utilizzata comprende circa 290 000 nodi e 579 000 elementi, come indicato dalla finestra di output. A destra è riportata la barra cromatica dei valori di potenziale impiegata nella visualizzazione.

Viene generata una linea di ispezione coincidente con il profilo curvilineo (l'insieme dei punti che costituiscono il contorno della mesh dell'essere umano) del corpo umano, lungo la quale FEMM restituisce le componenti del campo elettrico. I dati sono esportati in formato `.txt` e successivamente elaborati in MATLAB.

Nell'ambiente FEMM la funzione:

```
1 co_makeplot(5, 7000, "campoE", 0);
```

non produce direttamente una figura, ma genera un file dati contenente il modulo del campo elettrico e le sue componenti lungo la linea definita. Tuttavia tramite l'apposito comando nel software FEMM è possibile plottare l'andamento del vettore campo elettrico, come mostrato in Fig. (4.11).

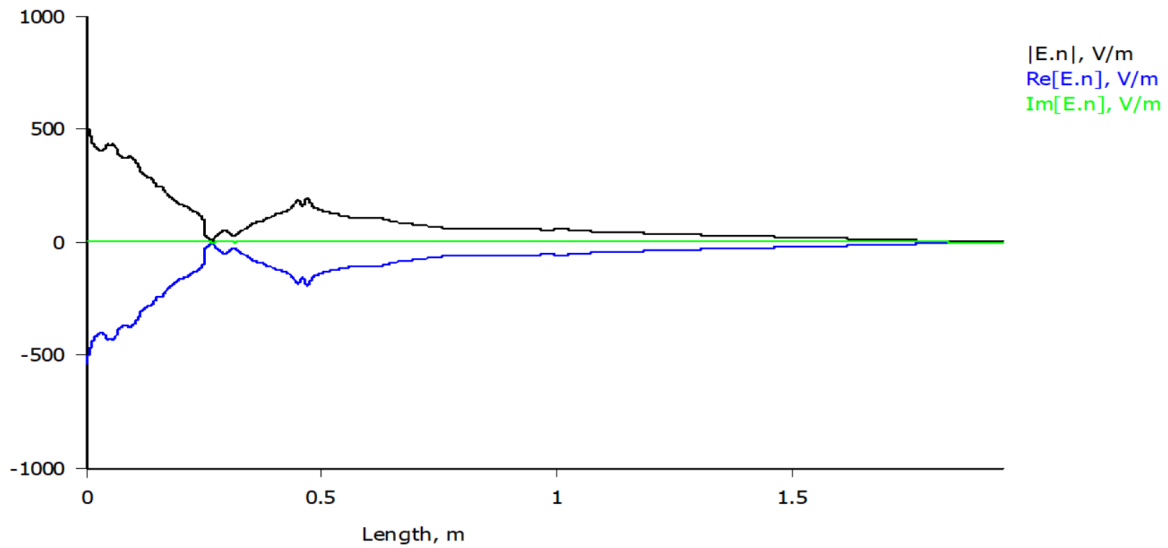


Figura 4.11: Andamento della componente normale del campo elettrico  $E_n$  lungo il contorno del modello umano. Il valore assoluto (nero) e la parte reale (blu) mostrano le variazioni del campo in corrispondenza delle diverse regioni anatomiche, mentre la componente immaginaria (verde) si mantiene prossima allo zero. Ciò conferma che, nel regime ELF a 50 Hz, la risposta del corpo umano è dominata dalla conducibilità elettrica, con effetti capacitivi trascurabili.

I grafici, mostrati in Fig. (4.12a) e Fig. (4.12b), contenenti l'andamento della  $\sigma$  reale e immaginaria vengono creati in MATLAB sulla base dei dati ottenuti dalle simulazioni in FEMM. Il confronto diretto tra le due curve evidenzia immediatamente una differenza di scala di diversi ordini di grandezza: mentre la parte reale assume valori dell'ordine di  $10^{-9}$ , la parte immaginaria si colloca intorno a  $10^{-15}$ , risultando quindi circa due ordini di grandezza più piccola. I grafici confermano quindi che la risposta elettrica del corpo umano in questo regime è dominata dai processi conduttivi, mentre il contributo capacitivo è soltanto una piccola perturbazione locale, senza alcun impatto rilevante sulla distribuzione complessiva del campo.

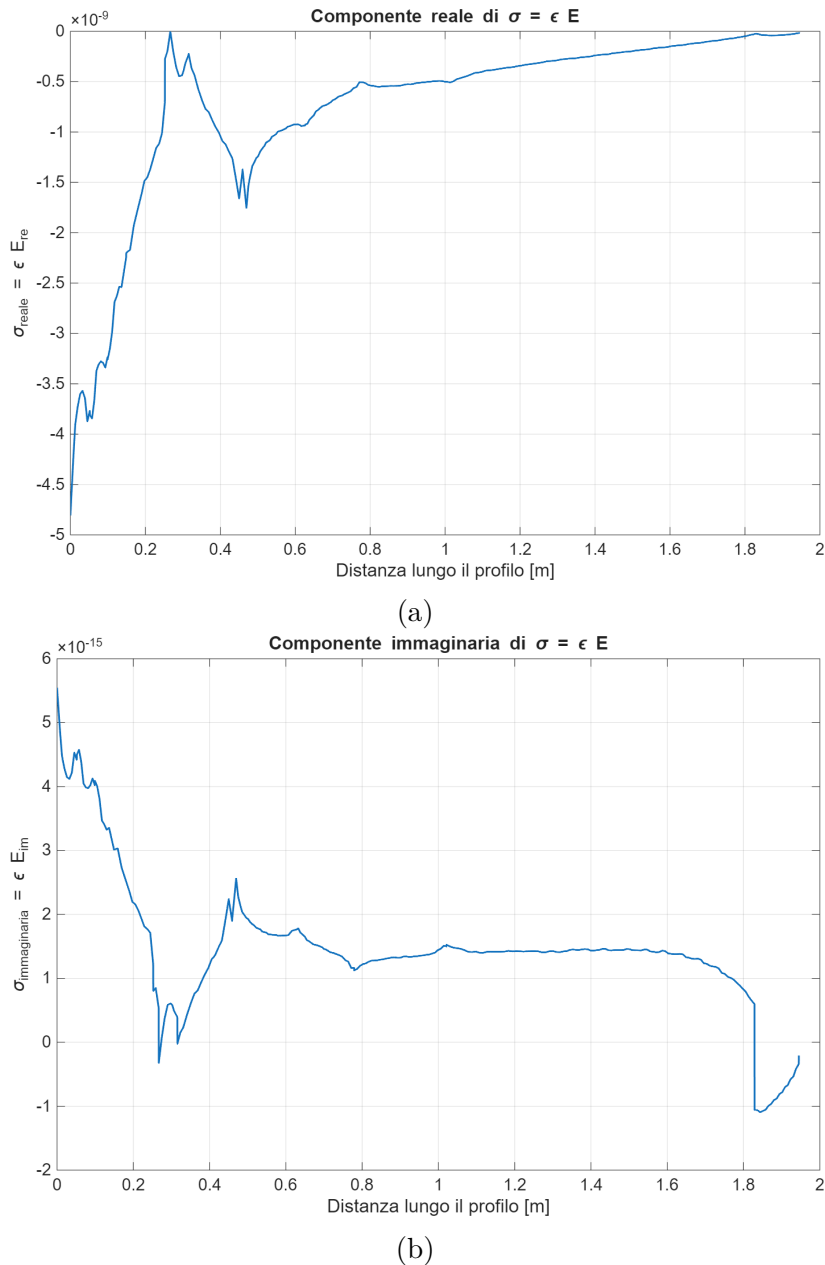


Figura 4.12: Distribuzione lungo il profilo umano delle componenti reale (a) e immaginaria (b) di  $\sigma = \epsilon E$ . La componente reale riflette principalmente il contributo conduttivo del campo elettrico quasi-statico, mentre la componente immaginaria, di vari ordini di grandezza inferiore, evidenzia il ridotto peso dei fenomeni capacitivi a 50 Hz. I picchi visibili sono associati alle regioni anatomiche dove variano la curvatura del profilo e la direzione della componente normale del campo.

### Considerazioni sulla scelta della permittività a 50 Hz

Nel regime a 50 Hz, la risposta dielettrica dei tessuti è dominata quasi completamente dal termine conduttivo. Questo può essere compreso scrivendo la densità di corrente nel dominio fasoriale:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} + j\omega \epsilon \mathbf{E}.$$

Il primo termine,  $\sigma\mathbf{E}$ , rappresenta la componente reale della densità di corrente (induzione galvanica, in fase con il campo elettrico), mentre il termine  $j\omega\epsilon\mathbf{E}$  costituisce il contributo capacitivo, in quadratura con  $\mathbf{E}$ .

Tuttavia, alle frequenze ELF vale la relazione

$$\sigma \gg \omega\epsilon,$$

anche utilizzando valori realistici di permittività relativa dei tessuti molli ( $\epsilon_r \sim 10^5$ – $10^6$ ) o dell'acqua. Infatti, sostituendo  $\omega = 2\pi \cdot 50$  Hz si ottiene:

$$\omega\epsilon_0 \approx 2,8 \times 10^{-9} \text{ S/m}, \quad \omega\epsilon_0\epsilon_r \approx 10^{-4}\text{--}10^{-3} \text{ S/m},$$

mentre per i tessuti biologici tipici a 50 Hz:

$$\sigma \approx 0.1\text{--}0.5 \text{ S/m}.$$

Da cui immediatamente:

$$\sigma \gg \omega\epsilon_0\epsilon_r, \quad |\sigma\mathbf{E}| \gg |j\omega\epsilon\mathbf{E}|.$$

Questa disparità giustifica il fatto che nel modello FEMM la parte immaginaria del campo elettrico normale  $\text{Im}\{E_n\}$  risulti pressoché trascurabile, come osservato nei risultati numerici.

Di conseguenza, anche sostituire la permittività relativa dei tessuti con il valore della permittività del vuoto  $\epsilon_0$  non modifica in modo apprezzabile il comportamento elettrostatico del modello, poiché la corrente capacitiva  $j\omega\epsilon\mathbf{E}$  resta comunque trascurabile rispetto alla corrente conduttiva  $\sigma\mathbf{E}$ :

$$\sigma\mathbf{E} \gg j\omega\epsilon\mathbf{E} \quad \forall \epsilon \text{ entro intervalli fisicamente plausibili.}$$

L'inserimento di un modello dielettrico più dettagliato dei tessuti non sarebbe concettualmente errato, ma non porterebbe variazioni significative dei risultati quantitativi a frequenze così basse. Il regime resta infatti dominato dalla conducibilità e la risposta capacitiva non influenza in maniera apprezzabile la distribuzione del campo elettrico nel corpo umano.

#### 4.3.10 Analisi simulazione ambiente elettrostatico

A basse frequenze il corpo umano può essere considerato come un *PEC*, *Perfect Electric Conductor* (Kammersgaard et al., 2016), questa approssimazione permette di simulare il caso in esame in un ambiente elettrostatico. Inoltre permette di semplificare notevolmente l'elaborazione effettuata dal calcolatore e ottenere ugualmente dei valori perfettamente allineati con le simulazione nel caso del *current flow* che prendono in considerazione il comportamento in frequenza del sistema.

Per valutare l'interazione tra il campo elettrico quasi-statico generato dal conduttore in alta tensione e il modello umano assialsimmetrico, è implementata un'analisi elettrostatica in FEMM utilizzando una linea di ispezione coincidente con il profilo esterno del corpo. I dati estratti includono le componenti normale e tangenziale del campo elettrico, successivamente elaborati in MATLAB per ottenere:

- la componente normale del campo  $E_n$ ;
- la componente tangenziale  $E_t$ ;
- il modulo totale  $|E|$ ;
- la densità di carica superficiale approssimata come

$$\sigma = \varepsilon E,$$

dove, nel caso elettrostatico, è stato assunto  $\varepsilon = \varepsilon_0$ .

### Elaborazione MATLAB

L'elaborazione numerica è stata effettuata tramite lo script simile al caso della analisi in corrente, che calcola le componenti reale e immaginaria di  $\sigma$  a partire dal campo elettrico precedentemente calcolato in ambiente `ei_` da FEMM:

```

1 % SALVATAGGIO MODELLO
2 ei_saveas('sim_ei_hum_cond.fee');
3
4 %creazione mesh
5 ei_createmesh;
6 ei_showmesh;
7 ei_analyze(1);
8 ei_loadsolution;
9
10 % Plot dell'andamento del campo E
11 eo_makeplot(5, 7000, 'campoEn_ei.txt', 1);

```

Da qui è possibile elaborare i dati per ottenere i file contenenti  $E_n$ ,  $E_t$  e  $|E|$ , da cui sono stati ricostruiti i grafici riportati nelle Fig. (4.13) e Fig. (4.16).

### Risultati

**Componente normale  $E_n$ .** La componente normale del campo elettrico  $E_n$  mostra valori prevalentemente negativi lungo l'intero profilo corporeo, con un andamento fortemente non uniforme nella prima parte del contorno ( $s < 0.6$  m). In prossimità delle regioni delle spalle e della testa si osservano variazioni rapide e minimi locali pronunciati, riconducibili alla forte curvatura geometrica e alla discontinuità della normale alla superficie. Procedendo verso le regioni centrali e inferiori del corpo,  $E_n$  tende progressivamente a valori più contenuti e quasi costanti, indicando una configurazione del campo più uniforme lontano dalle discontinuità geometriche più marcate.

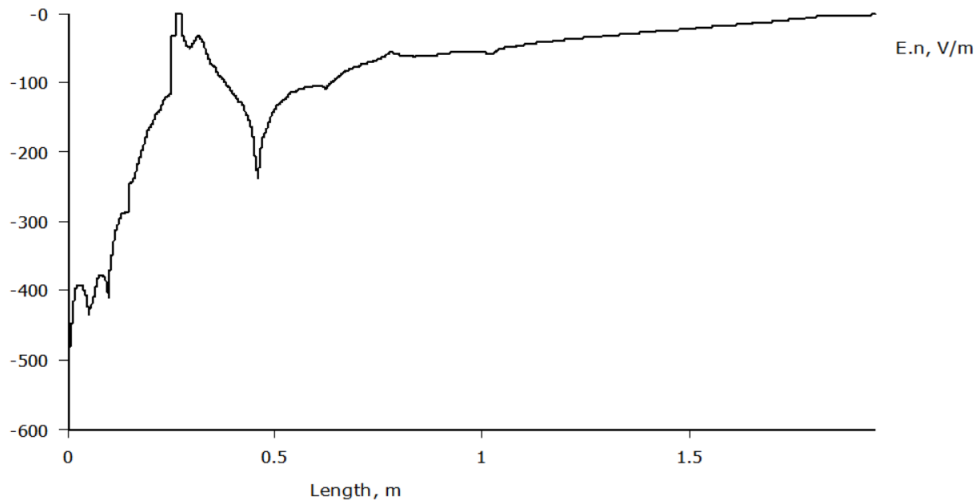


Figura 4.13: Andamento della componente normale del campo elettrico  $E_n$  lungo il contorno dell'essere umano nel caso elettrostatico. Le forti variazioni iniziali sono associate alle zone a maggiore curvatura, mentre nelle regioni centrali del corpo il campo normale risulta più uniforme.

**Componente tangenziale  $E_t$ .** La componente tangenziale  $E_t$  risulta complessivamente di entità molto inferiore rispetto a  $E_n$ , con valori concentrati in un intervallo ristretto attorno allo zero lungo la maggior parte del profilo. Le oscillazioni più evidenti si manifestano esclusivamente nella porzione iniziale del contorno, in corrispondenza delle stesse regioni geometricamente critiche, mentre per  $s > 0.6$  m il campo tangenziale tende rapidamente a valori trascurabili.

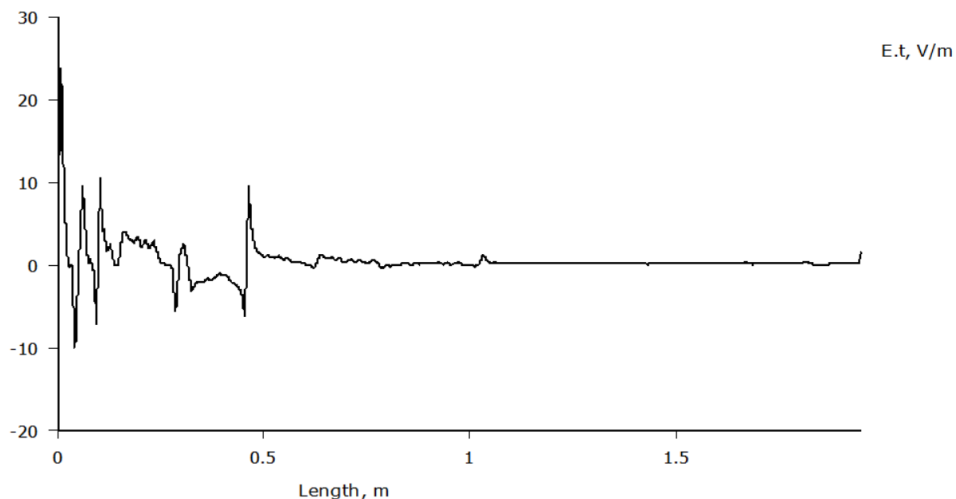


Figura 4.14: Andamento della componente tangenziale del campo elettrico  $E_t$  lungo il contorno del modello umano. La componente tangenziale risulta significativa solo localmente, mentre tende a valori prossimi allo zero lungo gran parte del profilo corporeo.

**Modulo totale  $|E|$ .** Il modulo del campo elettrico  $|E|$  riflette principalmente l'andamento della componente normale, presentando valori massimi nelle regioni delle spalle e nella zona della testa, dove il campo raggiunge alcune centinaia di V/m. All'aumentare della coordinata curvilinea,  $|E|$  decresce in modo monotono, attestandosi su valori progressivamente più bassi lungo il tronco e le parti inferiori del corpo. Tale andamento evidenzia come la distribuzione del campo sia fortemente influenzata dalla geometria locale e dalla distanza dal conduttore, con un progressivo smorzamento dell'intensità del campo allontanandosi dalle zone maggiormente esposte.

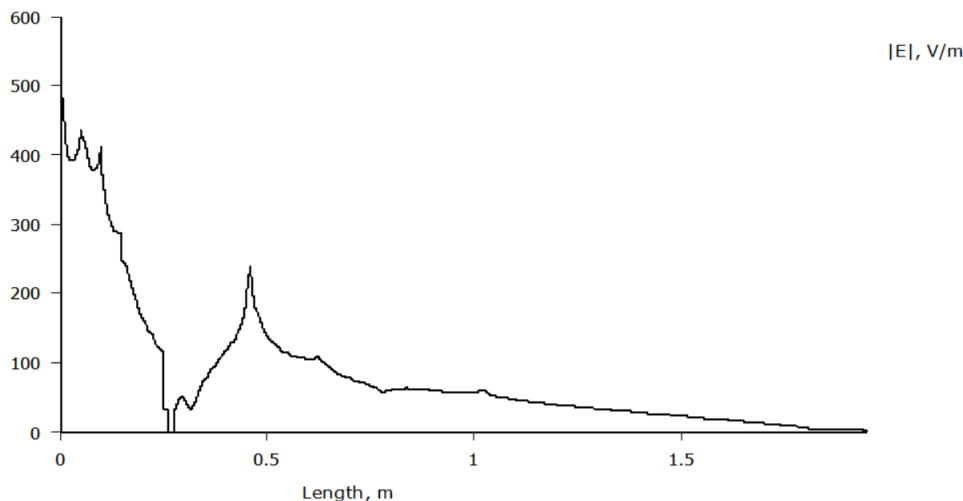


Figura 4.15: Andamento del modulo del campo elettrico  $|E|$  lungo il contorno del modello umano. I valori massimi sono localizzati nelle regioni a maggiore curvatura e più prossime alla sorgente, mentre il campo si riduce gradualmente lungo il resto del profilo.

### Densità di carica superficiale $\sigma = \varepsilon E$

In Fig. 4.16 sono mostrate le componenti reale e immaginaria della densità di carica indotta. La parte reale segue l'andamento di  $E_n$ , con valori dell'ordine di  $10^{-9}$  C/m<sup>2</sup>, mentre la parte immaginaria risulta trascurabile. Ciò conferma che a 50 Hz il termine capacitivo  $\omega\varepsilon$  è molto minore rispetto alla componente conduttiva, come previsto nel regime quasi-statico.

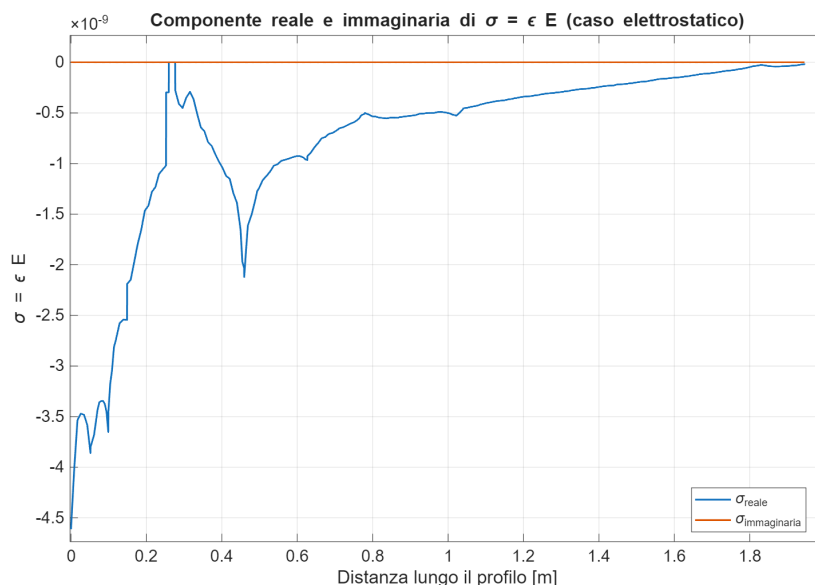


Figura 4.16: Componente reale e immaginaria della quantità  $\sigma = \epsilon E$  lungo il profilo corporeo nel caso elettrostatico. La parte reale domina il comportamento della soluzione, mentre la componente immaginaria risulta trascurabile, come atteso in regime statico, indicando l'assenza di contributi capacitivi significativi.

#### 4.3.11 Benchmark tra FEMM e implementazione MATLAB basata sul metodo di Tonti

Al fine di validare l'implementazione numerica sviluppata in MATLAB basata sul formalismo di E. Tonti (2002), è stato eseguito un benchmark diretto con il solver FEMM, considerato come riferimento consolidato per problemi elettrostatici e quasi-stazionari. Il confronto è stato condotto su una geometria semplificata ma rappresentativa, costituita da un conduttore sospeso e da un modello umano discretizzato tramite mesh triangolare di superficie.

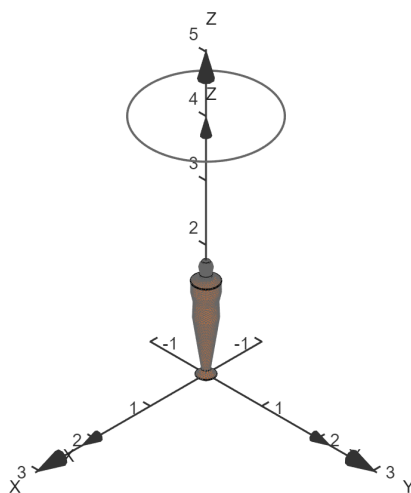


Figura 4.17: Configurazione geometrica del benchmark: conduttore sospeso e modello umano, coerente con la geometria implementata precedentemente su FEMM.

Nel codice `MATLAB`, il modello viene costruito in più fasi. In primo luogo viene generata la mesh del conduttore tramite la funzione `meshTorus3d`, successivamente ridotta alla sola superficie mediante `volume2surface`. A partire dalla discretizzazione geometrica, viene costruito il complesso primale bidimensionale tramite `createPrimal2d`, sul quale vengono poi assegnate le proprietà materiali (conduttività e permittività) coerenti con il modello `FEMM`.

Il modello umano viene importato come mesh tridimensionale esterna e analogamente convertito in una rappresentazione superficiale. La separazione degli oggetti e l'assegnazione dei codici identificativi permettono di distinguere in modo univoco conduttore e corpo umano all'interno della formulazione variazionale.

La fase centrale del metodo consiste nella costruzione della matrice globale del problema attraverso le matrici SPIE (`spieMatrix2d`), che rappresentano l'operatore integrale di accoppiamento elettrostatico. Le sotto-matrici  $P_{cc}$ ,  $P_{hh}$ ,  $P_{ch}$  e  $P_{hc}$  descrivono rispettivamente le interazioni conduttore-conduttore, umano-umano e i termini di mutuo accoppiamento. L'imposizione del potenziale sul conduttore e delle condizioni al contorno sul corpo umano consente infine la risoluzione diretta del sistema lineare per la densità di carica superficiale  $\rho$ .

Una volta ottenuta la soluzione, la densità di carica viene interpolata lungo un profilo curvilineo coincidente con quello utilizzato in `FEMM`, così da garantire un confronto punto-per-punto coerente. In `FEMM`, la densità di carica superficiale viene ricavata a partire dalla componente normale del campo elettrico ( $E_n$ ) nel caso in corrente e dalla densità di flusso elettrico ( $D_n$ ) nel caso elettrostatico, moltiplicando tali grandezze per la permittività del vuoto.

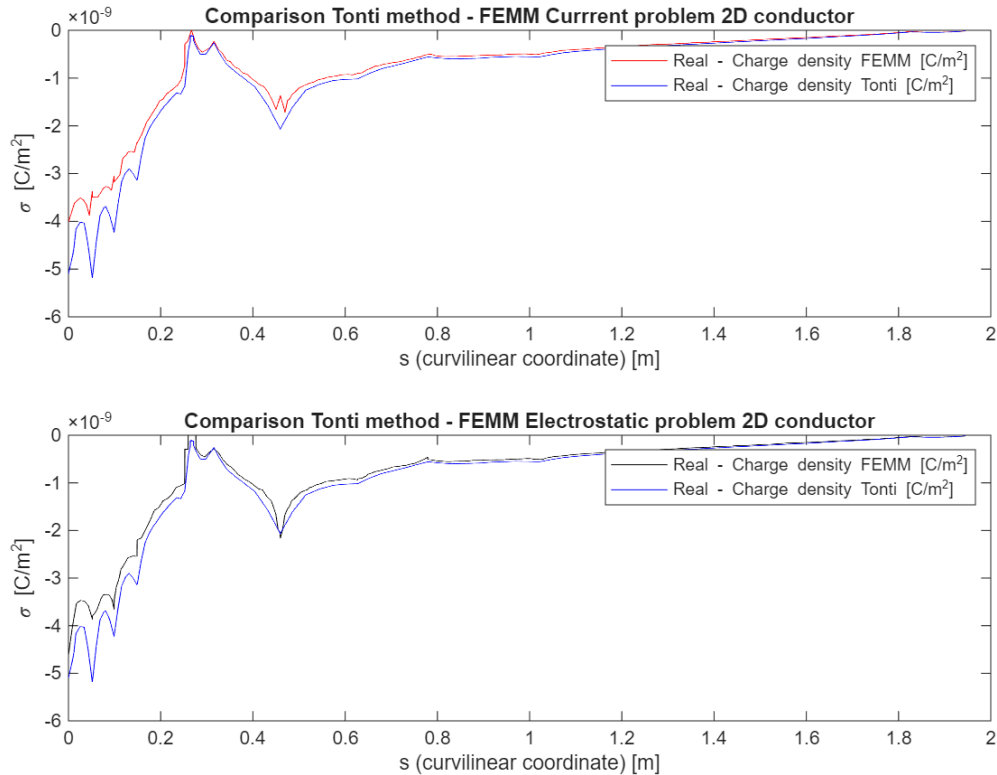


Figura 4.18: Confronto tra la densità di carica superficiale  $\sigma$  ottenuta con FEMM e con il metodo di Tonti in MATLAB: (sopra) problema in corrente, (sotto) problema elettrostatico.

I risultati mostrano un'ottima concordanza tra le due metodologie, sia in termini di andamento spaziale sia di ordine di grandezza della densità di carica superficiale. Le lievi discrepanze locali sono imputabili alle differenze nella discretizzazione delle mesh e nelle tecniche di interpolazione adottate. Il benchmark conferma quindi la correttezza dell'approccio implementato in MATLAB e la sua piena coerenza fisica con i risultati ottenuti tramite FEMM.

### Sintesi

I risultati ottenuti mostrano che:

- la distribuzione del campo elettrico lungo il profilo corporeo è fortemente influenzata dalla geometria;
- l'analisi FEMM riproduce fedelmente gli andamenti noti in letteratura per l'esposizione umana a campi ELF;
- la componente immaginaria della densità di carica è trascurabile, confermando la validità dell'approssimazione elettrostatica per 50 Hz.

### 4.3.12 Derivazione della formulazione matriciale per il problema quasistatico

Per riuscire a calcolare il campo elettrico  $\mathbf{E}$  indotto sui tessuti dell'essere umano dobbiamo passare dalla descrizione differenziale dei fenomeni elettromagnetici alla loro risoluzione numerica cambiando il paradigma fondamentale. E' necessario spostare l'attenzione dalle funzioni di punto alle variabili globali. In questo contesto, il formalismo di Tonti offre una struttura geometrica rigorosa in cui le leggi fisiche non sono interpretate come semplici relazioni tra derivate, ma come vincoli topologici associati a elementi geometrici di estensione finita (E. Tonti, 2013). Questo paradigma rende l'analisi del problema molto più semplice al calcolatore.

Il punto di partenza per la derivazione del modello matematico è costituito dalle equazioni di Maxwell in forma differenziale (Maxwell, 1873). In particolare, si considerano la legge di Faraday e la legge di Ampère-Maxwell:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (4.1)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (4.2)$$

unitamente alle leggi di Gauss per il campo magnetico ed elettrico:

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (4.3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_v \quad (4.4)$$

#### Dall'equazione di continuità al termine di sorgente

Applicando l'operatore divergenza alla legge di Ampère-Maxwell (4.2) e ricordando l'identità vettoriale secondo cui la divergenza di un rotore è identicamente nulla, si ottiene:

$$\nabla \cdot (\nabla \times \mathbf{H}) = \nabla \cdot \mathbf{J} + \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \cdot \mathbf{D}) = 0 \quad (4.5)$$

Nel problema in esame, è necessario modellare l'eccitazione del sistema. A tale scopo, si eguaglia l'espressione a un termine di sorgente legato alla variazione temporale della densità di carica  $\rho_s$ , che agisce come condizione al contorno o forzante del problema (E. Tonti, 2013):

$$\nabla \cdot \mathbf{J} + \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \cdot \mathbf{D}) = \frac{\partial \rho_s}{\partial t} \quad (4.6)$$

#### Relazioni costitutive e dominio della frequenza

Introducendo le relazioni costitutive per un mezzo lineare e isotropo, ovvero  $\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$  e  $\mathbf{D} = \varepsilon \mathbf{E}$ , e passando al dominio della frequenza tramite la sostituzione  $j\omega \leftrightarrow \frac{\partial}{\partial t}$ , l'equazione (4.6) assume la forma:

$$\nabla \cdot (\sigma \mathbf{E}) + j\omega \nabla \cdot (\varepsilon \mathbf{E}) = j\omega \rho_s \quad (4.7)$$

Raccogliendo i termini comuni, si ottiene:

$$\nabla \cdot [(\sigma + j\omega \varepsilon) \mathbf{E}] = j\omega \rho_s \quad (4.8)$$

### Formulazione del potenziale scalare

In regime quasistatico, il campo elettrico può essere espresso come il gradiente negativo del potenziale scalare elettrico  $\phi$ :

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi \quad (4.9)$$

Sostituendo la (4.9) nell'equazione (4.8), si perviene all'equazione fondamentale risolvibile:

$$\nabla \cdot [(\sigma + j\omega\epsilon)(-\nabla\phi)] = j\omega\rho_s \quad (4.10)$$

### Discretizzazione algebrica (Approccio di Tonti)

Per la risoluzione numerica, l'equazione differenziale viene discretizzata seguendo la formulazione matriciale di Tonti (E. Tonti, 2001). Il sistema lineare risultante è espresso come:

$$\mathbf{G}^T(\mathbf{M}_\sigma + j\omega\mathbf{M}_\epsilon)\mathbf{G}\mathbf{x} = \mathbf{b} \quad (4.11)$$

Dove:

- $\mathbf{G}$  rappresenta l'operatore gradiente discretizzato;
- $\mathbf{M}_\sigma$  e  $\mathbf{M}_\epsilon$  sono le matrici costitutive relative alla conduttività e alla permittività;
- $\mathbf{x}$  è il vettore delle incognite (potenziali  $\phi$  ai nodi);
- $\mathbf{b} = -j\omega q_s$  è il vettore dei termini noti derivante dalle sorgenti  $\rho_s$ .

Il problema si riduce infine alla risoluzione del sistema algebrico  $\mathbf{K}\mathbf{x} = \mathbf{b}$ .

Per visualizzare intuitivamente questo processo, si può ricorrere all'analogia dei mattoncini LEGO. Se le equazioni di Maxwell classiche (Maxwell, 1873) descrivono i campi come entità fluide e continue, l'approccio di Tonti "smonta" questa realtà in componenti discrete e fondamentali. Ogni variabile fisica viene assegnata a un elemento specifico della costruzione: il potenziale ai nodi (i perni del mattoncino), il campo ai lati e il flusso alle superfici.

La potenza di questo metodo risiede nell'utilizzo di due griglie interconnesse, ma distinte: il complesso primario e il complesso duale (E. Tonti, 2001). Il complesso primario ospita le cosiddette variabili di configurazione, come il potenziale elettrico  $\phi$  associato ai nodi e il campo elettrico  $\mathbf{E}$  associato ai lati. Questa griglia definisce l'ossatura geometrica principale su cui viene costruita la soluzione.

Parallelamente, viene introdotto un complesso duale, una struttura geometrica "intrecciata" alla prima, dove risiedono le variabili sorgente, come il flusso  $\mathbf{D}$  e la densità di corrente  $\mathbf{J}$  associati alle facce delle celle duali. Questa distinzione riflette la profonda natura fisica delle grandezze in gioco: mentre il campo elettrico è intrinsecamente legato a una circuitazione lungo una linea, il flusso e la corrente sono legati per loro natura all'attraversamento di una superficie.

In tal modo, la complessità del problema differenziale si traduce in un assemblaggio algebrico coerente. La fisica del problema emerge dalla corretta connessione geometrica di questi "mattoncini" e dall'interazione tra le due griglie attraverso le leggi costitutive del materiale. Tramite questo approccio la risoluzione del sistema diviene più simile alla risoluzione di un sudoku dove vengono fissati dei valori noti e il resto del sistema è risolto in modo tale che ogni vincolo e relazione venga rispettata.

### 4.3.13 Calcolo intensità del campo elettrico sul modello umano: risultati

Il codice riportato di seguito rappresenta l'implementazione diretta della formulazione matriciale derivata nella sottosezione 4.3.12 ed è finalizzato al calcolo del campo elettrico indotto tridimensionale all'interno del modello umano in regime quasistatico armonico.

**Costruzione degli operatori discreti e delle matrici costitutive** Il primo passo consiste nella costruzione degli operatori discreti che realizzano la discretizzazione topologica delle equazioni di Maxwell secondo il formalismo di Tonti:

```

1 Me = epsilonMatrix3d(primal_hum_3,mat);
2 Ms = sigmaMatrix3d(primal_hum_3,mat);
3 G = discreteGrad(primal_hum_3);

```

In questo blocco:

- $G$  rappresenta l'operatore gradiente discreto, che mappa i potenziali nodali nel campo elettrico definito sui lati del complesso primario, in accordo con la relazione

$$\mathbf{E} = -\nabla\phi; \quad (4.12)$$

- $M_\sigma$  e  $M_\varepsilon$  sono le matrici costitutive discrete associate rispettivamente alla conduttività  $\sigma$  e alla permittività  $\varepsilon$ , definite sul complesso duale e responsabili dell'accoppiamento materiale tra campo e flusso.

Questi oggetti costituiscono l'ossatura numerica dell'operatore differenziale

$$\nabla \cdot [(\sigma + j\omega\varepsilon)\nabla\phi] \quad (4.13)$$

nella sua versione algebrica.

**Assemblaggio dell'operatore globale** Il problema quasistatico nel dominio della frequenza viene quindi espresso nella forma matriciale compatta:

```

1 f = 50;
2 w = 2*pi*f;
3 K = G.'*(Ms + 1j*w*Me)*G;

```

La matrice globale  $K$  coincide esattamente con l'operatore

$$K = G^T (M_\sigma + j\omega M_\varepsilon) G \quad (4.14)$$

derivato nell'equazione (4.11), e rappresenta il contributo combinato della conduzione ohmica (termine reale) e della corrente di spostamento (termine immaginario) in regime armonico a 50 Hz.

**Costruzione del termine di sorgente: carica superficiale** Il termine noto del problema è generato dalla densità di carica superficiale  $\rho_s$ , che agisce come forzante del sistema. Vengono individuate le facce di frontiera del modello umano e calcolati i baricentri associati:

```
1 [fSurf,~,nSurf] = findBoundary3d(primal_hum_3, 'obj',4);
2 B = barycenter(primal_hum_3.Node, primal_hum_3.Fac2Nod(fSurf,:));
```

Su tali punti viene valutata la densità di carica superficiale tramite interpolazione:

```
1 qFace_femm = qInterpolator_femm(B(:,3));
2 qFace_tonti = qInterpolator_tonti(B(:,3));
```

Questo consente di confrontare due eccitazioni fisicamente equivalenti, una derivata da FEMM e una ottenuta internamente tramite il metodo Tonti.

Il termine di sorgente discreto è quindi costruito coerentemente con la relazione

$$\mathbf{b} = -j\omega\mathbf{q}_s \quad (4.15)$$

mediante:

```
1 b_femm = -1j*w*neumannBoundary3d(primal_hum_3,fSurf,qFace_femm);
2 b_tonti = -1j*w*neumannBoundary3d(primal_hum_3,fSurf,qFace_tonti);
```

**Applicazione delle condizioni al contorno e risoluzione** Le condizioni al contorno di tipo Dirichlet vengono imposte sul piano di riferimento, fissando il potenziale elettrico a zero:

```
1 [iidFix,xxFix] = dirichletBoundingBox3d(primal_hum_3, ...
2 'value', [NaN NaN NaN NaN V0 NaN]);
```

Il sistema lineare risultante viene quindi risolto per entrambe le eccitazioni:

```
1 x_femm = directSolve(K,b_femm,iidFix,xxFix);
2 x_tonti = directSolve(K,b_tonti,iidFix,xxFix);
```

Le soluzioni  $x_{femm}$  e  $x_{tonti}$  rappresentano i potenziali scalari nodali  $\phi$ , in accordo con l'interpretazione fisica delle incognite del problema.

**Ricostruzione del campo elettrico** Il campo elettrico viene ricavato a partire dal potenziale tramite l'operatore gradiente discreto:

```
1 E_femm = interpEdge3d(primal_hum_3, -G*x_femm);
2 E_tonti = interpEdge3d(primal_hum_3, -G*x_tonti);
```

In questo modo, la relazione continua  $\mathbf{E} = -\nabla\phi$  è preservata anche a livello discreto, garantendo coerenza topologica tra le grandezze fisiche.

**Post-processing lungo un profilo verticale** Infine, il campo elettrico viene valutato lungo un profilo verticale interno al corpo umano:

```
1 [Q,s] = defineLine([0.025 0 1.7471], [0.025 0 0], 1000);
2 EQ_femm = evaluateField3d(primal_hum_3,E_femm,Q,'interp','y');
3 EQ_tonti = evaluateField3d(primal_hum_3,E_tonti,Q,'interp','y');
```

Il confronto tra le due soluzioni, in Fig. (4.19), mostra una sovrapposizione quasi completa delle curve del campo elettrico lungo l'asse verticale, confermando che l'implementazione numerica riproduce fedelmente la pipeline matematica derivata e che il metodo Tonti, descritto in 4.3.12, fornisce risultati equivalenti a quelli ottenuti con FEMM.

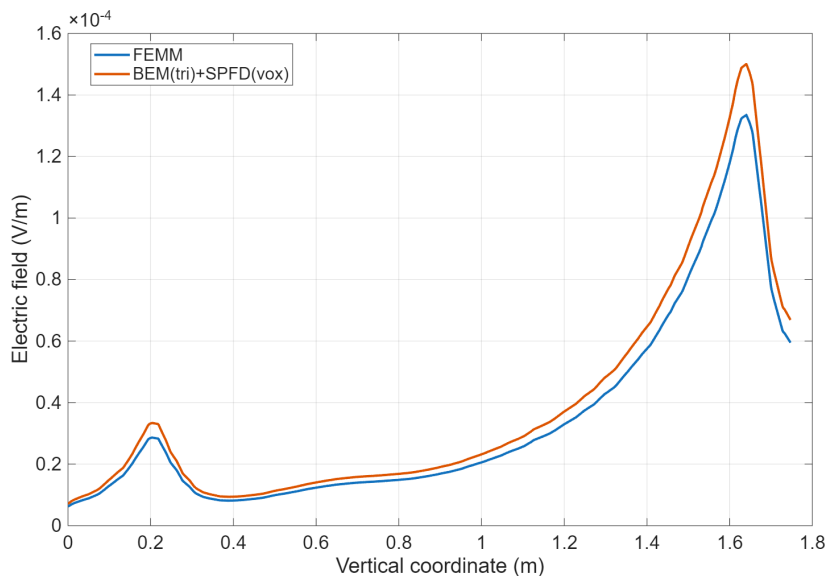


Figura 4.19: Andamento del modulo del campo elettrico indotto lungo il profilo verticale del modello umano. Il confronto è effettuato tra la soluzione ottenuta mediante FEMM e quella calcolata con il metodo Tonti. La buona sovrapposizione delle due curve lungo l'intero profilo conferma la correttezza della pipeline numerica proposta e la coerenza del metodo Tonti nel calcolo del campo elettrico in regime quasistatico.

Dopo aver verificato la correttezza del metodo di calcolo siamo pronti per poter applicare l'algoritmo di risoluzione anche al caso in esame della stazione, ottenendo i risultati mostrati in Fig. (4.20).

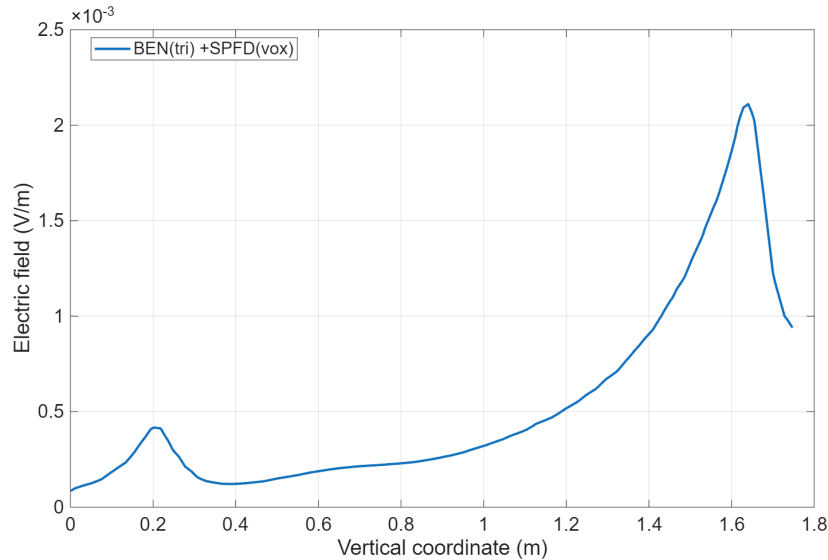


Figura 4.20: Andamento del modulo del campo elettrico indotto lungo il profilo verticale del modello umano nel caso studio dell’essere umano inserito in prossimità della stazione elettrica. Si osserva la presenza di massimi locali del campo elettrico in corrispondenza della regione del collo e delle caviglie, attribuibili alla non uniformità della distribuzione di carica superficiale lungo il profilo corporeo e alla conseguente intensificazione dei gradienti di potenziale in tali zone.

I risultati ottenuti mostrano come i valori del campo elettrico indotto sulla superficie dell’essere umano siano al di sotto dei limiti di esposizione raccomandati da ICNIRP (2010).

#### 4.3.14 Analisi di sensitività rispetto alla discretizzazione e alla strategia di interpolazione

Dopo aver validato la correttezza della pipeline numerica mediante il benchmark diretto con FEMM (4.3.11) e aver verificato la coerenza della formulazione matriciale derivata in 4.3.12, si può procedere ad un’analisi più approfondita, analizzando come i risultati variano in base a:

- risoluzione della mesh (*coarse vs fine*);
- strategia di interpolazione ed estrapolazione della densità di carica superficiale;

L’obiettivo dunque si discosta dalla singola validazione del metodo e si dirige verso la qualità e rapidità di esecuzione della pipeline implementata.

Vi è la necessità di valutare quale sia la migliore strategia di interpolazione ed estrapolazione della densità di carica superficiale in quanto i modelli anatomici reali usano milioni di voxel, che sono in generale dei punti di calcolo. Nel caso in esame siamo nell’ordine delle migliaia. ICNIRP giustifica l’invenzione di metodi di calcolo numerico così da gestire modelli reali che derivano da immagini di risonanze magnetiche. Quindi, in previsione dell’utilizzo di questi modelli, vengono preparati dei benchmark con meno dettagli per vedere se i risultati rimangono fedeli alla fisica del sistema pur

ottenendo un compromesso in termini di efficienza di calcolo (Sekiba et al., 2023). Quindi guardiamo se la memoria di calcolo si può gestire con le diverse tecniche di interpolazione ed estrapolazione.

### Importazione mesh fine

La densità di carica superficiale calcolata con il metodo di Tonti sulla mesh originale (*coarse*) è inizialmente definita per faccia. Per garantire coerenza con le successive interpolazioni spaziali, essa viene riportata ai nodi tramite:

```
1 rho_coarse_node = face2node(primal_hum, real(rho_human));
2 P_coarse = primal_hum.Node;
```

La mesh fine viene quindi importata e ridotta alla sola superficie:

```
1 [P_hum_fine, T_hum_fine, M_hum_fine] = importMesh('3d_fine');
2 [P_fine_surf, T_fine_surf, M_fine_surf] = volume2surface(P_hum_fine,
   T_hum_fine, M_hum_fine);
3 primal_fine_surf = createPrimal2d(P_fine_surf, T_fine_surf, M_fine_surf);
```

### Confronto tra strategie di interpolazione e estrapolazione

Vengono analizzate tre combinazioni:

- linear + linear
- linear + nearest
- nearest + nearest

mediante l'oggetto `scatteredInterpolant`:

```
1 F = scatteredInterpolant(P_coarse(:,1), P_coarse(:,2), P_coarse(:,3),
   rho_coarse_node, interpolation_method, extrapolation_method);
2 rho_fine_pred = F(P_fine(:,1), P_fine(:,2), P_fine(:,3));
```

Gli errori rispetto alla soluzione *reference* vengono valutati in termini di errore assoluto tra la mesh fine e i valori di riferimento ottenuti tramite FEMM. I risultati sono visibili in Fig. (4.21) e Fig. (4.22).

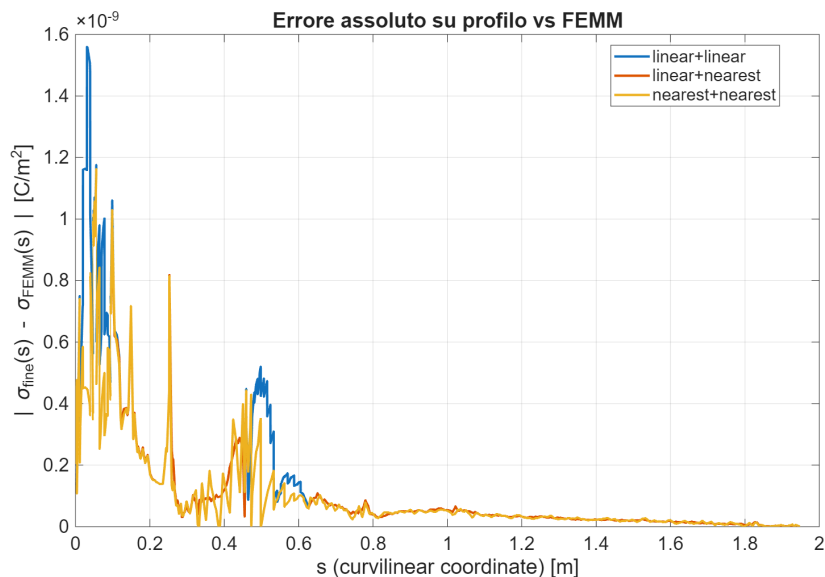


Figura 4.21: Distribuzione spaziale dell'errore assoluto  $|\sigma_{\text{fine}} - \sigma_{\text{ref}}|$  per i diversi casi di interpolazione e estrapolazione.

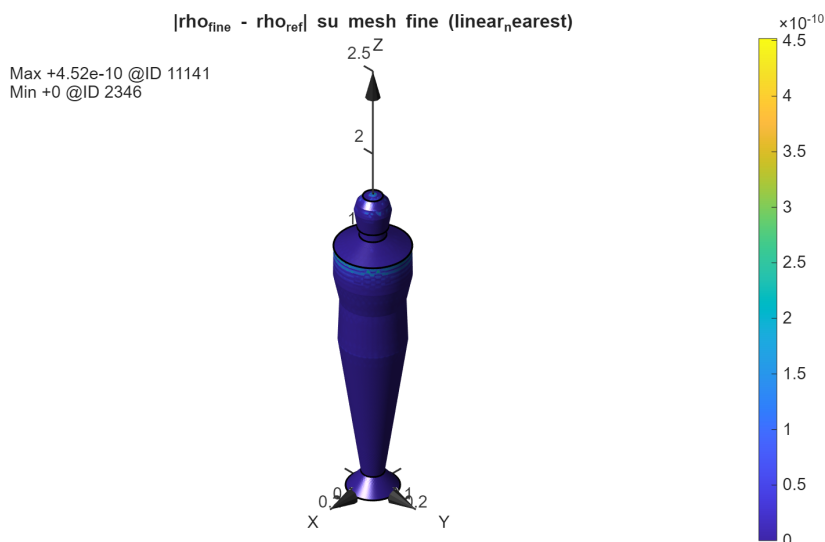


Figura 4.22: Distribuzione spaziale dell'errore assoluto  $|\sigma_{\text{fine}} - \sigma_{\text{ref}}|$  per i diversi casi di interpolazione e estrapolazione.

### Confronto lungo profilo verticale (carica superficiale)

Per mantenere un confronto vivo con il benchmark FEMM, la densità di carica viene proiettata lungo la medesima ascissa curvilinea  $s$ .

Segue la costruzione delle curve *coarse* e *fine* sul vettore  $Q_1$ .

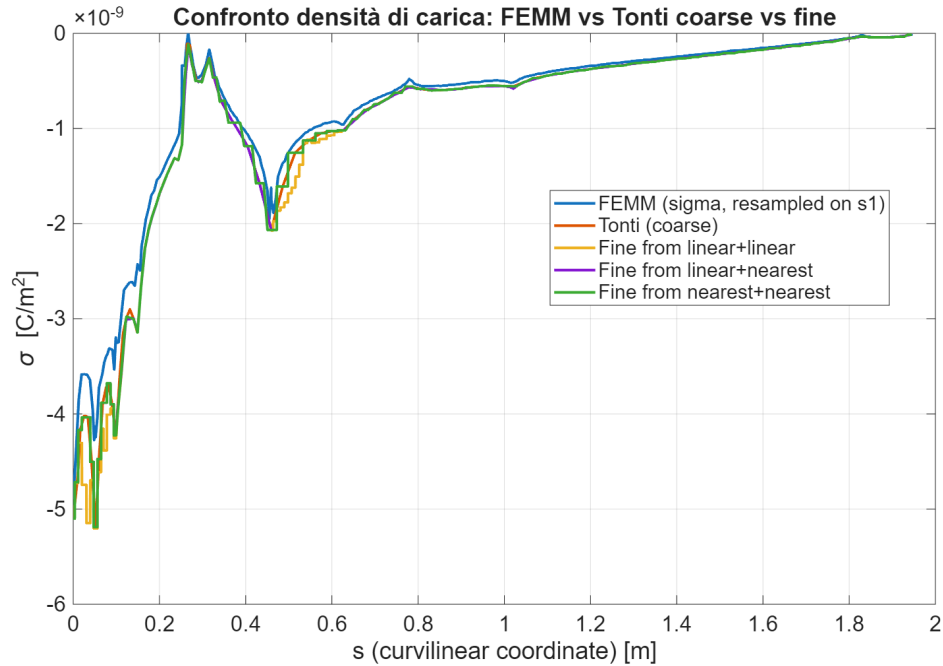


Figura 4.23: Confronto tra densità di carica superficiale: FEMM, Tonti *coarse* e Tonti *fine* (diverse strategie di interpolazione).

Si osserva che:

- la soluzione *coarse* riproduce correttamente l'andamento globale;
- la soluzione *fine* migliora la regolarità locale.

### Comparazione calcolo del campo elettrico tramite diversi metodi di calcolo

Si verifica quindi come le differenze osservate sul calcolo della carica si comportano sul calcolo del campo elettrico sul profilo dell'essere umano.

La pipeline rimane coerente con la formulazione derivata in 4.3.12.

$$K = G^T (M_\sigma + j\omega M_\epsilon) G$$

```

1 b = -1j*w*neumannBoundary3d(primal_hum_3, fSurf, qFace);
2 x = directSolve(K, b, iidFix, xxFix);
3 E = interpEdge3d(primal_hum_3, -G*x);

```

Il campo viene quindi valutato lungo il profilo verticale:

```

1 EQ = evaluateField3d(primal_hum_3, E, Q, 'interp', 'y');
2 Ez = abs(EQ(:,3));

```

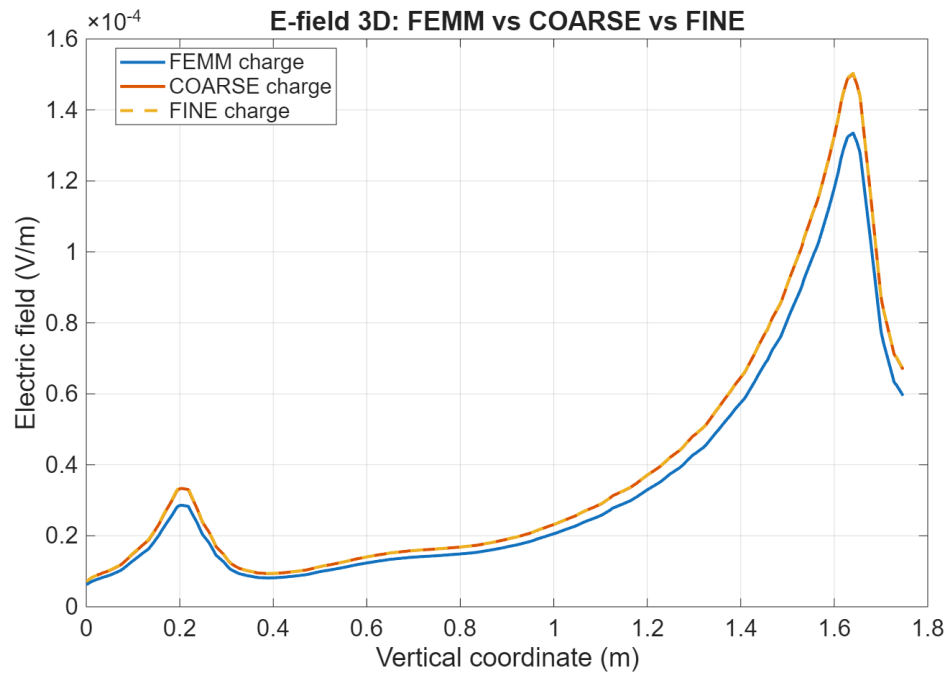


Figura 4.24: Confronto del modulo del campo elettrico lungo il profilo verticale per carica FEMM, carica *coarse* e carica *fine*.

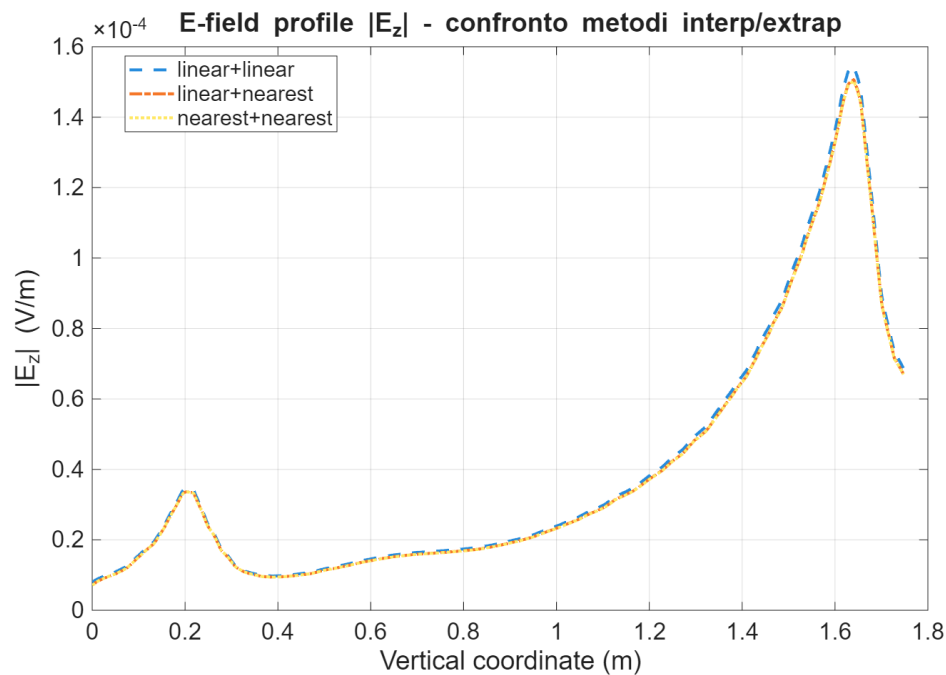


Figura 4.25: Profilo del campo elettrico  $|E_z|$  per le diverse strategie di interpolazione/estrapolazione.

In Fig. (4.26) è invece mostrato l'andamento del valore assoluto dell'errore tra il campo elettrico calcolato tramite i diversi metodi di interpolazione/estrapolazione e il campo elettrico calcolato tramite FEMM. Il metodo `linear + nearest` si rivela il più efficiente in termini di precisione di calcolo combinato al costo computazionale.

Tuttavia la soluzione **nearest + nearest** risulta essere quella più accurata anche se dispendiosa in termini di velocità di calcolo.

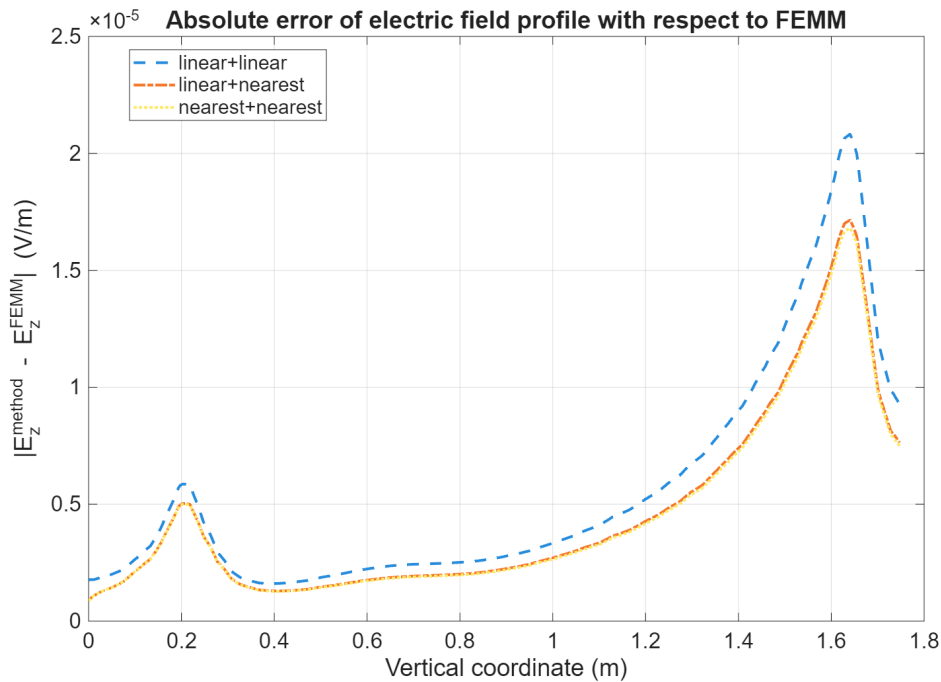


Figura 4.26: Andamento del valore assoluto dell'errore tra il campo elettrico calcolato tramite i diversi metodi di interpolazione/estrapolazione e il campo elettrico calcolato tramite FEMM.

**Applicazione al caso studio della stazione di conversione** La pipeline numerica è stata infine applicata al modello relativo alla stazione di conversione, al fine di verificare la robustezza del metodo in un contesto geometrico e di distribuzione di carica differente rispetto al modello utilizzato come benchmark. Il confronto tra campo elettrico ottenuto utilizzando come input la carica superficiale calcolata su mesh *coarse* e quella interpolata su mesh *fine* mostra una sostanziale sovrapposizione dei profili lungo l'asse verticale, come osservabile in Fig. (4.27).

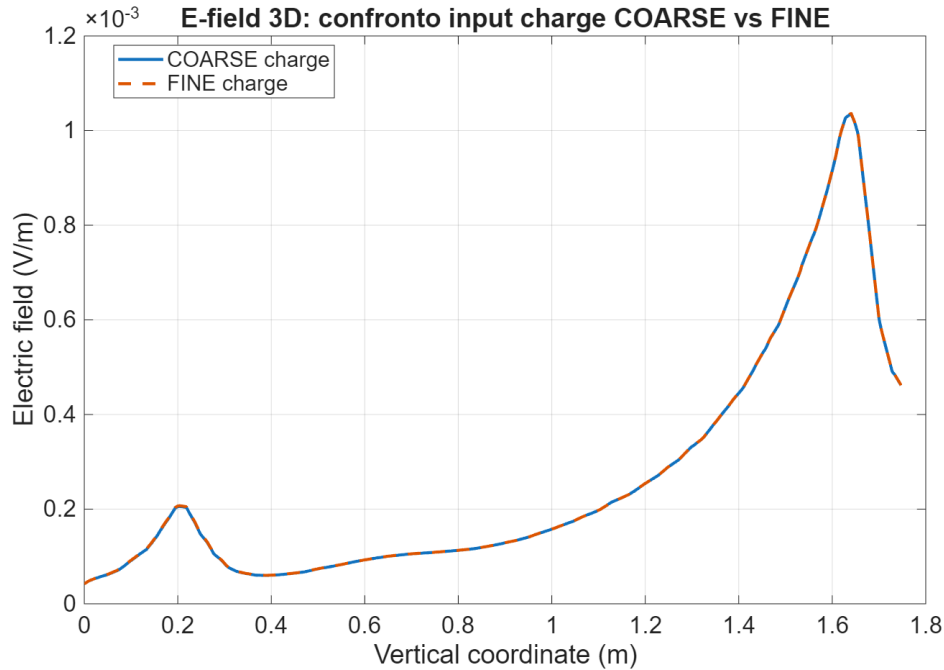


Figura 4.27: Profilo del modulo del campo elettrico lungo l’asse verticale nel modello della stazione di conversione per carica superficiale *coarse* e *fine*.

#### 4.3.15 Conclusioni

Dal confronto tra FEMM, soluzione Tonti *coarse* e soluzione Tonti *fine*, si osserva inoltre che:

- la differenza tra *coarse* e *fine* è contenuta e non altera la struttura globale del profilo;
- lo scarto più evidente si registra tra FEMM e le soluzioni Tonti, in particolare in corrispondenza dei massimi locali del campo;
- l’andamento complessivo del campo resta dominato dalla geometria macroscopica del corpo.

L’insieme dei risultati dimostra che:

- la formulazione basata sul metodo di Tonti mantiene coerenza fisica e stabilità numerica;
- la soluzione tridimensionale risulta robusta rispetto alla discretizzazione superficiale;
- la scelta della strategia di interpolazione incide in misura trascurabile sul campo elettrico finale;
- le differenze residue sono inferiori alle variazioni introdotte dalla geometria corporea.

La pipeline implementata può quindi essere considerata numericamente stabile, fisicamente coerente e adeguata per l’analisi dell’interazione tra campi ELF e modelli anatomici complessi.

# Capitolo 5

## Bassa-RF e RF (3 kHz–300 GHz)

### 5.1 Meccanismi di Interazione

Il dominio delle radiofrequenze (RF) e delle microonde si estende indicativamente da alcune centinaia di kHz fino a decine di GHz e comprende numerose applicazioni tecnologiche (telecomunicazioni wireless, radar, ambito biomedicale). In questo intervallo si passa dal regime quasi-statico alla propagazione d'onda, richiedendo la descrizione completa dei campi tramite le equazioni di Maxwell (Balanis, 2016; Lin, 2012).

A differenza delle basse frequenze, alle RF la lunghezza d'onda diventa confrontabile con le dimensioni corporee, rendendo la distribuzione dei campi interni fortemente dipendente da geometria, orientamento, polarizzazione e frequenza (Lin, 2012). L'interazione non può quindi essere modellata con campi uniformi, ma richiede un'analisi spazialmente distribuita dell'accoppiamento elettromagnetico.

Il meccanismo fisico dominante dell'interazione tra campi elettromagnetici nel regime RF–microonde e i tessuti biologici è l'assorbimento di energia, principalmente attribuibile alle perdite dielettriche associate alla polarizzazione dei dipoli molecolari, che si manifesta macroscopicamente come riscaldamento dei tessuti. La presenza di una permittività complessa e di una conducibilità finita comporta la dissipazione di potenza sotto forma di calore, principalmente associata ai processi di polarizzazione e rilassamento delle molecole d'acqua (C. Gabriel, 2009; S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996).

Le proprietà elettromagnetiche dei tessuti sono fortemente dipendenti dalla frequenza, come osservabile in Fig. (3.3). All'aumentare di essa cresce il contributo delle correnti di spostamento rispetto a quelle di conduzione, modificando la distribuzione dei campi interni e rendendo l'assorbimento intrinsecamente non uniforme, sia a scala tissutale sia a scala d'organo (Lin, 2012). In Tab. (3.1) sono presentate le principali bande di dispersione dielettrica nei tessuti biologici ed è possibile notare come gli effetti osservati varino in funzione della frequenza a cui il sistema biologico è esposto.

Nel dominio RF, gli effetti biologici consolidati alla base delle normative sono prevalentemente termici. L'incremento di temperatura, locale o globale, rappresenta la manifestazione macroscopica della deposizione di potenza elettromagnetica ed è assunto come riferimento per la definizione dei limiti di sicurezza (ICNIRP, 2020). In Fig. (5.1) è mostrata una rappresentazione schematica di come la interazione tra campi EM e sistemi biologici sia la causa di effetti osservabili. Tuttavia le ipotesi di effetti non termici non costituiscono, allo stato attuale, base normativa.

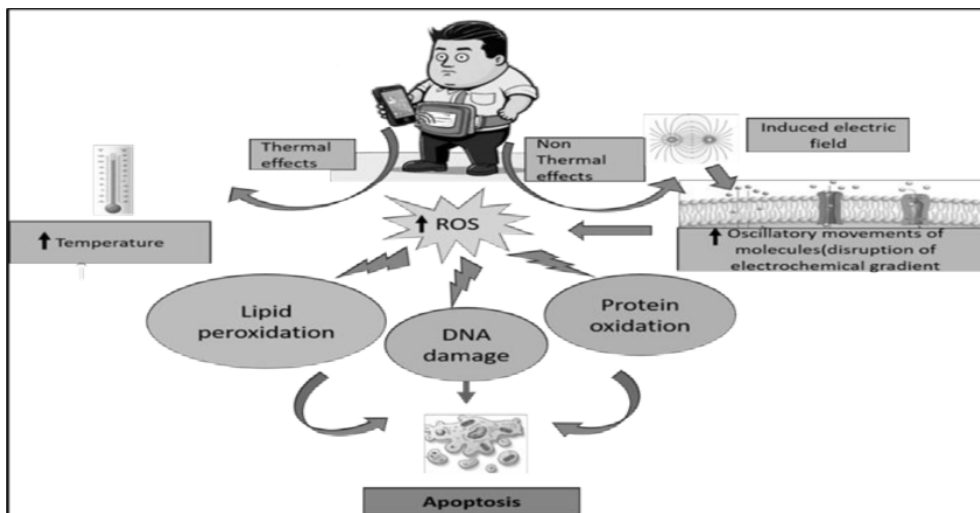


Figura 5.1: Rappresentazione schematica dei principali meccanismi di interazione tra i campi elettromagnetici (EMF) e i sistemi biologici. Gli effetti termici derivano dall'assorbimento di energia e dal conseguente riscaldamento dei tessuti, mentre gli effetti non termici sono associati ai campi elettrici indotti e alle oscillazioni molecolari guidate dal campo che possono perturbare i gradienti elettrochimici. Entrambe le vie possono favorire la generazione di specie reattive dell'ossigeno (ROS), conducendo a perossidazione lipidica, ossidazione delle proteine e danni al DNA, processi che possono infine innescare meccanismi apoptotici. Il diagramma riassume i meccanismi discussi in studi sperimentali e articoli di revisione sulle interazioni bioelettromagnetiche e sullo stress ossidativo. Riprodotto da (Haroon et al., 2025).

In conclusione, l'esposizione RF richiede modelli dosimetrici accurati, capaci di risolvere le equazioni di Maxwell in mezzi eterogenei, dissipativi e geometricamente realistici, al fine di quantificare correttamente la distribuzione spaziale dell'energia assorbita. Le linee guida internazionali riconoscono esplicitamente che tali modelli e parametri biologici sono soggetti a revisione continua con il progresso scientifico in modo tale da accurare gli effetti nocivi che potrebbero sorgere dalla esposizione a determinati campi (ICNIRP, 2020).

Nelle sezioni successive vengono introdotte le grandezze dosimetriche e i metodi di valutazione dell'esposizione utilizzati nel regime RF.

## 5.2 Dosimetria e Grandezze di Esposizione

Nel range di frequenze compreso tra 100 kHz e 10 MHz, le linee guida ICNIRP (2020) descrivono l'interazione tra campo elettrico e tessuti biologici come un processo di conversione dell'energia elettromagnetica in energia cinetica. All'aumentare della frequenza, i meccanismi di interazione diventano progressivamente legati all'azione del campo elettrico oscillante sui costituenti del tessuto. In particolare, il campo esercita forze sia sulle molecole polari, principalmente le molecole d'acqua, inducendo rotazioni dipolari, sia sulle cariche libere di natura ionica, dando luogo a correnti elettriche e dissipazione di energia nei tessuti.

Tali moti microscopici non sono conservativi: le molecole polari in rotazione e le cariche in movimento interagiscono continuamente con il mezzo circostante, convertendo

progressivamente l'energia cinetica in energia termica. Il riscaldamento dei tessuti rappresenta quindi la manifestazione macroscopica dell'assorbimento elettromagnetico ed è il meccanismo fisico dominante nel regime RF (Lin, 2012). Incrementi eccessivi di temperatura possono dare luogo a effetti biologici avversi.

Al di sotto di circa 10 MHz, se il campo elettrico indotto ( $E_i$ ) è sufficientemente intenso, possono inoltre manifestarsi effetti elettrici diretti. Campi a bassa frequenza possono stimolare tessuti eccitabili come nervi e muscoli, mentre campi impulsivi intensi e di breve durata possono produrre rottura dielettrica delle membrane biologiche, come avviene nei fenomeni di elettroporazione (Mir, 2008).

Si osserva che le *basic restrictions* e i *reference levels* nel dominio delle radiofrequenze sono definiti a partire dai più bassi livelli di esposizione per i quali possono manifestarsi effetti avversi sulla salute. Poiché tali effetti sono principalmente associati all'aumento di temperatura indotto nei tessuti biologici, la loro valutazione è direttamente legata all'energia o alla potenza assorbita durante l'esposizione (ICNIRP, 2020).

### SAR Definition

La grandezza dosimetrica adottata per la valutazione dell'esposizione ai campi elettromagnetici nel dominio RF è il *Specific Absorption Rate* (SAR), definito come la derivata temporale dell'incremento del consumo di energia sotto forma di calore,  $\delta W$ , assorbita o dissipata in una massa incrementale,  $\delta m$ , contenuta in un elemento di volume  $\delta V$ , di una data densità di massa del tessuto ( $\text{kg m}^{-3}$ ),  $\rho$ , ed è espressa in watt per chilogrammo ( $\text{W kg}^{-1}$ ):

$$\text{SAR} = \delta \left( \frac{\delta W}{\delta m} \right) = \delta \left( \frac{\delta W}{\rho \delta V} \right). \quad (5.1)$$

Le proprietà dielettriche dei tessuti biologici o organi sono generalmente considerate come materiali con perdite dielettriche ma magneticamente trasparenti, poiché la permeabilità magnetica relativa ( $\mu_r$ ) è pari a 1. Pertanto, il SAR è solitamente definito dalla seguente equazione:

$$\text{SAR} = \frac{\sigma |E|^2}{\rho}. \quad (5.2)$$

dove  $\sigma$  è la conducibilità elettrica del tessuto,  $E$  il modulo del campo elettrico efficace. Questa espressione evidenzia come il SAR dipenda sia dalle proprietà elettromagnetiche del mezzo biologico sia dalla distribuzione spaziale del campo elettrico interno (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996).

L'aumento di temperatura è fortemente correlato al SAR. In condizioni in cui la perdita di calore dovuta ai processi di conduzione non è significativa, il SAR e l'aumento di temperatura sono direttamente correlati come segue:

$$\text{SAR} = C \frac{dT}{dt}, \quad (5.3)$$

dove  $C$  è il calore specifico del tessuto ( $\text{J kg}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ ),  $T$  è la temperatura ( $^\circ\text{C}$ ) e  $t$  è la durata dell'esposizione (s). Per la maggior parte dei casi realistici, una grande quantità di energia viene rapidamente diffusa durante l'esposizione. Pertanto, l'equazione (5.3)

non è normalmente applicata agli scenari di esposizione umana. Tuttavia, la (5.3) è utile per le esposizioni brevi in cui la perdita di calore non è significativa.

Il SAR è utilizzato come *basic restriction* nelle linee guida ICNIRP (2020) che sono definite come valori medi spaziali del SAR. I valori di *SAR whole-body* ( $SAR_{WB}$ ) sono mediati sull'intero corpo. Il SAR medio sull'intero corpo è la potenza totale assorbita nel corpo divisa per la massa corporea:

$$SAR_{WB} = \frac{(\text{Total power})_{WB}}{(\text{Total mass})_{WB}} = \frac{\int_{WB} \sigma |E|^2 dV}{\int_{WB} \rho dV}. \quad (5.4)$$

Questa grandezza è particolarmente rilevante per esposizioni globali e prolungate, in quanto è direttamente correlata alla capacità del sistema termoregolatore di mantenere l'equilibrio termico (Lin, 2012).

Poiché la distribuzione del campo elettrico all'interno del corpo umano è fortemente non uniforme, il SAR presenta generalmente variazioni spaziali significative. Per ridurre la sensibilità a picchi numerici locali, nelle applicazioni dosimetriche si introducono grandezze di SAR mediato spazialmente su una massa finita di tessuto. In particolare, le normative internazionali adottano valori di SAR mediati su 10 g o 1 g di tessuto, a seconda del contesto applicativo e dello standard di riferimento (ICNIRP, 2020; IEEE, 2019).

Il  $SAR_{10g}$  è definito come la potenza totale assorbita in un volume cubico di 10 g divisa per 10 g:

$$SAR_{10g} = \frac{(\text{Total power})_{10g}}{(\text{Total mass})_{10g}} = \frac{\int_{V_{10g}} \sigma |E|^2 dV}{\int_{V_{10g}} \rho dV}. \quad (5.5)$$

Un volume di 10 g ( $V_{10g}$ ) è approssimato come un cubo di  $2.15 \times 2.15 \times 2.15$  cm, sulla base dell'assunzione che il tessuto abbia la stessa densità di massa dell'acqua, ovvero  $1,000 \text{ kg m}^{-3}$ .

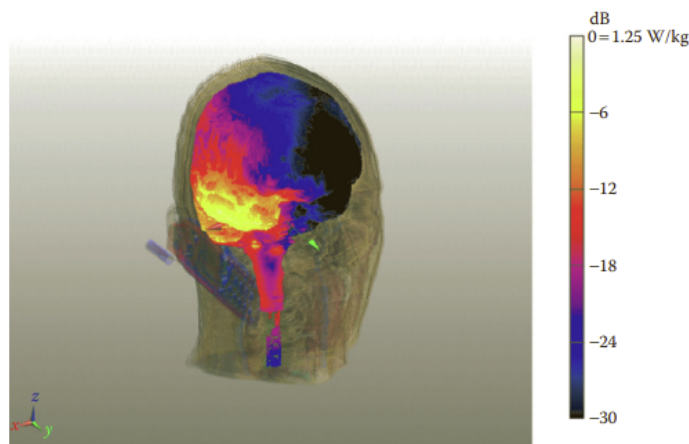


Figura 5.2: Distribuzione del SAR nella testa di un giovane adulto maschio esposto a un telefono cellulare a 902 MHz, che mostra un assorbimento localizzato nella corteccia temporale; 0 dB corrisponde a  $1.25 \text{ W kg}^{-1}$ . Immagine tratta da (Kwon, Hämäläinen e Jääskeläinen, 2008).

È infine importante sottolineare che il SAR non è una grandezza direttamente misurabile *in vivo*, ma deve essere stimato mediante modelli numerici o misure indirette. La sua valutazione richiede una conoscenza accurata della distribuzione dei campi elettrici interni, fortemente dipendente dallo scenario di esposizione, dalla geometria del corpo e dalle proprietà elettromagnetiche dei tessuti. La dosimetria RF si configura pertanto come un problema fortemente modellistico (Dimbylow, 2007).

**Specific Energy Absorption (SA)** Lo *Specific Energy Absorption* (SA) ( $\text{J kg}^{-1}$ ) è derivato come l'integrale temporale del SAR durante l'intervallo di tempo da  $t_1$  a  $t_2$ :

$$\text{SA} = \int_{t_0}^{t_1} \text{SAR}(t) dt. \quad (5.6)$$

Alle frequenze più elevate, in particolare nel dominio millimetrico e terahertz, l'assorbimento diventa fortemente superficiale e il significato fisico del SAR come grandezza volumetrica risulta progressivamente meno appropriato. Questa considerazione motiva l'introduzione di nuove grandezze dosimetriche riassunte in Tab. (5.1).

Quantity	Symbol <sup>a</sup>	Unit
Absorbed energy density	$U_{\text{ab}}$	joule per square meter ( $\text{J m}^{-2}$ )
Incident energy density	$U_{\text{inc}}$	joule per square meter ( $\text{J m}^{-2}$ )
Plane-wave equivalent incident energy density	$U_{\text{eq}}$	joule per square meter ( $\text{J m}^{-2}$ )
Absorbed power density	$S_{\text{ab}}$	watt per square meter ( $\text{W m}^{-2}$ )
Incident power density	$S_{\text{inc}}$	watt per square meter ( $\text{W m}^{-2}$ )
Plane-wave equivalent incident power density	$S_{\text{eq}}$	watt per square meter ( $\text{W m}^{-2}$ )
Induced electric field strength	$E_{\text{ind}}$	volt per meter ( $\text{V m}^{-1}$ )
Incident electric field strength	$E_{\text{inc}}$	volt per meter ( $\text{V m}^{-1}$ )
Induced electric field strength	$E_{\text{ind}}$	volt per meter ( $\text{V m}^{-1}$ )
Incident magnetic field strength	$H_{\text{inc}}$	ampere per meter ( $\text{A m}^{-1}$ )
Specific energy absorption	SA	joule per kilogram ( $\text{J kg}^{-1}$ )
Specific energy absorption rate	SAR	watt per kilogram ( $\text{W kg}^{-1}$ )
Electric current	$I$	ampere (A)
Frequency	$f$	hertz (Hz)
Time	$t$	second (s)

Tabella 5.1: Grandezze e corrispondenti unità del Sistema Internazionale (SI) utilizzate nelle linee guida.

<sup>a</sup>Italicized symbols represent variables; quantities are described in scalar form because direction is not used to derive the basic restrictions or reference levels.

### 5.3 Metodi di Valutazione dell'Esposizione

Il *Specific Absorption Rate* non è direttamente misurabile *in vivo* e deve essere stimato mediante approcci indiretti basati su modellazione numerica e misure sperimentali di supporto (ICNIRP, 2020; Lin, 2012). La dosimetria RF si configura come un problema prevalentemente modellistico, in cui la distribuzione dei campi elettromagnetici interni viene ricostruita a partire dalle condizioni di esposizione esterne e dalle proprietà dei tessuti.

L'accuratezza delle stime dosimetriche dipende in modo critico dalla qualità dei modelli anatomici impiegati, come osservabile in Fig.(5.3).

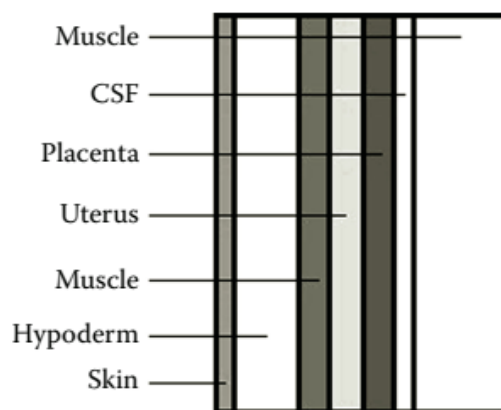


Figura 5.3: Modello anatomico multistrato utilizzato per la dosimetria elettromagnetica in gravidanza. La struttura è composta da strati planari successivi che rappresentano, dall'esterno verso l'interno: pelle, ipoderma, muscolo, utero, placenta, liquido amniotico (modellato come liquido cerebrospinale, CSF) e feto (modellato come tessuto muscolare). Questa geometria stratificata semplificata è stata adottata per studiare la penetrazione del campo e l'assorbimento di energia nei tessuti materni e fetali in condizioni di esposizione a radiofrequenza. Riprodotto da (Wuart et al., 2005).

La risoluzione spaziale, la rappresentazione delle interfacce tra tessuti con proprietà elettromagnetiche differenti e l'assegnazione dei parametri dielettrici costituiscono fattori determinanti nella corretta individuazione dei massimi locali di assorbimento (Christ, Gosselin, Christopoulou et al., 2010). La natura intrinsecamente non uniforme del campo elettrico interno rende infatti necessaria una descrizione spazialmente dettagliata dell'organismo, soprattutto in prossimità di regioni altamente eterogenee.

Secondo le linee guida ICNIRP, i tessuti biologici sono classificati in due categorie in base alla temperatura normotermica e alla localizzazione anatomica: i tessuti di *Type-1*, comprendenti regioni periferiche e superficiali (arti superiori e inferiori, padiglione auricolare, cornea, cute, tessuto adiposo, muscolo e osso), caratterizzati da temperature tipicamente inferiori ( $\approx 33\text{--}36\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), e i tessuti di *Type-2*, comprendenti regioni centrali e maggiormente termoregolate (testa, occhio, torace, addome, schiena e bacino), con temperature normotermiche più elevate (fino a  $\approx 38.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) (Arens e H. Zhang, 2006; Aschoff e Wever, 1958; DuBois, 1941; ICNIRP, 2020; Shafahi e Vafai, 2011).

In Fig. (5.4) sono presentati dei modelli basati sui voxel che sono stati utilizzati per andare a investigare l'esposizione dosimetrica di una donna incinta (Lin, 2012).

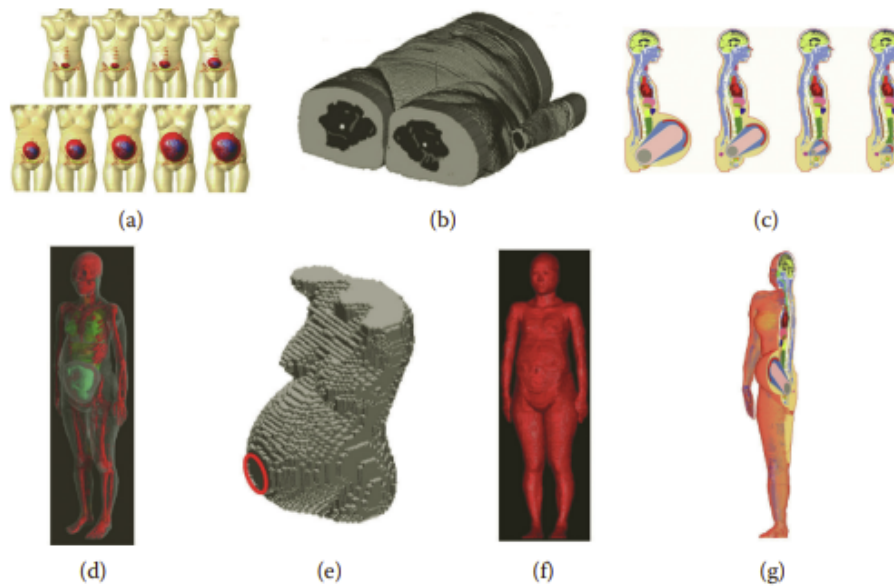


Figura 5.4: Panoramica dei modelli di donna in gravidanza, analitici e basati su voxel, utilizzati negli studi di esposizione elettromagnetica e dosimetria: (a) modello analitico multistrato (Wu et al., 2006); (b) modello anatomico basato su risonanza magnetica (MRI) (Hand et al., 2006); (c) modello analitico di donna in gravidanza (Dimbylow, 2007); (d,f) modelli di donna in gravidanza a corpo intero basati su voxel (Nagaoka, Watanabe, Sakurai, Kunieda e Taki, 2006; Nagaoka, Watanabe, Sakurai, Kunieda, Watanabe et al., 2007); (e) regione di esposizione localizzata in geometria voxel (Kainz et al., 2003); (g) modello analitico in sezione trasversale di donna in gravidanza. Immagini riprodotte da (Dimbylow, 2006).

Dalla Fig. (5.5) si può notare come, grazie all'incremento della capacità computazionale, i modelli anatomici stiano diventando sempre più accurati, prendendo in considerazione un numero sempre maggiore di tessuti caratterizzati da differenti proprietà elettromagnetiche.

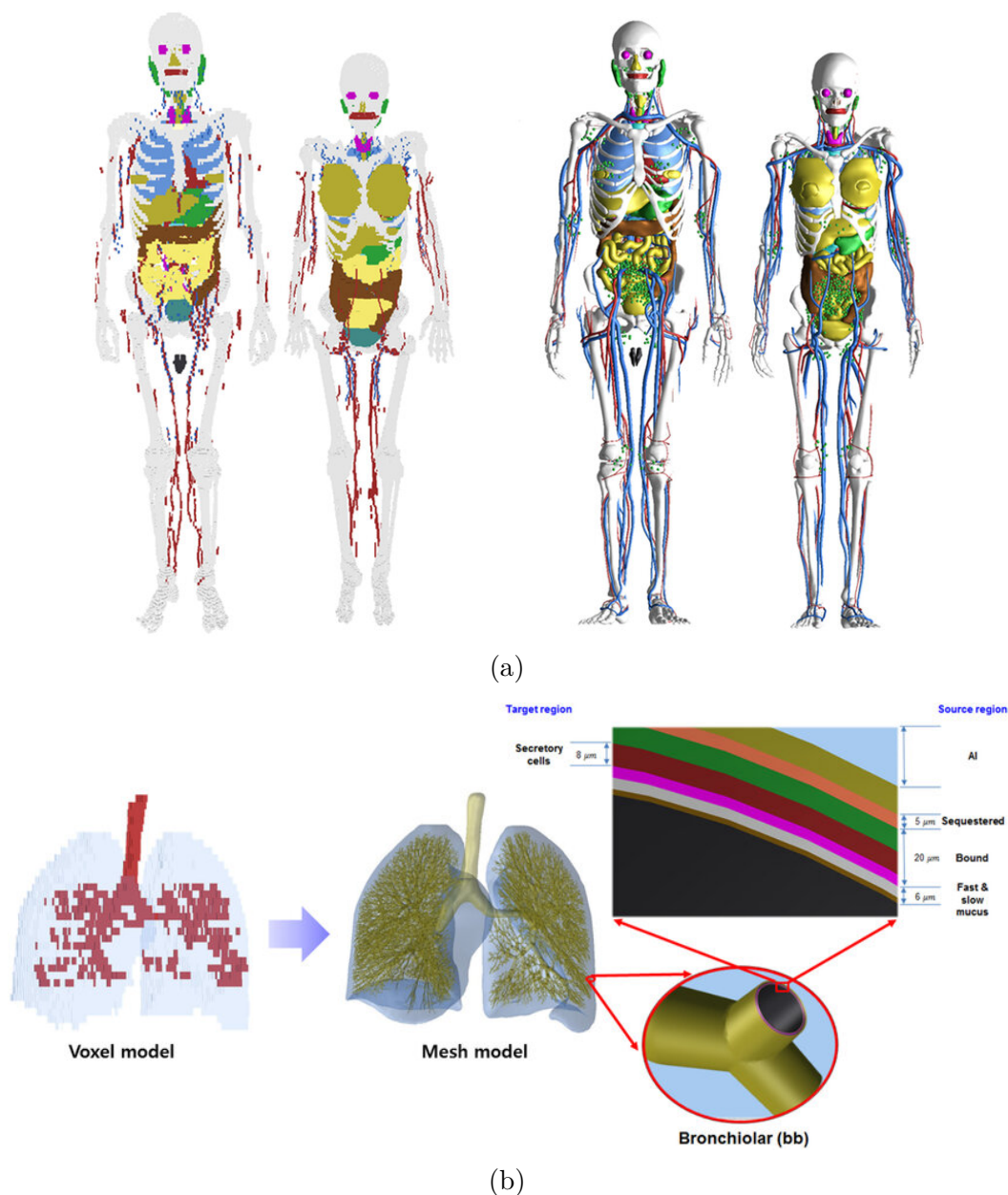


Figura 5.5: Esempi di fantocci anatomici umani e di approcci di modellazione multi-scala utilizzati nella dosimetria elettromagnetica e nelle simulazioni biomediche. (a) Fantocci computazionali di riferimento di tipo voxel ICRP-110 (sinistra) e fantocci computazionali di riferimento di tipo mesh ICRP in fase di sviluppo (destra). Da (H. Kim et al., 2017). (b) Modello voxel del polmone (sinistra) e modello PM del polmone (destra) per il fantoccio maschile. Riprodotto da (H. Kim et al., 2017).

Recentemente, il modello umano Hugo basato sui voxel, mostrato in Fig. (5.6), è stato implementato nello studio di Canicattì et al. (2021).

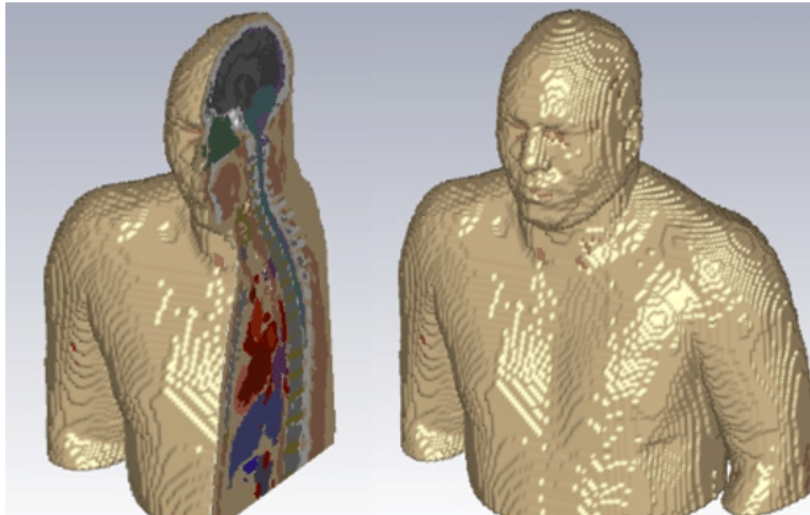


Figura 5.6: Modello umano basato su voxel *Hugo*: viste in sezione e a mezzo busto. Immagine tratta da (Canicattì et al., 2021).

Accanto alla modellazione numerica, vengono impiegate tecniche sperimentali basate su *phantom* fisici, realizzati con materiali dielettrici equivalenti ai tessuti biologici, come osservabile in Fig. (5.7). Tali modelli consentono misure indirette dei campi elettrici o dell'incremento di temperatura indotto dall'esposizione e sono utilizzati principalmente per la validazione dei risultati numerici e per verifiche di conformità normativa (Lin, 2012). Tuttavia, l'uso di phantom è limitato dalla difficoltà di riprodurre fedelmente la complessità anatomica e la variabilità interindividuale del corpo umano.

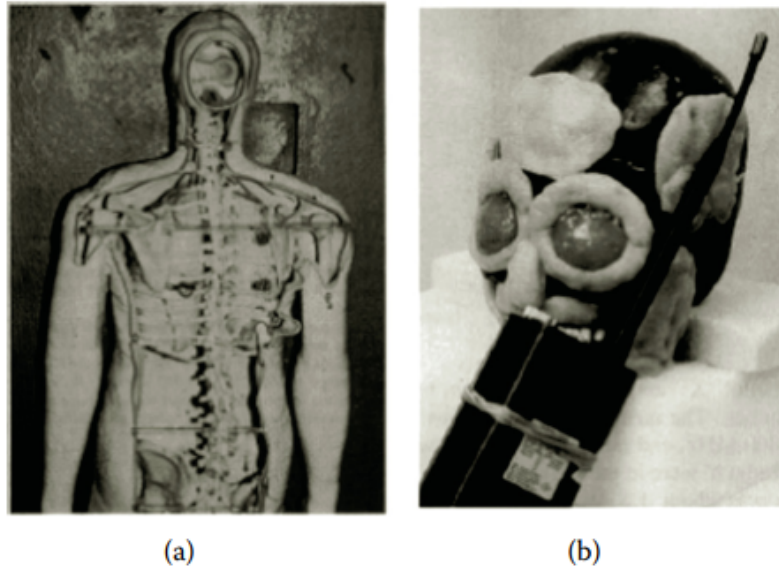


Figura 5.7: Fantocci fisici eterogenei utilizzati negli studi sperimentali di bioelettromagnetismo. (a) Fantoccio eterogeneo a corpo intero che riproduce i principali compartimenti tissutali e i contrasti di conducibilità interna, utilizzato per la validazione dosimetrica dei campi e delle correnti indotte (S. S. Stuchly et al., 1987). (b) Fantoccio anatomico dettagliato della testa progettato per la valutazione sperimentale dell'esposizione a radiofrequenza e della distribuzione locale del SAR nei tessuti cranici. Riprodotto da (Cleveland e Athey, 1989).

Metodo	Accuratezza	Realismo anatomico	Applicazione
FDTD	Alta	Media–Alta	Stima SAR distribuito
FEM	Alta	Alta	Analisi localizzata
Phantom fisici	Media	Bassa	Validazione sperimentale
Misure dirette	Bassa	–	Verifiche normative

Tabella 5.2: Confronto tra i principali metodi di valutazione dell'esposizione RF

Un aspetto rilevante nella valutazione dell'esposizione è rappresentato dalle incertezze associate ai diversi approcci dosimetrici. Queste includono incertezze numeriche, legate alla discretizzazione spaziale e temporale, incertezze modellistiche, dovute alla semplificazione geometrica e all'assegnazione delle proprietà elettromagnetiche dei tessuti, e incertezze sperimentali, associate alle tecniche di misura. Tali limitazioni giustificano l'introduzione di fattori di sicurezza nelle linee guida internazionali e devono essere considerate nell'interpretazione dei risultati dosimetrici (ICNIRP, 2020).

Nel complesso, la valutazione dell'esposizione nel regime RF richiede un approccio integrato che combini modellazione numerica avanzata e misure sperimentali di supporto. La comprensione dei limiti e delle potenzialità di ciascun metodo risulta essenziale per un'applicazione coerente dei criteri di sicurezza e per l'analisi critica dei risultati dosimetrici, come discusso nella sezione successiva.

## 5.4 Linee Guida e Criteri di Sicurezza

La protezione della popolazione e dei lavoratori dall'esposizione ai campi elettromagnetici nel dominio delle radiofrequenze è regolata da linee guida internazionali basate su evidenze scientifiche consolidate. In questo contesto, le linee guida pubblicate dalla *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) nel 2020 costituiscono il principale riferimento normativo a livello internazionale (ICNIRP, 2020). Tali linee guida definiscono limiti di esposizione volti a prevenire effetti avversi accertati, in particolare di natura termica, introducendo criteri dosimetrici e fattori di sicurezza adeguati.

In Tab. 5.3 sono riportate le *basic restrictions* ICNIRP per l'esposizione a campi elettromagnetici nel range di frequenza 100 kHz–300 GHz, valide per intervalli di media temporale maggiori o uguali a 6 min, distinte tra esposizione occupazionale e del pubblico generale.

Scenario di esposizione	Intervallo di frequenza	WB	Locale	Arti	$S_{ab}$
		(SAR)	(SAR)	(SAR)	
		(W kg <sup>-1</sup> )	(W kg <sup>-1</sup> )	(W kg <sup>-1</sup> )	(W m <sup>-2</sup> )
Occupazionale	100 kHz–6 GHz	0.4	10	20	NA
	>6–300 GHz	0.4	NA	NA	100
Popolazione generale	100 kHz–6 GHz	0.08	2	4	NA
	>6–300 GHz	0.08	NA	NA	20

**Nota:**

1. “NA” indica “non applicabile”.
2. Il SAR medio sul corpo intero è mediato su 30 min.
3. Il SAR locale e  $S_{ab}$  sono mediati su 6 min.
4. Il SAR locale è mediato su una massa cubica di 10 g.
5. Il valore locale di  $S_{ab}$  è mediato su una superficie di 4 cm<sup>2</sup>; al di sopra di 30 GHz si applica un vincolo su 1 cm<sup>2</sup>.

Tabella 5.3: Basic Restrictions per l'esposizione ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz, per intervalli di mediazione  $\geq 6$  min. Dati tratti da (ICNIRP, 2020).

In Tab. B.2 sono riportate le *basic restrictions* ICNIRP per l'esposizione a campi elettromagnetici nel range 100 kHz–300 GHz, riferite a intervalli di integrazione brevi compresi tra  $> 0$  e  $< 6$  min, espresse in termini di assorbimento energetico locale.

In Tab. 5.4 sono riportate le *basic restrictions* ICNIRP per l'esposizione a campi elettromagnetici nel range 100 kHz–10 MHz, espresse in termini di campo elettrico indotto di picco spaziale.

Scenario di esposizione	Intervallo di frequenza	Campo elettrico indotto
		$E_{\text{ind}} \text{ (V m}^{-1}\text{)}$
Occupazionale	100 kHz to 10 MHz	$2.70 \times 10^{-4} f$
Popolazione generale	100 kHz to 10 MHz	$1.35 \times 10^{-4} f$

**Nota:**

1.  $f$  è la frequenza espressa in hertz (Hz).
2. I valori di restrizione si applicano a qualsiasi regione del corpo e devono essere mediati come valori efficaci (*root mean square*, rms) su un volume contiguo di tessuto pari a  $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ , come specificato nelle linee guida ICNIRP 2010.

Tabella 5.4: Restrizioni di base per l'esposizione ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 10 MHz, per valori spaziali di picco. Dati tratti da (ICNIRP, 2020).

In Fig. 5.8 sono mostrati i *reference levels* ICNIRP per l'esposizione occupazionale media nel tempo ( $\geq 6$  min) a campi elettromagnetici nel range 100 kHz–300 GHz.

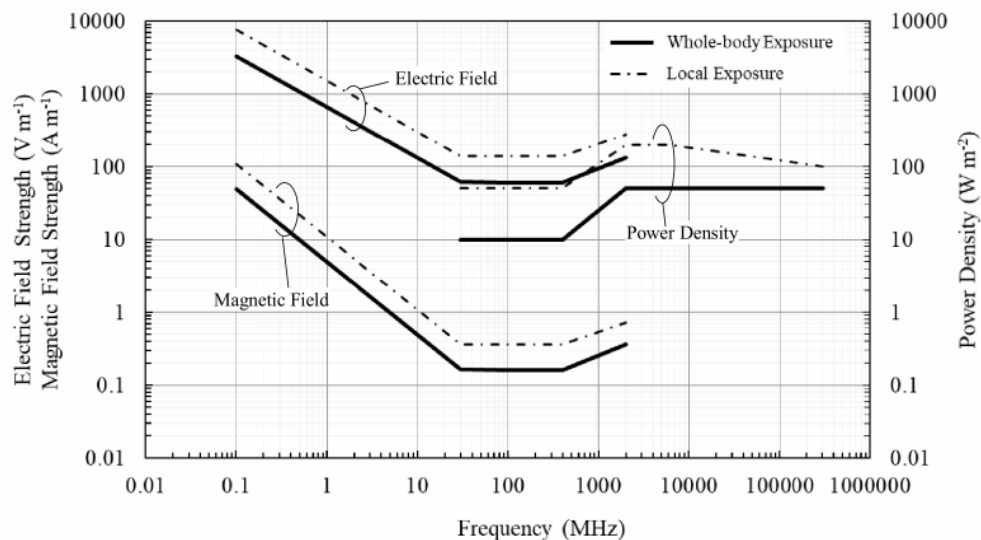


Figura 5.8: Reference Levels per l'esposizione *occupazionale* mediata nel tempo ( $\geq 6$  min) ai campi elettromagnetici nell'intervallo di frequenza 100 kHz–300 GHz. Le curve rappresentano i valori efficaci (*root-mean-square*, rms) non perturbati dell'intensità del campo elettrico, dell'intensità del campo magnetico e della densità di potenza equivalente, distinguendo tra esposizione a corpo intero (linee continue) ed esposizione localizzata (linee tratteggiate). I livelli di riferimento derivano dalle corrispondenti restrizioni di base e sono destinati alla verifica pratica della conformità. Riprodotto da (ICNIRP, 2020).

In Fig. 5.9 sono mostrati i *reference levels* ICNIRP per l'esposizione del pubblico generale media nel tempo ( $\geq 6$  min) a campi elettromagnetici nel range 100 kHz–300 GHz.

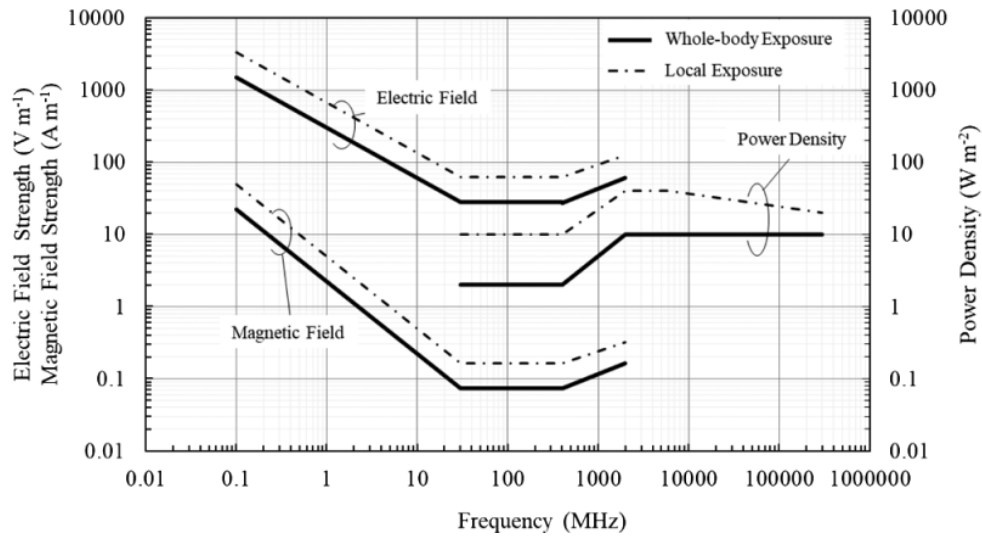


Figura 5.9: Livelli di riferimento per l'esposizione *della popolazione generale* mediata nel tempo ( $\geq 6$  min) ai campi elettromagnetici nell'intervallo di frequenza 100 kHz–300 GHz. Le curve mostrano i valori efficaci (*root-mean-square*, rms) non perturbati dell'intensità del campo elettrico, dell'intensità del campo magnetico e della densità di potenza equivalente, distinguendo tra esposizione a corpo intero (linee continue) ed esposizione localizzata (linee tratteggiate). Questi livelli di riferimento derivano dalle corrispondenti restrizioni di base e forniscono limiti conservativi per la verifica della conformità. Riprodotto da (ICNIRP, 2020).

In Tab. B.3 sono riportati i *reference levels* ICNIRP per l'esposizione dell'intero corpo, mediata su 30 min, a campi elettromagnetici nel range 100 kHz–300 GHz.

In Tab. B.4 sono riportati i *reference levels* ICNIRP per l'esposizione locale, mediata su 6 min, a campi elettromagnetici nel range 100 kHz–300 GHz.

In Tab. B.5 sono riportati i *reference levels* ICNIRP per l'esposizione locale integrata su intervalli temporali compresi tra  $> 0$  e  $< 6$  min, nel range di frequenza 100 kHz–300 GHz.

Le grandezze dosimetriche e i limiti definiti dalle linee guida ICNIRP (2020) costituiscono il riferimento per la valutazione della sicurezza nel dominio RF e microonde. Come discusso nel capitolo successivo, l'estensione di tali criteri alle frequenze più elevate richiede l'introduzione di nuove grandezze dosimetriche e un diverso approccio alla valutazione dell'esposizione.

Alle frequenze più elevate dello spettro elettromagnetico, l'ipotesi di una deposizione volumetrica dell'energia, alla base della definizione del SAR, risulta progressivamente meno appropriata. L'assorbimento elettromagnetico diventa infatti fortemente confinato agli strati superficiali dei tessuti, rendendo necessario un diverso approccio alla valutazione dosimetrica. Per questo motivo, il capitolo successivo è dedicato all'analisi delle interazioni e dei criteri di esposizione nel dominio delle onde millimetriche e della radiazione terahertz.

# Capitolo 6

## mmWaves (30 GHz–300 GHz) e THz (100 GHz–1 THz)

### 6.1 Proprietà Fisiche e Meccanismi di Propagazione nei Tessuti

Il dominio delle onde millimetriche (mmW, 30–300 GHz) e della radiazione terahertz (THz, 0.1–10 THz) rappresenta una zona di transizione cruciale dello spettro elettromagnetico, collocata tra le radiofrequenze elettroniche e le frequenze ottiche. Sebbene l'interesse scientifico per questa regione sia in forte crescita, il numero di studi biologici condotti alle frequenze THz rimane storicamente inferiore rispetto a quello relativo ad altre bande spettrali. Tale discrepanza è riconducibile al cosiddetto *THz gap*, ovvero alla storica indisponibilità di sorgenti ad alta potenza e stabilità operanti in questo intervallo di frequenze (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

Dal punto di vista energetico, la radiazione THz è rigorosamente non ionizzante. L'energia quantica di un fotone THz risulta circa un milione di volte inferiore rispetto a quella di un fotone di raggi X ionizzanti. Ne consegue che l'interazione con la materia biologica avviene attraverso meccanismi puramente cinematici, rotazionali o vibrazionali, senza rottura diretta di legami chimici covalenti.

#### Interazione multiscala e processi di scattering

Una caratteristica distintiva di questa banda di frequenze è il rapporto tra la lunghezza d'onda  $\lambda$  e le dimensioni delle strutture biologiche. Le onde THz possiedono lunghezze d'onda comprese tra pochi millimetri e alcune decine di micrometri, risultando comparabili o superiori alle dimensioni di numerose strutture cellulari e tessutali umane, tra cui:

- Cellule di mammifero (10–25  $\mu\text{m}$ );
- Arteriole ( $\sim 30 \mu\text{m}$ );
- Fibrille di collagene (20–50  $\mu\text{m}$ );
- Capelli umani (50–70  $\mu\text{m}$ ).

Questa complementarità dimensionale favorisce processi significativi di scattering (diffusione), rendendo la radiazione THz particolarmente sensibile alle variazioni strutturali microscopiche dei tessuti. Tale proprietà è ampiamente sfruttata nelle applicazioni di imaging biomedicale, dove il contrasto deriva da differenze locali di contenuto d'acqua, come osservabile in Fig. (6.1), e organizzazione microstrutturale (Lin, 2012).

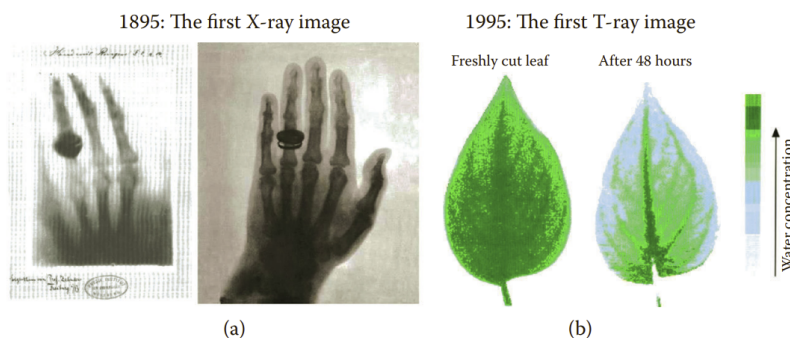


Figura 6.1: Confronto storico tra imaging a raggi X e a onde terahertz (T-ray). (a) Prima immagine a raggi X (1895): radiografia della mano di Anna Bertha Röntgen, che evidenzia l'elevato contrasto dei tessuti ossei. (b) Prima immagine T-ray (1995): immagine terahertz di una foglia fresca e dopo 48 ore, con contrasto legato principalmente alla distribuzione del contenuto d'acqua. Le due tecniche riflettono meccanismi di interazione profondamente diversi: assorbimento ionizzante per i raggi X e risposta dielettrica molecolare per le onde THz. Riprodotto da (B. B. Hu e Nuss, 1995; Mould, 1995).

## Dinamica molecolare e assorbimento superficiale

A livello molecolare, la radiazione THz si accoppia con modalità dinamiche collettive della materia biologica. Mentre le microonde influenzano prevalentemente la rotazione delle molecole polari e l'infrarosso (IR) eccita vibrazioni molecolari interne, lo spettro THz ( $3\text{--}334\text{ cm}^{-1}$ ) si associa a moti collettivi, vibrazioni intermolecolari e stati metastabili delle macromolecole biologiche.

Secondo l'ipotesi di Fröhlich (1975), le macromolecole biologiche possono esibire momenti di dipolo elevati suscettibili di eccitazione selettiva in prossimità di 0.1 THz, dando luogo a possibili fenomeni di risonanza coerente in sistemi cellulari organizzati.

In questo contesto, l'acqua riveste un ruolo dominante. Grazie al suo elevato momento di dipolo e ai tempi di rilassamento dell'ordine dei picosecondi (0.1–10 ps), essa presenta un coefficiente di assorbimento estremamente elevato nella regione THz. L'intensità dell'interazione risulta esponenzialmente superiore rispetto a quella osservata nell'infrarosso e da  $10^3$  a  $10^6$  volte più intensa rispetto alle onde millimetriche convenzionali (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

Di conseguenza, analogamente a quanto osservato nel regime mmW, la propagazione nei tessuti biologici è caratterizzata da marcata attenuazione. L'energia incidente viene assorbita quasi interamente negli strati idratati più superficiali, quali lo strato corneo e l'epidermide, con una profondità di penetrazione che si riduce a frazioni di millimetro all'aumentare della frequenza (S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996).

In Tab. (6.1) sono mostrati i valori che indicano la profondità di penetrazione della pelle all'aumentare della frequenza.

Frequency (GHz)	Relative per- mittivity	Conductivity (S/m)	Penetration depth (mm)
6	36	4.0	8.1
10	33	7.9	3.9
30	18	27	0.92
60	10	40	0.49
100	7.3	46	0.35
300	5.0	55	0.23

Tabella 6.1: Profondità di penetrazione nel tessuto cutaneo umano (derma) per frequenze comprese tra 6 e 300 GHz. Dati tratti da (Lin, 2012).

In Fig. 6.2 è presentato lo studio di Alekseev et al. (2008) che mostra la riduzione della profondità di penetrazione al crescere della frequenza per un'onda che incide sul palmo della mano e sull'avambraccio.

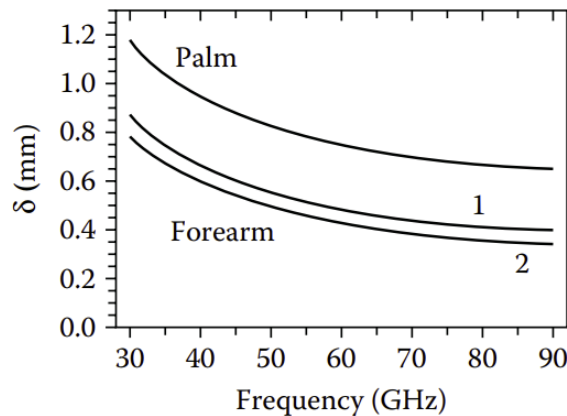


Figura 6.2: Profondità di penetrazione  $\delta$  di un campo piano a onde millimetriche nella pelle umana in funzione della frequenza. I calcoli sono stati eseguiti utilizzando un modello di pelle multistrato (modello 2). La curva superiore corrisponde alla pelle del palmo della mano, mentre le curve 1 e 2 si riferiscono alla pelle dell'avambraccio, ottenute utilizzando i valori di permittività riportati negli studi di O. P. Gandhi e Riazi (1986). I risultati evidenziano la progressiva riduzione della profondità di penetrazione all'aumentare della frequenza nella banda delle onde millimetriche, coerentemente con la transizione verso un assorbimento di energia prevalentemente superficiale. Riprodotto da (Alekseev et al., 2008).

Questo confinamento superficiale rende la pelle il principale bersaglio biologico dell'esposizione a mmW e THz, trasformando l'interazione elettromagnetica in un fenomeno considerato prevalentemente termico, descritto dalla legge di Beer-Lambert, Eq. 6.1, secondo cui l'attenuazione dell'intensità segue un andamento esponenziale lungo la direzione di propagazione. In tali condizioni, tra l'85% e il 91% dei fotoni incidenti può essere assorbito negli strati superficiali del tessuto (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

## 6.2 Interazione Molecolare e Dinamiche al Picosecondo

Mentre l'interazione delle onde millimetriche con i sistemi biologici è dominata prevalentemente da effetti termici macroscopici, la radiazione terahertz (THz) consente di indagare meccanismi di risonanza molecolare che si manifestano su scale temporali estremamente ridotte. Tale peculiarità deriva dal fatto che le frequenze THz (0.1–10 THz) corrispondono a periodi di oscillazione compresi tra 0.1 e 10 ps, ossia la stessa scala temporale su cui avvengono i moti collettivi delle macromolecole e le dinamiche dell'acqua interfaciale.

Questa coincidenza di scale temporali apre alla possibilità di un accoppiamento selettivo tra campo elettromagnetico applicato e gradi di libertà vibrazionali a bassa frequenza, caratteristici di strutture biologiche complesse.

### Il ruolo centrale dell'acqua e la dinamica di solvatazione

L'acqua rappresenta l'elemento determinante per comprendere la biofisica dell'interazione THz con i sistemi viventi. Definita come *solvente universale*, essa non costituisce soltanto un mezzo di sospensione, ma partecipa attivamente alla struttura e alla funzione delle biomolecole, influenzandone il corretto ripiegamento tridimensionale (*protein folding*) (Pal et al., 2002).

Dal punto di vista elettromagnetico, la molecola d'acqua è un dipolo permanente caratterizzato da un elevato momento di dipolo e da una configurazione tetraedrica di legami a idrogeno con le molecole adiacenti. Come osservabile in Fig. (6.3) le molecole d'acqua si organizzano in configurazioni differenti a seconda della frequenza alla quale sono sottoposte. Di fatto la radiazione THz interagisce con l'acqua attraverso i tempi di rilassamento lenti associati alla riorganizzazione della rete di legami a idrogeno. Poiché tali dinamiche si sviluppano su scale temporali dell'ordine dei picosecondi, i metodi sperimentali devono operare nel dominio temporale ultrarapido per poterne catturare l'evoluzione.

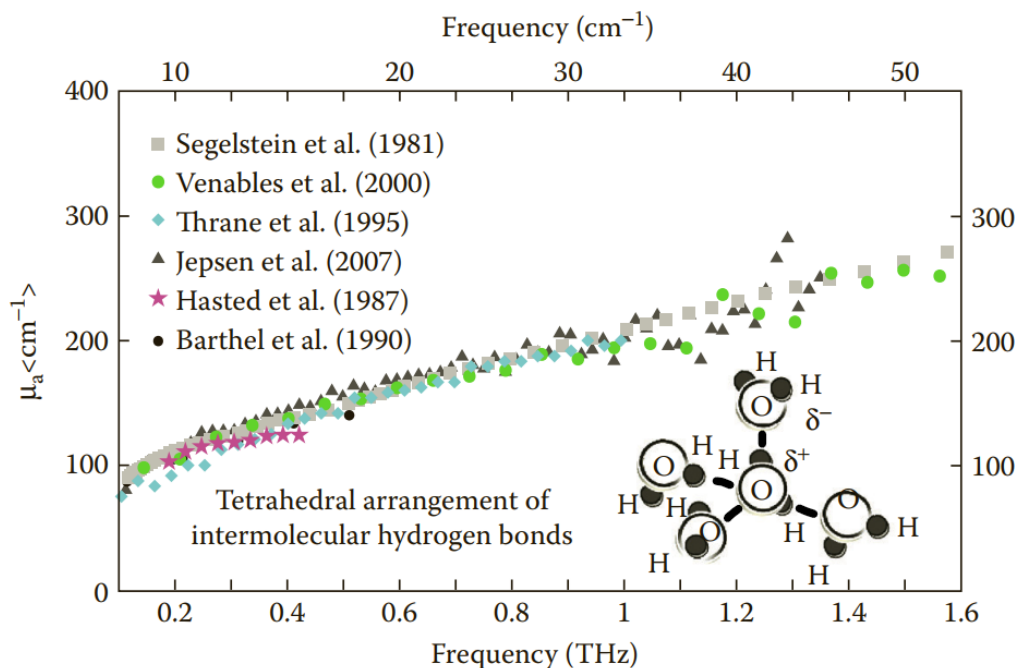


Figura 6.3: Coefficiente di assorbimento dell'acqua in funzione della frequenza e immagine dei legami a idrogeno nell'acqua. I riarrangiamenti dei legami a idrogeno e i bending intermolecolari avvengono su scale temporali dei picosecondi, corrispondenti a 40–60 cm<sup>-1</sup>. Da (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

In questo contesto, la spettroscopia THz nel dominio del tempo si è affermata come strumento privilegiato per sondare l'acqua di solvatazione, ossia lo strato di molecole d'acqua strutturate che circonda le proteine, mostrata in Fig. (6.4). Studi condotti dal gruppo di Havenith, (Heugen et al., 2007), hanno evidenziato come le molecole d'acqua interagiscano dinamicamente con le superfici proteiche, partecipando attivamente ai processi funzionali attraverso una modulazione collettiva dei moti intermolecolari. L'acqua non si configura quindi come semplice ambiente passivo, bensì come componente dinamica del sistema biomolecolare.

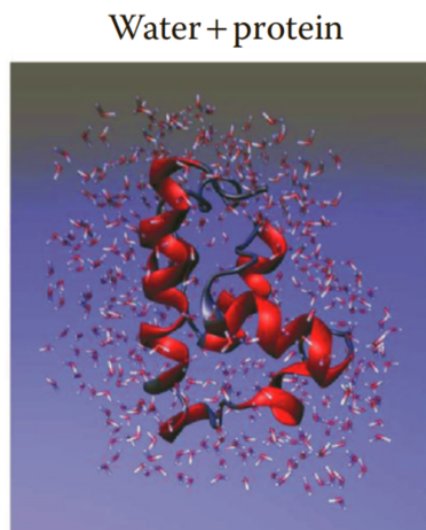


Figura 6.4: Rappresentazione schematica delle molecole d'acqua che "danzano" attorno a una molecola proteica. Da (Leitner, Havenith e Gruebele, 2008).

## Risonanze delle macromolecole biologiche

Oltre all'acqua, numerose macromolecole biologiche essenziali — tra cui carboidrati, lipidi, proteine e DNA — presentano modi vibrazionali e rotazionali propri nella regione THz ( $3\text{--}334\text{ cm}^{-1}$ ), associati a moti collettivi a bassa frequenza (Markelz, Roitberg e Heilweil, 2000).

Particolare interesse riveste il caso dei carboidrati, molecole centrali nei processi di stoccaggio energetico e nel mantenimento strutturale cellulare. Essi mostrano risonanze distinte al di sotto dei  $200\text{ cm}^{-1}$  (Walther et al., 2002). Risulta significativo osservare come isomeri di monosaccaridi quasi identici, quali glucosio, galattosio, mannosio e fruttosio, presentino spettri THz marcatamente differenti nell'intervallo  $70\text{--}100\text{ cm}^{-1}$ , evidenziando l'elevata sensibilità della radiazione THz alla conformazione tridimensionale e alla distribuzione delle cariche nella molecola (Fischer, Walther e Jepsen, 2005).

Ulteriori esempi di interazioni specifiche includono:

- **Processi visivi:** la fotoisomerizzazione del retinal, passaggio chiave nel meccanismo della visione, presenta un modo vibrazionale a circa  $60\text{ cm}^{-1}$  (Q. Wang et al., 1994);
- **Proteine transmembrana:** sono state osservate modalità collettive intorno a  $115\text{ cm}^{-1}$ , attribuibili a fluttuazioni cooperative delle strutture proteiche (Xie et al., 2002);
- **DNA:** i fononi naturali del DNA a doppio filamento (*dsDNA*) oscillano su scale temporali compatibili con la banda THz, suggerendo la possibilità di accoppiamenti non lineari che potrebbero modulare i processi di trascrizione (Alexandrov et al., 2009). Inoltre in Fig. (6.5) sono mostrati gli andamenti del coefficiente di assorbimento in funzione della frequenza delle nucleobasi del DNA

A, C, T e G. Ogni nucleobase presenta risonanze spettrali uniche tra 0,5 e 4,0 THz (Walther et al., 2002).

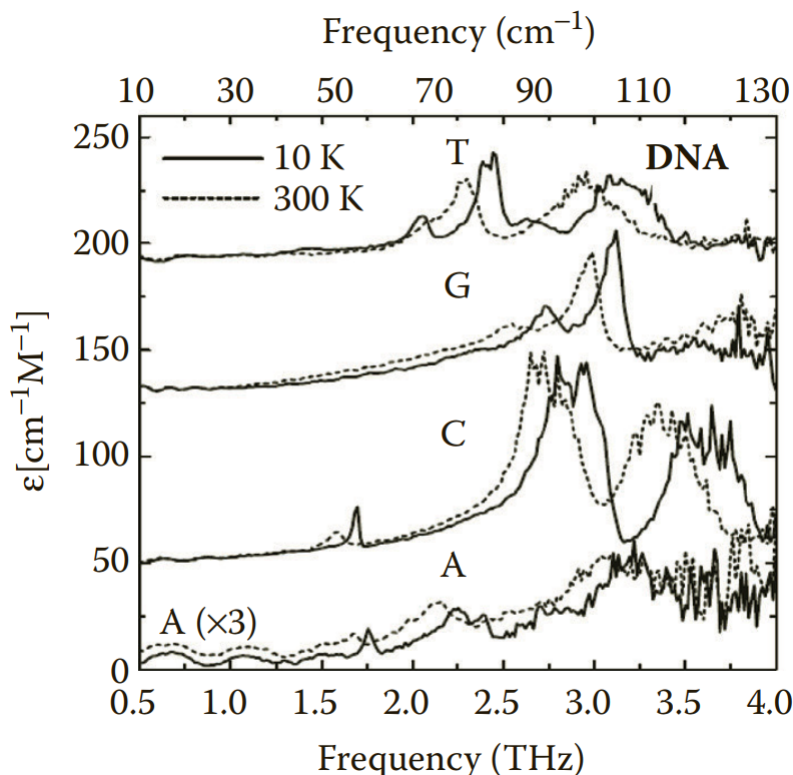


Figura 6.5: Coefficiente di assorbimento in funzione della frequenza delle basi azotate del DNA (A, C, T e G). Ogni base azotata presenta risonanze spettrali univoche nell'intervallo tra 0.5 e 4.0 THz. Immagine tratta da (Walther et al., 2002).

Queste evidenze supportano l'idea che i sistemi biologici abbiano delle dinamiche che trovano come protagonista l'emissione e la risposta a determinate frequenze nel regime THz.

### Stati metastabili e l'ipotesi di Fröhlich

Un possibile fondamento teorico per tali fenomeni è rappresentato dall'ipotesi formulata da Fröhlich (1975), secondo cui le macromolecole biologiche potrebbero possedere stati metastabili caratterizzati da momenti di dipolo elevati e da un'organizzazione coerente dell'energia vibrazionale.

In presenza di un adeguato apporto energetico, tali sistemi potrebbero concentrare energia in modi vibrazionali collettivi a bassa frequenza, con frequenze caratteristiche nell'intorno di 0.1 THz. In questo scenario, la radiazione terahertz assumerebbe la capacità di eccitare selettivamente tali stati, inducendo fenomeni di risonanza e possibili effetti di coerenza molecolare.

Questa prospettiva alimenta il dibattito scientifico sulla possibilità di effetti biologici *microtermici* o puramente cinetici, non riconducibili esclusivamente a un incremento

della temperatura macroscopica del tessuto, in quanto si dovrebbe tenere in considerazione la dinamica collettiva delle macromolecole il cui stato vibrazionale può essere perturbato da un agente esterno come una onda EM nello spettro THz.

### 6.3 Applicazioni, Sorgenti e Tecnologie di Generazione della Radiazione THz

Le onde millimetriche e la radiazione terahertz sono oggetto di crescente interesse tecnologico in diversi ambiti applicativi, grazie alle elevate frequenze operative e alla possibilità di ottenere risoluzioni spaziali elevate. In Tab. (6.2) sono mostrati alcuni esempi di applicazione, mentre in Fig. (6.6) è possibile osservare alcune delle applicazioni pratiche dell'utilizzo delle onde THz.

Ambito	Frequenze tipiche	Nota
Comunicazioni wireless avanzate	mmW (5G/6G)	Esposizione prevalentemente superficiale dovuta alla ridotta profondità di penetrazione.
Imaging biomedicale	THz	Elevata risoluzione spaziale con limitata profondità di penetrazione nei tessuti biologici.
Sicurezza e controllo	THz	Tecniche di screening non invasivo basate sul contrasto dielettrico superficiale.
Sensoristica e spettroscopia	THz	Interazione selettiva con strutture molecolari e dinamiche superficiali.

Tabella 6.2: Principali ambiti applicativi delle onde millimetriche e terahertz.

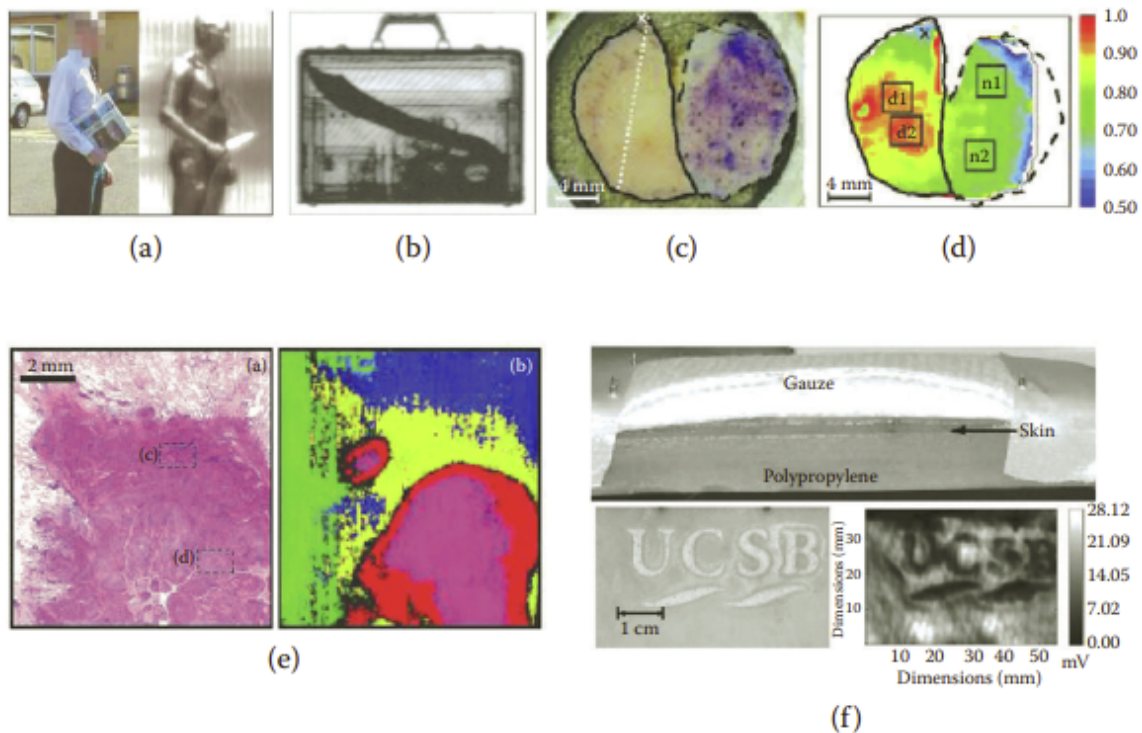


Figura 6.6: Principali applicazioni dell'imaging a onde terahertz (THz). (a) Rivelazione di un coltello occultato dietro un giornale mediante imaging THz. (b) Immagine CW a 0.2 THz di una valigetta contenente un coltello di grandi dimensioni. (c) Immagine visibile di cute cancerosa (sinistra) e sana (destra). (d) Immagine THz corrispondente di cute cancerosa (sinistra) e sana (destra), che evidenzia il contrasto legato al contenuto d'acqua e alle proprietà dielettriche dei tessuti. (e) Confronto tra immagine istologica visibile (sinistra) e immagine THz (destra) di carcinoma squamocellulare del tessuto polmonare. (f) Imaging THz riflettivo di ustioni cutanee su modello suino: configurazione sperimentale (in alto), fotografia della lesione (sinistra) e immagine THz attraverso strati di garza medica (destra). Le immagini dimostrano il potenziale delle onde THz per applicazioni di sicurezza, diagnostica biomedica e valutazione non invasiva dei tessuti. immagini tratte da (Brun et al., 2010; Clery, 2002; Karpowicz et al., 2005; Taylor et al., 2008; Woodward et al., 2003).

La comprensione degli effetti biologici indotti dalla radiazione terahertz richiede una conoscenza approfondita delle tecnologie utilizzate per la sua generazione. Storicamente, la regione THz è risultata meno esplorata rispetto alle bande limitrofe (onde millimetriche e infrarosso) a causa della difficoltà tecnica nel produrre sorgenti brillanti, coerenti e stabili.

Questa difficoltà è riconducibile a due limitazioni fisiche fondamentali:

- **Approcci fotonici:** pochi materiali possiedono un *band gap* energetico sufficientemente ridotto da consentire la generazione diretta di fotoni nella regione THz attraverso transizioni elettroniche convenzionali.
- **Approcci elettronici:** nei dispositivi elettronici tradizionali, i tempi di transito dei portatori di carica e le costanti di tempo capacitive (limite RC) determinano

un rapido decadimento della potenza in uscita con l'aumentare della frequenza, tipicamente proporzionale a  $1/f^2$  o  $1/f^3$ .

Il superamento di tali barriere ha condotto allo sviluppo di tecnologie ibride e innovative, finalizzate a colmare il cosiddetto *THz gap*. Le moderne sorgenti possono essere classificate in quattro principali schemi operativi.

### Sorgenti laser a generazione diretta

Questi sistemi producono radiazione THz mediante transizioni elettroniche dirette o processi quantistici controllati.

- **Far-IR gas lasers (FIR)**: basati su gas molecolari (ad esempio metanolo) pompati otticamente da laser a  $CO_2$ . Sono ampiamente impiegati negli studi biologici grazie alla loro elevata potenza media (fino a  $\sim 100$  mW) e alla possibilità di sintonizzazione su numerose linee spettrali discrete.
- **Quantum Cascade Lasers (QCLs)**: dispositivi a semiconduttore che sfruttano strutture a pozzi quantici multipli e transizioni inter-sottobanda. La radiazione è generata attraverso una cascata di transizioni quantistiche in una struttura artificiale ingegnerizzata. I QCL rappresentano una delle tecnologie più promettenti per compattezza, efficienza e integrazione su chip.
- **Laser al Germanio di tipo p (p-Ge)**: operano sfruttando l'inversione di popolazione tra livelli di Landau in cristalli di germanio sottoposti a forti campi elettrici e magnetici. In tali condizioni, la quantizzazione ciclotronica degli stati elettronici consente emissione coerente nella regione THz.

### Dispositivi elettronici a stato solido (Up-conversion)

Questi dispositivi generano radiazione THz a partire da frequenze inferiori (microonde o onde millimetriche) mediante catene di moltiplicatori di frequenza e oscillatori ad alta armonica.

Tra i principali vantaggi vi sono la compattezza e il funzionamento a temperatura ambiente. Tuttavia, la potenza disponibile diminuisce rapidamente all'aumentare della frequenza, rendendo tali sistemi più adatti alla porzione bassa dello spettro THz.

### Sorgenti basate sull'accelerazione di elettroni

Questa categoria include infrastrutture su larga scala quali:

- **Free Electron Lasers (FEL)**;
- **Sincrotroni**.

In questi sistemi, fasci di elettroni accelerati a velocità relativistiche attraversano strutture periodiche (ondulatori o campi magnetici), emettendo radiazione coerente. Le potenze di picco e medie ottenibili risultano estremamente elevate, consentendo lo studio di effetti termici profondi, fenomeni non lineari e regimi di interazione ad alta intensità.

## Sorgenti a effetti ottici non lineari (Down-conversion)

Questi dispositivi sfruttano fenomeni di ottica non lineare, quali la generazione di differenza di frequenza o l'oscillazione parametrica, per convertire radiazione laser ottica (tipicamente nel vicino infrarosso) in radiazione THz.

Cristalli non lineari come il niobato di litio ( $LiNbO_3$ ) vengono utilizzati per realizzare:

- **THz-wave Parametric Oscillators (TPO);**
- Sistemi basati su *optical rectification*.

In tali configurazioni, l'interazione tra impulsi laser ultracorti e il mezzo non lineare genera componenti spettrali nella banda THz attraverso processi di sfasamento parametrico. Queste sorgenti risultano particolarmente adatte per applicazioni spettroscopiche nel dominio del tempo e per studi sulle dinamiche ultraveloci nei sistemi biologici.

L'ampia varietà di tecnologie disponibili implica che le condizioni sperimentali (potenza media, potenza di picco, larghezza di banda, coerenza, modalità continua o impulsata) possano variare significativamente tra studi differenti. Tale variabilità deve essere attentamente considerata nell'interpretazione dei risultati biologici e nella comparazione degli effetti osservati.

## 6.4 Interazione THz–Tessuti Cutanei

A causa della limitata profondità di penetrazione discussa nei paragrafi precedenti, la pelle rappresenta il principale bersaglio biologico della radiazione THz. La comprensione delle proprietà ottiche, dielettriche e anatomiche della cute risulta quindi fondamentale sia per la definizione degli standard di sicurezza sia per la previsione di possibili effetti tissutali.

Nel dominio terahertz, l'interazione è dominata dall'elevato assorbimento da parte dell'acqua e dal conseguente confinamento superficiale dell'energia elettromagnetica, che rende la risposta biologica prevalentemente localizzata negli strati più esterni del tessuto (Lin, 2012).

### Anatomia e funzioni fisiologiche della cute

La pelle è l'organo più esteso del corpo umano e svolge funzioni essenziali per l'omeostasi dell'organismo, tra cui:

- funzione di barriera protettiva contro agenti fisici, chimici e biologici;
- ricezione e trasmissione di stimoli sensoriali;
- controllo dell'evaporazione e prevenzione della perdita di fluidi;
- regolazione della dispersione termica;
- mantenimento di una barriera idroresistente che limita la perdita di nutrienti essenziali.

L'integrità di questa barriera può essere alterata da stress chimici, meccanici o termici. Oltre alle radiazioni ultraviolette (UV) e infrarosse (IR), anche la radiazione THz viene oggi considerata uno stressore capace di indurre risposte adattative e riparative che si manifestano su più livelli di organizzazione biologica: sistemico, tissutale, cellulare e molecolare (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

Dal punto di vista strutturale, la pelle è costituita da strati caratterizzati da differenti proprietà elettromagnetiche:

- **Epidermide:** strato più esterno, con spessore variabile tra 50 e 1000  $\mu\text{m}$  a seconda della regione corporea. Nel dominio ottico la melanina costituisce il principale cromoforo assorbente tra 200 e 1200 nm; nella regione THz, invece, il comportamento dielettrico è dominato quasi esclusivamente dal contenuto d'acqua.
- **Derma:** situato al di sotto dell'epidermide, presenta uno spessore compreso tra 300 e 4000  $\mu\text{m}$ . È ricco di collagene, strutture vascolari e terminazioni nervose, e fornisce supporto meccanico e nutrizionale agli strati superficiali.

In Fig. (6.7) è mostrata una rappresentazione schematica dell'interazione di un'onda EM con gli strati dell'organo pelle. L'elevata idratazione del derma e degli strati vitali dell'epidermide rappresenta il principale fattore determinante dell'assorbimento elettromagnetico nel dominio THz.

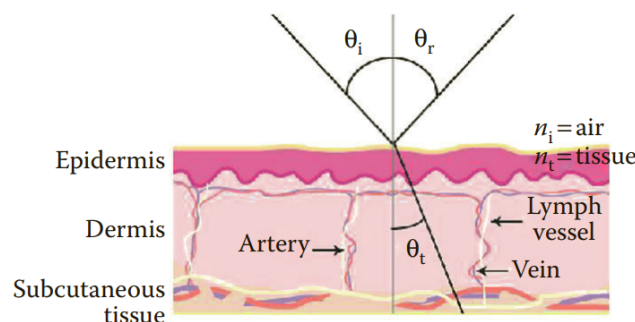


Figura 6.7: Rappresentazione schematica di un fascio di luce THz incidente sulla pelle con un angolo  $\theta_i$ . Una parte del fascio THz viene riflessa specularmente con un angolo  $\theta_r$ , mentre la parte rimanente viene trasmessa con un angolo  $\theta_t$ . Riprodotto da (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

### Ottica dei tessuti e legge di Beer–Lambert

Quando un'onda THz incide sulla superficie cutanea, una frazione dell'energia viene riflessa all'interfaccia aria–tessuto a causa del disadattamento di impedenza elettromagnetica. La riflessione superficiale è tipicamente stimata tra il 9% e il 15%, mentre la porzione restante penetra nel tessuto.

È stato riportato che circa l'85%–91% dell'energia incidente venga trasmessa negli strati superficiali e successivamente assorbita principalmente dall'acqua presente nel tessuto (Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt, 2012).

La propagazione dell'onda all'interno del mezzo biologico è descritta dalla legge di Beer–Lambert:

$$E(z) = E_0 e^{-\mu_a z} \quad (6.1)$$

dove:

- $E(z)$  è l'intensità alla profondità  $z$ ,
- $E_0$  è l'intensità alla superficie,
- $\mu_a$  è il coefficiente di assorbimento del tessuto alla data frequenza.

Nel dominio THz, il coefficiente di assorbimento  $\mu_a$  assume valori elevati a causa dell'intensa interazione con le molecole d'acqua. Ne consegue che l'energia elettromagnetica viene convertita in energia termica in uno strato molto sottile, con profondità di penetrazione dell'ordine di frazioni di millimetro o inferiori all'aumentare della frequenza.

Questo forte confinamento superficiale rende l'analisi termica un elemento centrale nella valutazione del potenziale danno tissutale, poiché anche modesti incrementi di temperatura localizzati possono attivare meccanismi cellulari di stress, infiammazione o rimodellamento tissutale.

## 6.5 Analisi del Danno Termico e Modelli di Valutazione

Poiché la radiazione THz viene assorbita quasi interamente nei primi strati della pelle, il meccanismo predominante di interazione biologica è di natura fototermica. Il rapido incremento della temperatura locale può indurre alterazioni strutturali e funzionali la cui entità dipende sia dall'aumento di temperatura e sia dalla durata dell'esposizione.

Nel regime THz, il confinamento superficiale dell'energia comporta gradienti termici elevati in volumi ridotti, rendendo necessario un approccio differente per la valutazione del danno rispetto alla trattazione dosimetrica affrontata nel regime RF.

### Zone di danno termico ed effetti biologici

Gli effetti biologici indotti dal calore possono essere suddivisi in tre principali zone di danno, definite in funzione della temperatura raggiunta dal tessuto (Wilmink & Grundt, 2011):

**Zona a bassa temperatura (43°C – 100°C)** È l'intervallo di maggiore interesse per la maggior parte delle sorgenti THz moderne (con l'eccezione dei Free Electron Lasers ad alta potenza). In questo dominio si osservano effetti progressivi a diversi livelli di organizzazione biologica:

- **Livello biomolecolare:** inattivazione enzimatica, denaturazione e unfolding proteico, alterazione delle strutture secondarie e terziarie, incremento della velocità di reazione metabolica.

- **Livello organulare:** contrazione cellulare (*shrinkage*), alterazioni mitocondriali e fenomeni di nanoporazione della membrana lipidica.
- **Livello cellulare:** attivazione di vie apoptotiche o necrosi in caso di superamento delle soglie critiche.
- **Livello tissutale:** perdita di birifrangenza del collagene, rottura delle membrane e processi di ialinizzazione.

**Zona a media temperatura (100°C – 300°C)** Caratterizzata dalla vaporizzazione dell'acqua tissutale e dall'inizio di processi di carbonizzazione. In questo intervallo si verificano danni strutturali macroscopici irreversibili.

**Zona ad alta temperatura (300°C – 1000°C)** Comporta combustione rapida, pirolisi e distruzione completa dell'architettura tissutale.

In Fig. (6.8) sono riportati gli effetti termici osservati sulle cellule in funzione delle zone di temperature e del tempo di esposizione.

Nel contesto delle applicazioni biomedicali THz, l'attenzione è concentrata principalmente sulla zona a bassa temperatura, dove il danno può risultare subletale e dipendente dalla cinetica di esposizione.

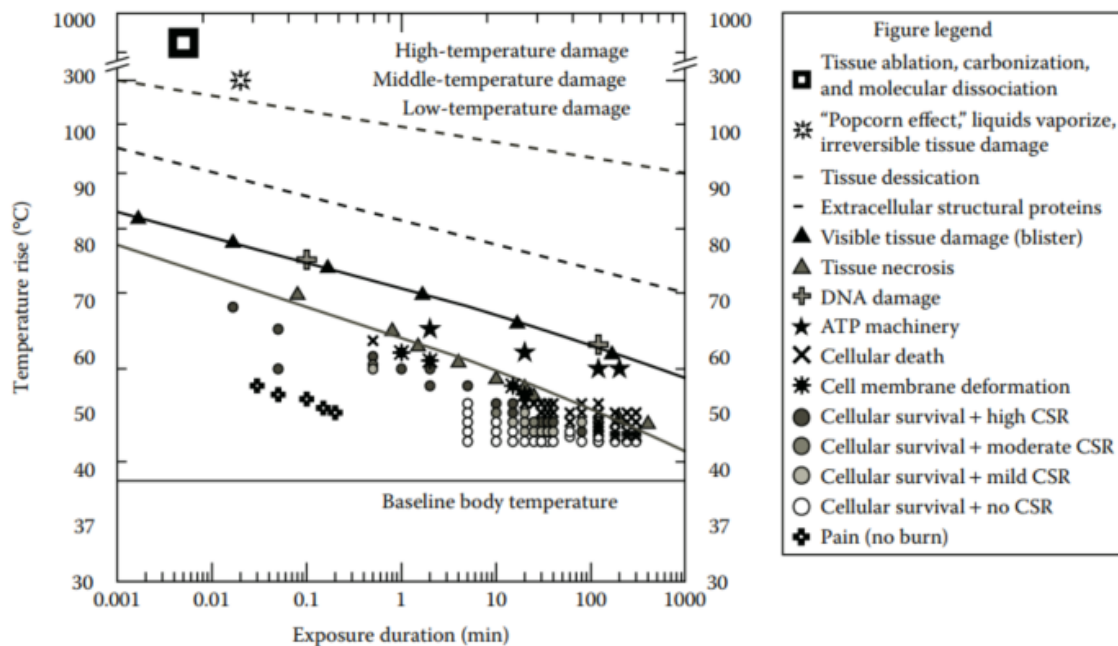


Figura 6.8: Effetti termici correlati a ciascuna zona di danno termico. Riprodotto da (Gerald J. Wilkink e Jessica E. Grundt, 2012).

### L'integrale di Arrhenius: il modello Tempo–Temperatura

La valutazione del danno termico non può basarsi esclusivamente sulla temperatura massima raggiunta. È necessario considerare l'intera storia termica del tessuto, ossia l'evoluzione temporale della temperatura durante l'esposizione.

Il modello matematico più utilizzato per descrivere la cinetica di denaturazione proteica e coagulazione tissutale è l'Integrale di Arrhenius:

$$\Omega(t) = \int_0^t A e^{-\frac{E_a}{RT(\tau)}} d\tau \quad (6.2)$$

dove:

- $\Omega(t)$  è il parametro adimensionale di danno (convenzionalmente  $\Omega = 1$  corrisponde a una probabilità di danno del 63%);
- $A$  è il fattore di frequenza, associato alla probabilità di collisione molecolare efficace;
- $E_a$  è l'energia di attivazione necessaria per la denaturazione;
- $R$  è la costante universale dei gas;
- $T(\tau)$  è la temperatura assoluta (in Kelvin) al tempo  $\tau$ .

Il modello evidenzia che il danno è:

- esponenzialmente dipendente dalla temperatura;
- linearmente dipendente dal tempo di esposizione.

Ne consegue che anche incrementi termici relativamente modesti, se mantenuti per tempi sufficientemente lunghi, possono condurre al superamento della soglia critica di danno (Beckham et al., 2004). Questa proprietà risulta particolarmente rilevante nel dominio THz, dove esposizioni a potenze moderate ma prolungate possono produrre effetti cumulativi.

## Dosimetria

### Absorbed Power Density ( $S_{ab}$ ) and Absorbed Energy Density ( $U_{ab}$ )

Il SAR<sub>10g</sub> non è più appropriato per il riscaldamento locale a frequenze superiori a 6 GHz. Pertanto, l'Absorbed Power Density ( $S_{ab}$ ) e l'Absorbed Energy Density ( $U_{ab}$ ) vengono introdotte nelle linee guida ICNIRP (2020) per le restrizioni alle frequenze più elevate. L' $S_{ab}$  consente una descrizione coerente dell'assorbimento superficiale e risulta direttamente correlata all'incremento di temperatura degli strati cutanei esposti (ICNIRP, 2020). L' $S_{ab}$  ( $W m^{-2}$ ) è definita alla superficie corporea come:

$$S_{ab} = \iint_A dx dy \int_0^{Z_{max}} \rho(x, y, z) \cdot SAR(x, y, z) dz/A, \quad (6.3)$$

dove il limite inferiore di integrazione è  $z = 0$ ,  $A$  è l'area presa in considerazione (in  $m^2$ ) e  $Z_{max}$  è la profondità del corpo nella regione corrispondente; quando  $Z_{max}$  è molto maggiore della profondità di penetrazione,  $Z_{max}$  può essere sostituito con  $Z_{pen}$ . Considerando la diffusione del calore, una regione di  $2 cm \times 2 cm$  (da 6 a 300 GHz) è usata come riferimento per l'area nel calcolo di  $S_{ab}$  e  $U_{ab}$  nelle *basic restrictions*.

Una formulazione più rigorosa della densità di potenza assorbita è basata sul vettore di Poynting ( $\vec{S}$ ):

$$S_{ab} = \iint_A \operatorname{Re}[\mathbf{S}] \cdot d\mathbf{s}/A = \iint_A \operatorname{Re}[\mathbf{E} \times \mathbf{H}^*] \cdot d\mathbf{s}/A, \quad (6.4)$$

dove  $\operatorname{Re}\{\cdot\}$  e  $(\cdot)^*$  sono rispettivamente la parte reale e il complesso coniugato della grandezza complessa, e  $d\mathbf{s}$  è il vettore variabile di integrazione con direzione normale alla superficie di integrazione  $A$  sulla superficie corporea.

Analogamente alla relazione tra SAR e SA, l'energia assorbita è definita come l'integrale temporale della densità di potenza assorbita ( $\text{J m}^{-2}$ ):

$$U_{ab} = \int_{t_0}^{t_1} S_{ab}(t) dt. \quad (6.5)$$

### Incident Power Density ( $S_{inc}$ ) and Incident Energy Density ( $U_{inc}$ )

La *Incident Power Density* ( $S_{inc}$ ) and *Incident Energy Density* ( $U_{inc}$ ) sono utilizzate come livelli di riferimento nelle linee guida. La  $S_{inc}$  è definita come il modulo del vettore di Poynting:

$$S_{inc} = |\vec{E} \times \vec{H}^*|. \quad (6.6)$$

Nel caso del far-field o di un'onda piana elettromagnetica trasversa (TEM), la  $U_{inc}$  è espressa come:

$$S_{inc} = \frac{|E|^2}{Z_0} = Z_0 |H|^2, \quad (6.7)$$

dove  $Z_0$  è l'impedenza caratteristica del vuoto, pari a  $377 \Omega$ . L'equazione precedente è anche utilizzata per la valutazione della *plane wave equivalent incident power density* ( $S_{eq}$ ).

$S_{inc}$  è inoltre correlata a  $S_{ab}$  mediante il coefficiente di riflessione  $\Gamma$ :

$$S_{ab} = (1 - |\Gamma|^2) S_{inc}. \quad (6.8)$$

Il coefficiente di riflessione ( $\Gamma$ ) è derivato dalle proprietà dielettriche dei tessuti, dalla forma della superficie corporea, dall'angolo di incidenza e dalla polarizzazione.

Analogamente alla relazione tra SAR e SA, l'energia incidente è derivata come l'integrale temporale della densità di potenza incidente durante l'intervallo di tempo da  $t_1$  a  $t_2$ :

$$U_{inc} = \int_{t_0}^{t_1} S_{inc}(t) dt. \quad (6.9)$$

Negli scenari di esposizione *near-field*, le componenti del vettore di Poynting non sono valori reali ma complessi. In tali casi è richiesta una valutazione dettagliata delle componenti temporali del vettore di Poynting per la valutazione della sicurezza in regime RF.

Caratteristica	SAR	$S_{ab}$
Tipo di grandezza	Volumetrica	Superficiale
Unità di misura	W/kg	W/m <sup>2</sup>
Dominio di validità	RF e microonde	mmW e THz
Profondità coinvolta	Volumi estesi	Strati superficiali
Riferimento normativo	ICNIRP RF	ICNIRP > 10 GHz

Tabella 6.3: Confronto tra le grandezze dosimetriche SAR e  $S_{ab}$

## Standard di sicurezza e soglie di esposizione ( $ED_{50}$ )

La collocazione della banda THz al confine tra il regime elettronico e quello ottico ha determinato una sovrapposizione normativa. I criteri di sicurezza si riferiscono infatti a due differenti framework regolatori a cui si aggiungono nel 2020 le linee guida ICNIRP (2020):

**Standard Laser (ANSI Z136.1)** Applicabile alle frequenze comprese tra 0.3 e 10 THz. Il parametro di riferimento è la *Dose Effettiva 50* ( $ED_{50}$ ), definita come la densità di potenza che induce un danno osservabile nel 50% dei casi sperimentali.

Studi sperimentali hanno stimato per la pelle una soglia:

$$ED_{50} \approx 7.16 \text{ W/cm}^2$$

**Standard Radiofrequenze (IEEE C95.1)** Applicabile tra 0.1 e 0.3 THz. Questo standard adotta un approccio più conservativo, basato su parametri psicofisici quali la percezione del riscaldamento o del dolore, spesso associati alla soglia di interruzione dell'attività lavorativa (*work stoppage*).

In sintesi:

- lo standard RF privilegia la prevenzione del disagio soggettivo e della percezione di calore;
- lo standard laser è orientato alla prevenzione del danno strutturale oggettivo.

La comprensione quantitativa di tali soglie risulta fondamentale per lo sviluppo di applicazioni THz sicure in ambito medico, diagnostico e di sicurezza, dove il bilanciamento tra efficacia e protezione del tessuto biologico rappresenta un requisito primario (Gerald J. Wilkink e Jessica E. Grundt, 2012).

## Linee guida ICNIRP per esposizione a mmW e THz

Per le frequenze superiori a 10 GHz, le linee guida ICNIRP adottano un approccio dosimetrico basato sulla *Absorbed Power Density*, coerente con la natura superficiale dell'assorbimento elettromagnetico alle alte frequenze (ICNIRP, 2020). I limiti di esposizione sono definiti con l'obiettivo di prevenire incrementi termici eccessivi negli strati superficiali dei tessuti, mantenendo un adeguato margine di sicurezza. In Fig. (6.9) possiamo notare come le linee guida internazionali abbiano aggiornato nel tempo i livelli di riferimento per l'esposizione ai campi EM.

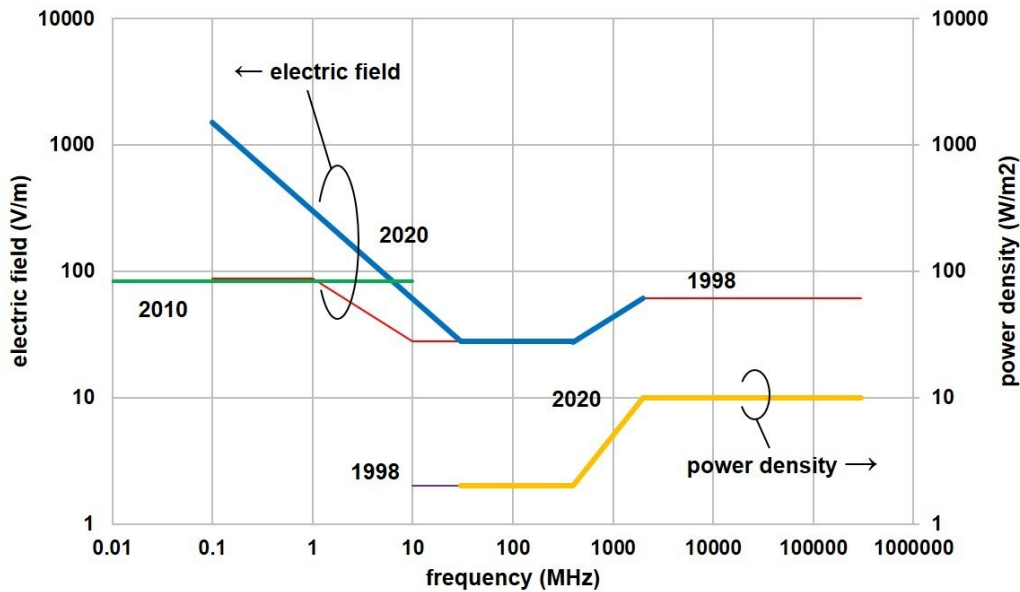


Figura 6.9: Confronto tra i livelli di riferimento ICNIRP per il pubblico generale nelle edizioni 1998, 2010 e 2020, che mostra l'evoluzione dei limiti di campo elettrico e di densità di potenza in funzione della frequenza. Riprodotto da (ICNIRP, 2020).

L'adozione dell' $S_{ab}$  come grandezza dosimetrica di riferimento consente di estendere in modo coerente i criteri di protezione ICNIRP al dominio delle onde millimetriche e della radiazione terahertz, garantendo la continuità dell'approccio termico alla valutazione della sicurezza.

Sebbene la letteratura riporti studi su possibili effetti non termici delle onde millimetriche e terahertz, tali interazioni non risultano supportate da evidenze sperimentali riproducibili né da modelli biofisici condivisi (G. J. Wilmink e J. E. Grundt, 2011). Di conseguenza, l'approccio normativo si basa esclusivamente su effetti biologici accertati.

Meccanismo	Stato dell'evidenza	Rilevanza normativa
Riscaldamento superficiale	Accertato	Alta
Effetti non termici diretti	Non conclusivi	Bassa
Interazioni molecolari specifiche	Ipotesi di ricerca	Nulla

Tabella 6.4: Meccanismi di interazione tra onde mmW/THz e tessuti biologici

## 6.6 Progetto THz-Bridge: Oltre l'Effetto Termico

Sebbene l'interazione fototermica rappresenti il meccanismo dominante e meglio caratterizzato dell'esposizione alla radiazione THz, la ricerca degli ultimi due decenni ha approfondito la possibile esistenza di effetti cosiddetti *non termici* o *microtermici*, ossia alterazioni biologiche non interamente spiegabili da un incremento macroscopico della temperatura.

La questione si inserisce in un contesto più ampio di bioelettromagnetismo, dove si indaga se specifiche frequenze possano accoppiarsi selettivamente con dinamiche molecolari interne, producendo effetti funzionali indipendenti dal semplice riscaldamento globale del tessuto.

## Il progetto THz-Bridge

Tra il 2001 e il 2004, il progetto internazionale *THz-Bridge*, coordinato dal Dr. Gian Piero Gallerano, ha rappresentato il primo tentativo sistematico di rispondere a due quesiti fondamentali:

- Quali meccanismi governano l'interazione tra radiazione THz e cellule o biomolecole?
- La radiazione THz è in grado di indurre effetti genotossici nelle cellule umane?

I risultati del progetto hanno confermato che la maggior parte degli effetti osservati è mediata da meccanismi fototermici, coerentemente con l'elevata capacità di assorbimento dell'acqua nel dominio terahertz. Tuttavia, per quanto riguarda la genotossicità, sono emerse evidenze non univoche (Gallerano et al., 2004).

Poiché l'energia dei fotoni THz non è sufficiente a rompere direttamente legami chimici covalenti — come avviene nel caso della radiazione ionizzante — eventuali danni al DNA devono necessariamente essere mediati da meccanismi indiretti, quali:

- stress ossidativo secondario;
- modulazione di vie di segnalazione cellulare;
- alterazioni delle dinamiche di conformazione delle biomolecole.

## Risonanze non lineari e il fenomeno del “DNA Unzipping”

A partire dal 2004, diversi modelli teorici hanno esplorato la possibilità che specifiche frequenze THz possano accoppiarsi con biomolecole tramite eccitazioni coerenti (Fröhlich, 1975) o risonanze non lineari (Alexandrov et al., 2009).

Particolare attenzione è stata rivolta al DNA a doppio filamento (*dsDNA*). Le frequenze dell'ordine di  $10^{12}$  Hz risultano comparabili alle frequenze naturali dei fononi del DNA, associati a oscillazioni collettive delle basi e della struttura elicoidale, come evidenziato in Fig. (6.5).

È stato ipotizzato che tale coincidenza possa indurre risonanze in grado di favorire aperture locali della doppia elica (*unzipping*), interferendo potenzialmente con i processi di trascrizione e replicazione anche in assenza di un significativo aumento della temperatura macroscopica (Chitanvis, 2006).

Va sottolineato che tali modelli rimangono oggetto di dibattito, poiché l'effettiva efficienza di accoppiamento in ambiente biologico, altamente dissipativo e dominato dall'acqua, rappresenta un elemento critico.

## Evidenze sperimentali a livello cellulare

Gli studi sperimentali condotti su colture cellulari hanno prodotto risultati eterogenei.

**Stabilità cellulare** Numerosi lavori non hanno evidenziato modificazioni significative nella morfologia, vitalità o cinetica di crescita cellulare dopo esposizione a THz (Scarfi et al., 2003; Zeni et al., 2007).

**Alterazioni morfologiche** Alcune eccezioni sono state riportate, ad esempio da Olshevskaya et al. (2008), che ha osservato cambiamenti morfologici in neuroni esposti a 2.5 THz.

**Proliferazione cellulare** Il gruppo di G. J. Wilmink e J. E. Grundt (2011) ha osservato un incremento del tasso proliferativo nei fibroblasti esposti a radiazione THz. Tuttavia, l'effetto è stato attribuito a un modesto aumento di temperatura ( $3^{\circ}\text{C}$ – $6^{\circ}\text{C}$ ), intervallo noto per accelerare il metabolismo cellulare.

**Danno proteico e genomico** Sebbene il danno strutturale diretto al DNA risulti raro, alcuni studi suggeriscono che l'esposizione a THz possa:

- alterare proteine intracellulari;
- modulare specifici profili di espressione genica;
- attivare vie di risposta allo stress.

Un obiettivo attuale della ricerca consiste nel determinare se esista una *firma trascrizionale* specifica dell'esposizione THz, distinguibile dalla classica *Heat Shock Response* indotta dal riscaldamento convenzionale. In Fig. (6.10) è riportato uno studio da parte di Gerald J. Wilmink e Jessica E. Grundt (2012) che ha lo scopo di isolare le risposte cellulari relative alla esposizione a campi EM nel regime THz e effetti derivati esclusivamente da un incremento di temperatura pari a  $6^{\circ}\text{C}$ .

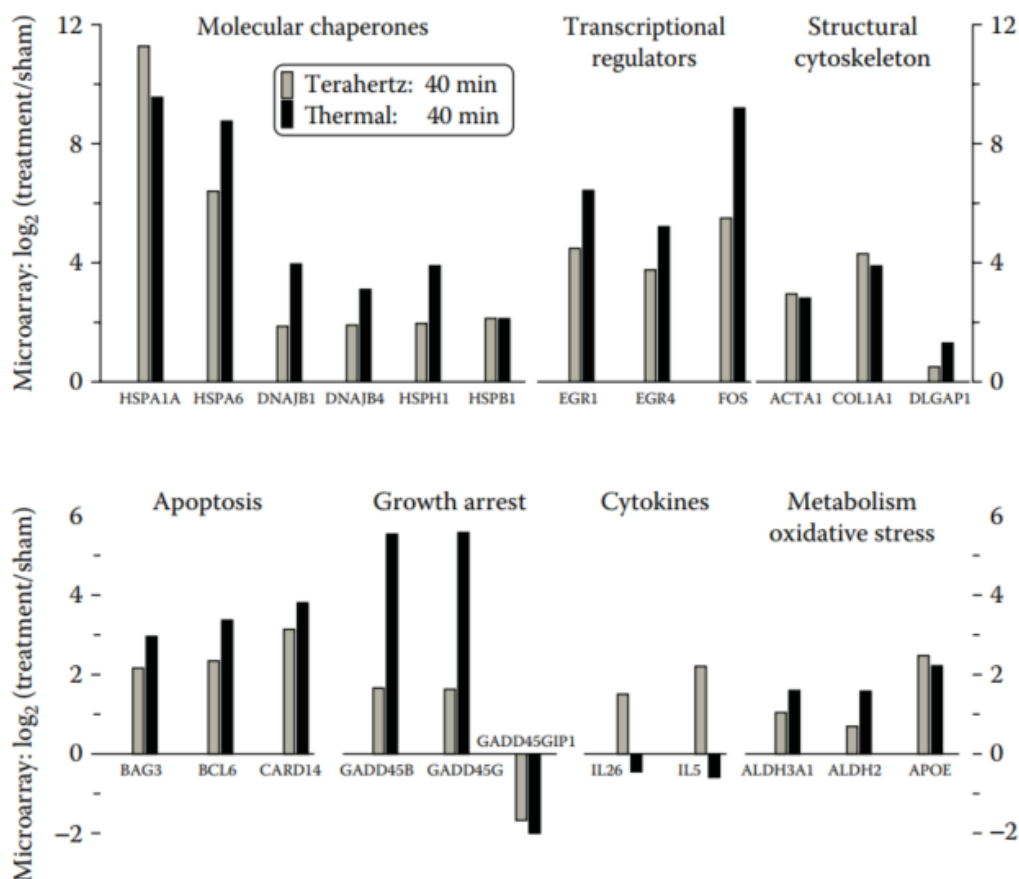


Figura 6.10: Confronto dei profili di espressione genica (microarray) per cellule Jurkat esposte a radiazione THz (2.52 THz,  $636 \text{ mW cm}^{-2}$ , 40 minuti) e stress termico ( $44^\circ\text{C}$  per 40 minuti). Entrambi i gruppi di esposizione hanno mostrato profili dosimetrici temperatura-tempo identici (incrementi di temperatura di  $6.0^\circ\text{C}$ ). Riprodotto da (Gerald J. Wilmlink e Jessica E. Grundt, 2012).

In sintesi, le evidenze disponibili indicano che l'effetto termico rimane il parametro primario di sicurezza e il meccanismo meglio documentato. Tuttavia, le dinamiche di risonanza molecolare e le possibili modulazioni subcellulari suggeriscono la necessità di modelli dosimetrici multiscala, capaci di integrare:

- fenomeni elettromagnetici;
- trasporto termico;
- cinetiche molecolari;
- risposte cellulari e geniche.

Solo attraverso un approccio integrato sarà possibile chiarire definitivamente il ruolo di eventuali effetti non esclusivamente termici nell'interazione tra radiazione THz e sistemi biologici.

I capitoli successivi avranno lo scopo di indagare quali sono in letteratura gli effetti che emergono all'interno degli organismi biologici come conseguenza della interazione con i campi EM.

# Capitolo 7

## Dalla Fisica del Campo alla Risposta del Vivente: Sintesi dei Regimi di Accoppiamento e delle Evidenze Scientifiche

### 7.1 Riassunto Bande di Frequenza, Meccanismi di Accoppiamento e Grandezze Dosimetriche

In Tab. (7.1) e Tab. (7.2) è presente un importante inquadramento dei principali intervalli di frequenza dello spettro elettromagnetico in relazione ai regimi di interazione con i tessuti biologici, alle metriche dosimetriche adottate nelle linee guida, ai meccanismi fisici dominanti e alle bande di dispersione dielettrica.

E' importante notare che la metrica dosimetrica utilizzata nelle linee guida internazionali non è funzione della frequenza in sé, ma riflette il meccanismo fisico dominante di interazione campo-tessuto e la scala spaziale su cui avviene il deposito di energia.

### 7.2 Evidenze Sperimentali e Teoriche dell'Esposizione a Campi Elettromagnetici

In Tab. (7.3), (7.4) e Tab. (7.5) sono sintetizzate le principali evidenze scientifiche riguardanti l'interazione tra campi elettromagnetici e sistemi biologici, classificandole per tipologia di studio, regime di frequenza e meccanismi d'azione proposti. Questa panoramica multiscala permette di confrontare gli effetti fisiologici e rigenerativi osservati in vitro e in vivo con le più recenti modellizzazioni teoriche e le indagini tossicologiche a lungo termine. Tale sistematizzazione costituisce la base per la successiva analisi critica relativa alla potenza statistica e all'affidabilità metodologica dei diversi protocolli sperimentali.

Range di frequenza	Regime EM	Metrica dosimetrica (linee guida)	Profondità di penetrazione	Meccanismo fisico dominante	Comportamento cellulare/tissutale	Banda di dispersione	Riferimenti
0 Hz (statico)	Quasi-statico	$E, B$	Totale (whole-body)	Forze su cariche e dipoli magnetici	Polarizzazione statica, effetti magnetomeccanici limitati	-	(ICNIRP, 2009; Ueno e Okano, 2012)
1-300 Hz (ELF)	Quasi-statico	$E_{ind}, J$	Totale (whole-body)	Correnti indotte (legge di Faraday)	Modulazione diretta dell'attività elettrica, stimolazione nervosa	-	(ICNIRP, 2010; Kaune e Phillips, 1980)
300 Hz-100 kHz (IF)	Transizione	$E_{ind}, J$	Profonda	Correnti indotte e carica di membrana	Interazione con membrane cellulari, soglie di stimolazione	$\alpha$ (inizio)	(S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996; ICNIRP, 2010)
100 kHz-10 MHz	Accoppiamento conduttivo	$E_{ind}$ , SAR	Profonda-intermedia	Perdite ohmiche, carica di membrana e correnti indotte	Riscaldamento volumetrico, risposta elettrofisiologica	$\alpha$ - $\beta$	(Foster e Schwann, 1989; S. Gabriel, Lau e C. Gabriel, 1996)

Tabella 7.1: Inquadramento dei principali intervalli di frequenza dello spettro elettromagnetico in relazione ai regimi di interazione con i tessuti biologici, alle metriche dosimetriche adottate nelle linee guida, ai meccanismi fisici dominanti e alle bande di dispersione dielettrica. *Part 1*

Range di frequenza	Regime EM	Metrica dosimetrica (linee guida)	Profondità di penetrazione	Meccanismo fisico dominante	Comportamento cellulare/tissutale	Banda di dispersione	Riferimenti
10 GHz	Propagazione d'onda	SAR	Intermedia	Perdite dielettriche	Effetti termici, gradienti di temperatura	$\beta$ - $\gamma$	(ICNIRP, 2020; Lin, 2012)
6-30 GHz	Superficiale	SAR, $S_{ab}$	Cutanea-sottocutanea (mm $\rightarrow$ sub-mm)	Assorbimento superficiale	Riscaldamento epidermico	$\gamma$	(Christ, Gosselin, Christopoulos et al., 2010; ICNIRP, 2020)
30-300 GHz (mmW)	Superficiale	$S_{ab}$	Sub-millimetrica	Assorbimento nello strato cutaneo	Attivazione dei termorecettori, stress termico locale	$\gamma$	(ICNIRP, 2020; Gerald J. Wil- mink e Jessi- ca E. Grundt, 2012)
>300 GHz (THz)	Ottico-like	$U_{inc}/S_{inc}$	Micrometrica	Vibrazioni molecolari (acqua, le- gami a idrogeno)	Interazioni sub-cellulari (ancora oggetto di studio)	$\delta$	(Pickwell-MacPherson e Fitzgerald, 2014; Gerald J. Wil- mink e Jessi- ca E. Grundt, 2012)

Tabella 7.2: Inquadramento dei principali intervalli di frequenza dello spettro elettromagnetico in relazione ai regimi di interazione con i tessuti biologici, alle metriche dosimetriche adottate nelle linee guida, ai meccanismi fisici dominanti e alle bande di dispersione dielettrica. *Part 2*

Tipo di evidenza	Sistema biologico	Regime EM	Endpoint osservato	Risultato principale	Meccanismo proposto	Riferimenti
In vitro	Cellule staminali neurali (NSC)	ELF-EMF (15–50 Hz, ~1 mT)	Differenziamento neuronale, neurite outgrowth	Aumento della differenziazione e della complessità morfologica neuronale	Modulazione dei canali $Ca^{2+}$ dipendenti e attivazione della cascata ERK/MA-PK	(Ma e al., 2014)
In vitro	Fette ippocampali	ELF-EMF (15–100 Hz)	LTP / LTD	Effetti metaplastici con variazione della soglia di induzione di LTP/LTD	Regolazione del $Ca^{2+}$ postsinaptico e dipendenza dai recettori NMDA	(Ahmed e Wieraszko, 2008)
In vitro	Osteoblasti	PEMF / AEMF (Hz–kHz, mT)	ALP, proliferazione, mineralizzazione	Promozione della maturazione osteoplastica con comportamento non monotono (effetto finestra)	Segnalazione $Ca^{2+}$ intracellulare e modulazione del potenziale di membrana	(Sallam e al., 2018)
In vitro	Mioblasti	ELF-EMF (~16 Hz, $\mu T$ –mT)	Fusione cellulare	Accelerazione della differenziazione miogenica e formazione di miotubi	Alterazioni del potenziale di membrana e dinamiche $Ca^{2+}$ -dipendenti	(Morabito e al., 2010)

Tabella 7.3: Sintesi delle principali evidenze sperimentali *in vitro*, *in vivo* e teoriche relative agli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici su sistemi biologici, con indicazione dei regimi di esposizione, degli endpoint osservati e dei meccanismi biofisici proposti.

Part 1

Tipo di evidenza	Sistema biologico	Regime EM	Endpoint osservato	Risultato principale	Mechanismo proposto	Riferimenti
In vitro	Fibroblasti e cellule umane	RF (1.8 GHz, SAR ~2 W/kg)	Integrità del genoma	Rotture del filamento di DNA osservate tramite Comet Assay	Stress ossidativo e incremento della produzione di specie reattive dell'ossigeno (ROS)	(Adlkofer, 2004)
In vivo	Modelli murini	ELF-EMF (50 Hz)	Neurogenesi ippocampale, comportamento	Incremento di cellule BrdU <sup>+</sup> e modulazione della plasticità neuronale	Regolazione dell'eccitabilità neuronale e della segnalazione Ca <sup>2+</sup>	(Cuccurazzu e al., 2010)
In vivo	Tessuto osseo (modelli animali)	PEMF (Hz-kHz)	Guarigione delle fratture	Accelerazione dei processi di rigenerazione ossea	Attivazione degli osteoblasti e rimodellamento della matrice extracellulare	(Bassett, Pawluk e Pilla, 1974)
In vivo	Sistema cardiovascolare	Campi EM pulsati	Funzione cardiaca	Effetti funzionali osservati in studi clinici pilota	Interazione con i meccanismi di conduzione elettrica cardiaca	(Pakhomov e al., 1998)

Tabella 7.4: Sintesi delle principali evidenze sperimentali *in vitro*, *in vivo* e teoriche relative agli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici su sistemi biologici, con indicazione dei regimi di esposizione, degli endpoint osservati e dei meccanismi biofisici proposti.  
Part 2

Tipo di evidenza	Sistema biologico	Regime EM	Endpoint osservato	Risultato principale	Meccanismo proposto	Riferimenti
In vivo	Roditori (organismo intero)	RF (900–1900 MHz)	Cancerogenesi a lungo termine	Incremento di schwannomi cardiaci e gliomi cerebrali	Mechanismi genotossici indiretti e possibili effetti non termici	(Falcioni e al., 2018; National Toxicology Program, 2018)
Teorica	Neurone singolo (modelli dinamici)	Campo magnetico indotto	Pattern di firing neuronale	Transizioni tra stati quiescenti, spiking, bursting e regimi caotico	Accoppiamento memristivo mediato dal flusso magnetico	(G. Wang e al., 2017)
Teorica	Microtubuli	Spettro EM multibanda	Modi risonanti	Comportamento scale-free e frattale delle risonanze elettromagnetiche	Microtubuli modellati come waveguide e antenne biologiche frattali	(Hameroﬀ e Penrose, 2014)
Teorica	Cervello umano (MRI-based)	GHz–THz (simulazioni EM)	Distribuzione dei campi EM	Localizzazione spaziale non uniforme dei campi elettromagnetici	Geometria frattale del connettoma cerebrale	(Albanese e al., 2017)

Tabella 7.5: Sintesi delle principali evidenze sperimentali *in vitro*, *in vivo* e teoriche relative agli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici su sistemi biologici, con indicazione dei regimi di esposizione, degli endpoint osservati e dei meccanismi biofisici proposti.  
Part 3

## **Analisi metodologica e affidabilità delle evidenze**

**Studi *in vitro*** Gli studi *in vitro* riportati, inclusi quelli del progetto REFLEX, sono generalmente basati su un numero limitato di colture cellulari e repliche sperimentali (tipicamente  $n = 3-6$  esperimenti indipendenti per condizione), come riportato nei rispettivi lavori originali (Adlkofer, 2004; Ma e al., 2014; Morabito e al., 2010). Tale numerosità, sebbene adeguata per l'identificazione di specifici meccanismi molecolari e cellulari, comporta una variabilità intrinseca elevata e limita l'estrapolazione quantitativa degli effetti osservati a contesti sistemici complessi.

**Studi *in vivo* funzionali** Negli studi *in vivo* su modelli murini volti a indagare risposte fisiologiche, la numerosità campionaria risulta generalmente compresa tra alcune decine di animali per gruppo sperimentale (ad esempio  $n \approx 20-40$ ), come nei lavori di Cuccurazzu e al. (2010) e Bassett, Pawluk e Pilla (1974). Tale dimensione garantisce una potenza statistica sufficiente per l'osservazione di effetti funzionali, comportamentali e rigenerativi, ma risulta insufficiente per l'identificazione di esiti rari o stocastici.

**Studi di cancerogenesi** Gli studi di cancerogenesi a lungo termine condotti dal National Toxicology Program (NTP) e dall'Istituto Ramazzini si distinguono per l'elevata numerosità campionaria, con migliaia di animali complessivamente esposti e monitorati per l'intero ciclo di vita (Falcioni e al., 2018; National Toxicology Program, 2018). Nonostante l'ampiezza di tali coorti, il numero assoluto di eventi tumorali osservati rimane contenuto, in quanto riferito a neoplasie rare (come gli schwannomi cardiaci), determinando una persistente incertezza statistica sulla stima precisa dell'entità del rischio, pur confermando la significatività dell'associazione biologica.

**Conclusione sulla coerenza dei dati** In sintesi, la divergenza nei risultati talvolta riscontrata in letteratura non riflette necessariamente una contraddizione scientifica, bensì la diversa sensibilità degli endpoint considerati rispetto alla potenza statistica dei disegni sperimentali adottati. La convergenza di osservazioni tra studi indipendenti su larga scala rappresenta, pertanto, il criterio di affidabilità più solido nel panorama attuale della bioelettromagnetica.

**Parte III**

**Evidenze Biologiche, Cliniche e  
Applicative**

# Capitolo 8

## Effetti Indotti in Sistemi Biologici da Campi Elettromagnetici

### 8.1 Evidenze Biologiche Sperimentali

Negli ultimi decenni, un numero crescente di studi sperimentali ha indagato gli effetti dell'esposizione a campi elettromagnetici (EMF) su sistemi biologici attraverso approcci *in vitro* e *in vivo*. Come discusso nei capitoli precedenti relativamente alla propagazione nei mezzi biologici e alla dosimetria classica, l'approccio standard si è storicamente focalizzato sulla valutazione degli effetti termici. Lo scopo di questa sezione è sintetizzare le evidenze che suggeriscono l'esistenza di interazioni a livelli di energia inferiori a quelli necessari per provocare un riscaldamento macroscopico, evidenziando la marcata dipendenza dai parametri di esposizione.

#### **Modulazione dei canali ionici e del potenziale di membrana**

Numerosi studi hanno riportato che l'esposizione a campi ELF (Extremely Low Frequency), analizzati nel Cap. 4, potrebbe essere associata a variazioni dell'attività dei canali ionici. In particolare, i canali del calcio voltaggio-dipendenti (VGCC) emergono come bersagli primari in diverse linee cellulari (Ahmed e Wieraszko, 2008; Ma e al., 2014).

L'applicazione di campi ELF-EMF è stata associata a modifiche dei flussi intracellulari di  $\text{Ca}^{2+}$ , attivando potenzialmente cascate di segnalazione che non risultano monotone rispetto all'intensità del campo, come è schematicamente osservabile in Fig. (8.1). Si osservano, invece, delle "finestre di risposta" in frequenza e ampiezza, che suggeriscono una natura non lineare dell'interazione biologica (Ahmed e Wieraszko, 2008).

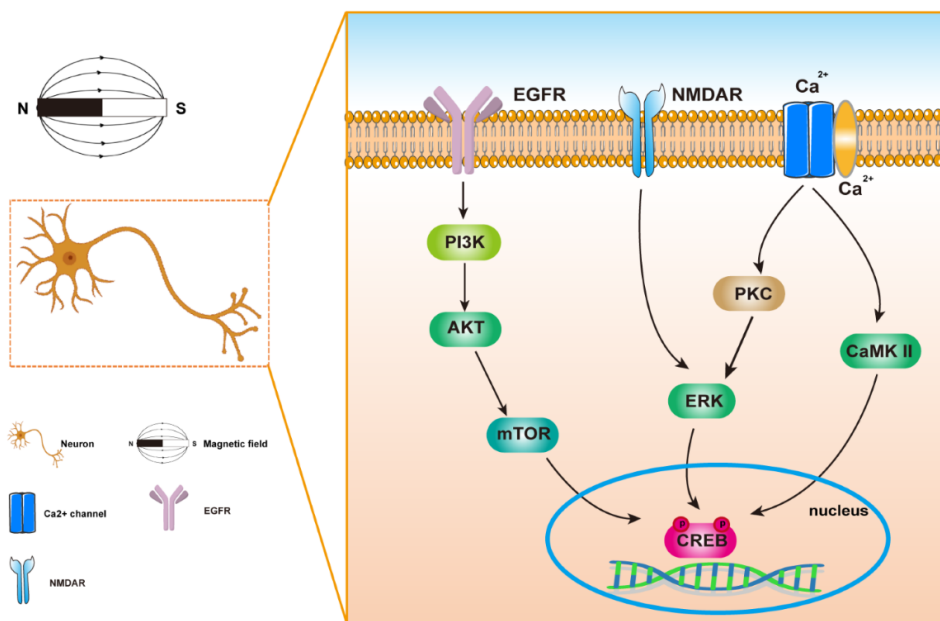


Figura 8.1: Rappresentazione schematica dei percorsi di trasduzione del segnale indotti da campi magnetici (MF). Viene evidenziato il ruolo centrale dei canali del calcio voltaggio-dipendenti (VGCC) e la cascata di eventi biochimici che collega l'interazione primaria a livello di membrana con le risposte biologiche a valle. Immagine tratta da (Y. Zhang et al., 2023).

Poiché il potenziale di membrana a riposo rappresenta uno stato elettrico lontano dall'equilibrio termodinamico (si veda la trattazione delle proprietà dielettriche nel Cap. 2), l'interazione con un campo esterno non avviene su un sistema inerte. In questo contesto, gli EMF potrebbero agire come modulatori della probabilità di apertura dei canali piuttosto che come sorgenti di semplice deposizione di energia calorica (Morabito e al., 2010).

## Effetti su proliferazione e differenziazione cellulare

Oltre agli aspetti elettrofisiologici, la ricerca ha evidenziato risposte specifiche in cellule staminali e differenziate. In modelli *in vitro*, l'esposizione a ELF-EMF è stata correlata a un incremento dei marcatori di differenziazione neuronale (Ma e al., 2014), mentre in studi su mioblasti e osteoblasti è stata osservata una modulazione dei processi di mineralizzazione (Morabito e al., 2010; Sallam e al., 2018).

È fondamentale sottolineare come tali effetti risultino strettamente legati alla forma d'onda e allo stato fisiologico del sistema. Questa specificità suggerisce che il sistema biologico non reagisca al campo come un conduttore omogeneo ma come una struttura gerarchica complessa dotata di tempi di risposta caratteristici.

## Mitocondri e stress ossidativo

Un ambito di indagine critico riguarda il metabolismo energetico. Alcuni studi riportano un aumento della produzione di specie reattive dell'ossigeno (ROS) in seguito a esposizioni a campi RF ed ELF (Adlkofer, 2004). Sebbene le linee guida ICNIRP

si concentrino sulla protezione dai danni termici, i risultati del progetto REFLEX suggeriscono l'importanza di approfondire gli effetti genotossici mediati indirettamente dallo stato redox cellulare, anche per livelli di esposizione inferiori ai limiti di SAR stabiliti.

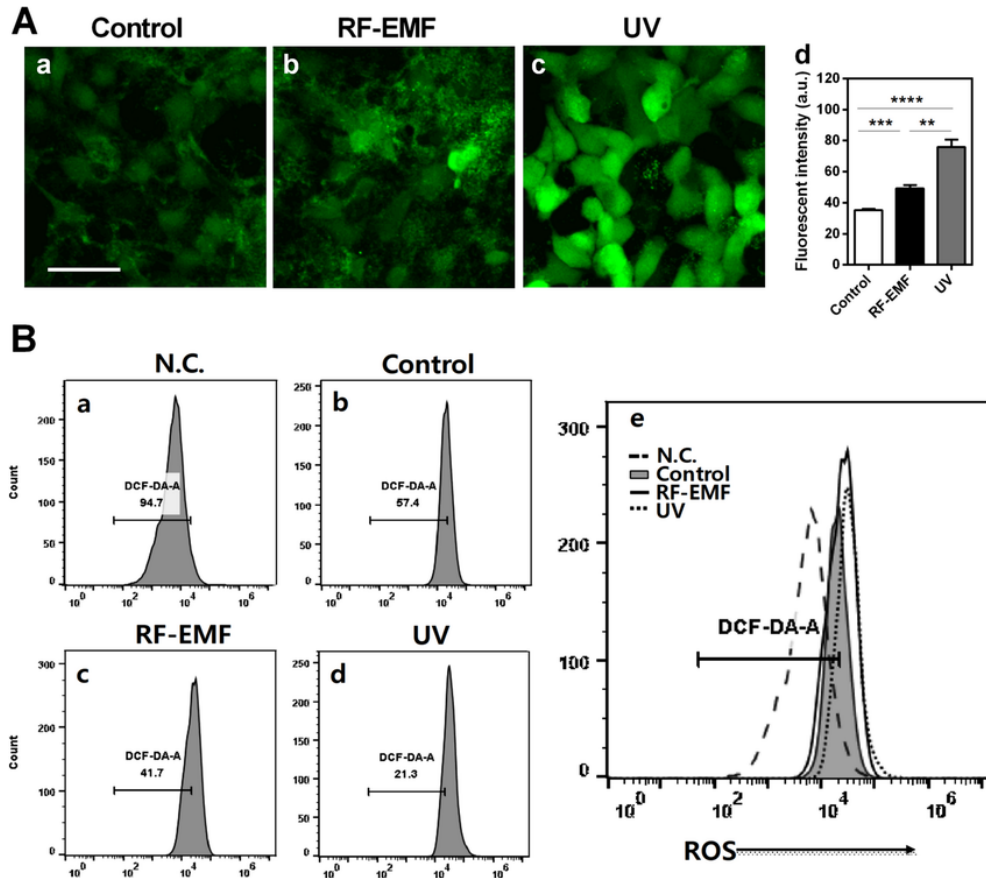


Figura 8.2: L'esposizione a campi elettromagnetici a radiofrequenza (RF-EMF) ha indotto un aumento della produzione di specie reattive dell'ossigeno (ROS) in cellule HaCaT. Le cellule sono state esposte a RF-EMF (1760 MHz, SAR di 4.0 W/kg) per 2 ore al giorno su un periodo di 4 giorni. L'esposizione a radiazioni ultraviolette A (UVA; 365 nm, 6 W per 3 ore) è stata impiegata come controllo positivo per la generazione di ROS. (A) I livelli di ROS sono stati misurati tramite la sonda fluorescente 2', 7'-diclorofluoresceina diacetato (DCF-DA); le intensità di fluorescenza sono state analizzate mediante software ImageJ. Le barre indicano la media  $\pm$  SEM. La significatività statistica è stata valutata tramite t-test di Student a due code non accoppiato (\*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ , \*\*\*\* $p < 0.0001$ ). (B) Analisi dei livelli cellulari di ROS tramite citometria a flusso dopo trattamento con DCF-DA. Controllo negativo (N.C.): cellule non trattate con DCF-DA ( $n = 3$ ). Riprodotto da (J. Kim et al., 2021).

## Limiti dei modelli attuali e necessità di un approccio multiscala

In modelli *in vivo*, le evidenze confermano la possibilità di risposte sistemiche non riconducibili a meri effetti termici. Ad esempio, esposizioni croniche a ELF-EMF in modelli murini sono state associate a variazioni della neurogenesi ippocampale, pur in assenza di incrementi misurabili della temperatura tissutale (Cuccurazzu e al., 2010).

Il passaggio dalla sperimentazione animale all'applicazione sull'uomo trova un riscontro fondamentale nell'uso dei campi elettromagnetici pulsati (PEMF) in ambito ortopedico. I lavori pionieristici di Bassett (Bassett, Pawluk e Pilla, 1974) hanno evidenziato benefici clinici significativi nella guarigione delle non-unioni ossee, suggerendo che segnali specificamente configurati possano interagire con i processi di riparazione tissutale. Tuttavia, nonostante l'efficacia terapeutica osservata, la definizione di un modello meccanicistico unificato rimane un obiettivo aperto.

Nel loro insieme, queste osservazioni suggeriscono che gli effetti biologici degli EMF emergano come il risultato di interazioni complesse e non lineari, legate allo stato fisiologico del sistema. Tale complessità si manifesta con particolare evidenza nelle applicazioni cliniche consolidate — dalla neurologia all'ortopedia — dove l'evidenza del beneficio terapeutico convive con una marcata variabilità individuale. Ciò rende necessaria una riflessione più profonda sui limiti dei modelli di interazione attuali, come verrà approfondito nella sezione 8.2.

## 8.2 Evidenze Cliniche e Applicative

Le evidenze sperimentali discusse nella Sezione 8.1 trovano un riscontro diretto in ambito clinico, dove l'interazione tra campi elettromagnetici e sistemi biologici viene sfruttata intenzionalmente a fini terapeutici. Queste applicazioni dimostrano che l'interazione EMF-biologia non è esclusivamente un fenomeno di laboratorio, ma si traduce in effetti macroscopici rilevanti, pur in assenza di un modello meccanicistico unificato che ne spieghi l'intera dinamica.

### Stimolazione magnetica transcranica (TMS)

La TMS costituisce una delle applicazioni più consolidate dell'interazione tra campi magnetici variabili e tessuto nervoso. Basata sul principio dell'induzione elettromagnetica di Faraday, la TMS induce correnti elettriche nel tessuto cerebrale attraverso impulsi magnetici di breve durata (Rossini et al., 2015).

Dal punto di vista clinico, la TMS è utilizzata nel trattamento di disturbi neurologici e psichiatrici (es. depressione maggiore resistente ai farmaci, dolore neuropatico) (Lefaucheur et al., 2014).

L'accuratezza della stimolazione dipende dalla focalità del campo indotto, che può essere modellata tramite software di calcolo elettromagnetico (come simNIBS) per visualizzare la distribuzione spaziale del campo elettrico sulla corteccia, come osservabile in Fig. (8.3).

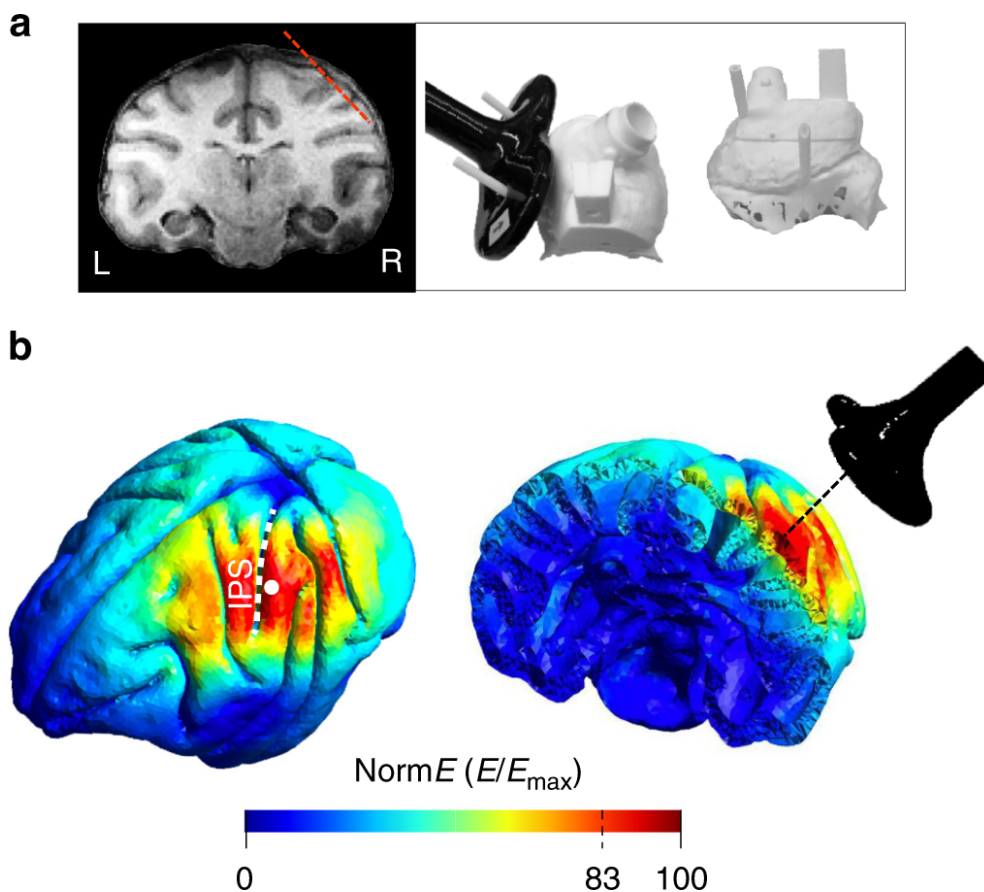


Figura 8.3: Target cerebrale e modello della distribuzione spaziale del campo. (a) Immagine anatomica ottenuta tramite risonanza magnetica (sinistra) e modelli 3D del cranio di un primate (destra) che indicano, rispettivamente, la traiettoria dell'elettrodo durante le registrazioni (linea rossa tratteggiata) e il metodo di posizionamento della bobina (coil). Il pannello di destra mostra una vista dall'alto (sinistra) e una vista laterale (destra) del modello 3D. Durante gli esperimenti, una bobina TMS figure-of-eight da 25 mm (nera) è stata ancorata rigidamente al cranio per consentire un posizionamento preciso e riproducibile tra le diverse sessioni di registrazione. Due aste di guida sono state fissate all'impianto cranico basandosi sulle coordinate del target corticale stimato tramite risonanza magnetica (MRI). (b) Campo elettrico indotto dalla TMS modellato con simNIBS. Sinistra: modello ruotato del cervello che indica la distribuzione del campo elettrico normalizzato (diffusione spaziale) calcolata per la bobina D25. Il punto bianco indica il centro della stimolazione (centro della bobina). Destra: sezione coronale del cervello attraverso l'area PFG. Da (Romero et al., 2019).

È stato osservato che la risposta neuronale non dipende solo dall'intensità del campo indotto, ma in modo critico dallo *stato funzionale iniziale* delle reti neurali (Dayan et al., 2013). Questo conferma che l'interazione avviene su un sistema elettricamente attivo, non lineare, la cui risposta è condizionata dalla connettività preesistente.

## Campi elettromagnetici pulsati (PEMF) in ortopedia

In ambito ortopedico, l'impiego dei PEMF per il trattamento delle non-unioni ossee rappresenta un successo clinico storico (Bassett, Pawluk e Pilla, 1974). L'esposizione

controllata a segnali pulsati a bassa frequenza favorisce la rigenerazione ossea modulando l'attività di osteoblasti e osteoclasti (Markov, 2007).

Nonostante l'efficacia documentata, come osservabile in Tab. (8.1), la mancanza di una teoria biofisica completa rimane un punto di dibattito. Si ipotizza che i PEMF agiscano attraverso la modulazione dei flussi di calcio e la sintesi della matrice extracellulare, evidenziando una selettività biologica verso specifiche forme d'onda (es. segnali a dente di sega o impulsi rettangolari).

<b>Tecnologia</b>	<b>Meccanismo Ipotizzato</b>	<b>Applicazioni Principali</b>
TMS (Stim. Magnetica)	Induzione di correnti elettriche e modulazione eccitabilità	Depressione, riabilitazione motoria, dolore cronico.
PEMF (Campi Pulsati)	Modulazione flussi ionici e stimolazione osteogenesi	Non-unioni ossee, pseudoartrosi, osteoporosi.
TENS/FES (Stim. Elettrica)	Depolarizzazione diretta di nervi e muscoli	Gestione del dolore e recupero funzionale.

Tabella 8.1: Sintesi delle principali applicazioni cliniche dei campi elettromagnetici e relativi ambiti d'uso.

## Variabilità individuale e limiti dei modelli attuali

Un elemento critico comune a queste terapie è l'elevata variabilità della risposta (*inter-individual variability*). Soggetti diversi possono mostrare benefici molto differenti a parità di protocollo (Rossini et al., 2015). Questa eterogeneità suggerisce che i modelli dosimetrici classici (basati su conducibilità medie e geometrie semplificate) non siano sufficienti a predire l'esito clinico.

Alla luce di queste evidenze, la variabilità individuale e la difficoltà di riproducibilità di alcuni effetti sottolineano la necessità di un cambio di paradigma: l'efficacia clinica sembra dipendere da una possibile forma di accordo dinamico tra i parametri del campo e le dinamiche temporali intrinseche del tessuto, portando alla necessità di modelli multiscala integrati.

## 8.3 Limiti dei Modelli Dosimetrici e Interpretativi Attuali

Le evidenze analizzate nelle sezioni precedenti evidenziano una discrepanza tra l'osservazione di effetti biologici e la capacità descrittiva dei modelli attuali. Tale limite non risiede nella validità delle norme di sicurezza, corrette nel loro dominio di applicazione (effetti termici e stimolazione nervosa macroscopica), ma nelle assunzioni semplificative necessarie alla dosimetria classica (ICNIRP, 2020).

### Approccio al mezzo continuo e perdita di informazione

La dosimetria standard opera prevalentemente attraverso la *Effective Medium Approximation* (EMA), trattando i tessuti come mezzi continui e omogenei su scala

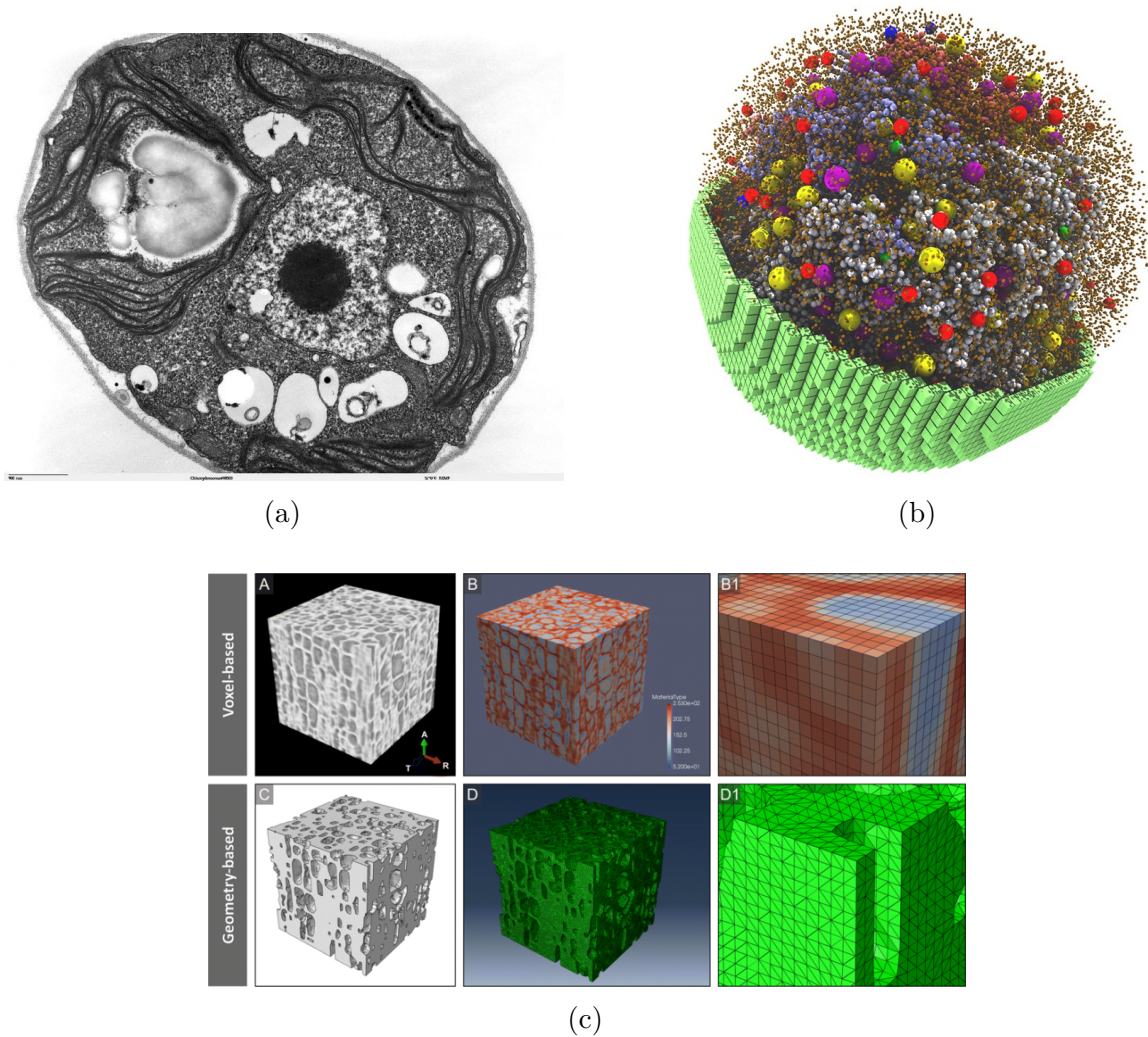


Figura 8.4: Confronto multiscala tra (a) la realtà biologica (Wakim e Grewal, 2020), (b) la complessità computazionale dei modelli atomistici (Blog, 2022) e (c) la semplificazione necessaria della dosimetria macroscopica a voxel (Palombini et al., 2020).

macroscopica. Questo processo di *macroscopic averaging* (mediazione su volumi di 1g o 10g) è fondamentale per la definizione di limiti di sicurezza basati sul *SAR*, ma comporta una *loss of microscopic degrees of freedom* (Chizmadzhev e Indenbom, 2004).

In questo passaggio, vengono filtrate le eterogeneità locali del campo elettrico che si manifestano a livello di membrane e organelli cellulari, come osservabile in Fig. (8.4). Di conseguenza, i modelli attuali descrivono l'assorbimento medio di energia, ma non sono progettati per catturare fenomeni selettivi o dipendenti dalla microstruttura e dalle scale caratteristiche del tessuto (Pohl, 2010).

### Dinamica passiva vs. Sistemi attivi

Un ulteriore limite risiede nella natura passiva dei modelli interpretativi. La dosimetria classica considera il corpo umano come un carico passivo caratterizzato da parametri dielettrici statici ( $\sigma$ ,  $\epsilon$ ) (Foster e Glaser, 2000).

Tuttavia, i sistemi biologici sono sistemi elettricamente attivi e lontani dall'equilibrio termodinamico. L'interazione con un EMF esterno non avviene su un mezzo inerte, ma si innesta su gradienti ionici e potenziali di membrana preesistenti. In tale contesto, l'azione del campo elettromagnetico potrebbe manifestarsi non come deposizione energetica termica, ma come modulazione di processi bioelettrici intrinseci (Adey, 2004), rendendo l'intensità media del campo una metrica incompleta per descrivere la risposta biologica.

Parametro	Dosimetria Standard	Realtà Biologica
<i>Modellizzazione</i>	Mezzo continuo (EMA)	Struttura gerarchica/discontinua
<i>Natura del sistema</i>	Passiva / Dissipativa	Attiva / Dinamica
<i>Obiettivo</i>	Protezione termica (SAR)	Interazione selettiva / dipendente dalla dinamica

Tabella 8.2: Sintesi dei limiti interpretativi dei modelli macroscopici rispetto alla complessità biologica.

### Sintesi delle criticità

In conclusione, i limiti dei modelli attuali possono essere riassunti nella difficoltà di integrare la natura multiscale del sistema vivente. L'assenza di correlazione tra grandezze dosimetriche scalari e determinati effetti biologici suggerisce che l'interazione dipenda da parametri (forma d'onda, frequenza, stato bioelettrico) che sfuggono alla descrizione mediata (Schwan, 1994). Ciò non inficia la validità delle normative vigenti, ma giustifica la necessità di framework integrati capaci di connettere la fisica classica con la dinamica cellulare.

## 8.4 Il Sistema Biologico come Sistema Attivo Fuori Equilibrio

### Il potenziale di membrana come bias bioelettrico

Ogni cellula vivente mantiene un potenziale di membrana a riposo ( $V_m$ ), generato dalla compartimentazione ionica e sostenuto da meccanismi di trasporto attivo. Dal punto di vista ingegneristico, questo stato non è un equilibrio termodinamico, ma uno stato stazionario dinamico mantenuto tramite un continuo dispendio di energia metabolica (ATP).

Il  $V_m$  agisce come un vero e proprio *bias* elettrico: la membrana plasmatica, spesso circa 7-10 nm, sostiene campi elettrici endogeni statici dell'ordine di  $10^7$  V/m. Pertanto, qualsiasi campo esterno non interagisce con un mezzo elettricamente neutro e passivo, ma si sovrappone a una condizione di forte polarizzazione preesistente (Hille, 2001).

## Sovrapposizione e modulazione del segnale

L'interazione EMF-biologia può essere meglio descritta come una modulazione di segnale su un sistema attivo. Quando un campo esterno induce un potenziale transmembrana ( $TMP$ ), questo si somma algebricamente al  $V_m$  preesistente.

Considerando la natura non-lineare dei canali ionici (giustamente descritti come "dispositivi a soglia"), è stato proposto che anche variazioni del  $TMP$  di piccola entità (dell'ordine dei mV) possono alterare la probabilità di apertura dei canali voltaggio-dipendenti (VGCC) (Pall, 2013). Questo meccanismo spiega perché segnali energeticamente deboli (ben al di sotto della soglia termica) possano innescare risposte biologiche significative attraverso l'amplificazione biologica del segnale.

## Analisi nel dominio della frequenza e sistemi dissipativi

A differenza dei modelli dosimetrici che considerano solo la deposizione energetica (SAR), un approccio orientato ai sistemi fuori equilibrio deve considerare la risposta in frequenza del bilayer lipidico. La membrana si comporta come un circuito RC parallelo, mostrato in Fig. (8.5), la costante di tempo caratteristica ( $\tau \approx 1$  ms) determina una frequenza di taglio oltre la quale il campo esterno non riesce più a polarizzare la membrana, ma penetra nel citoplasma.

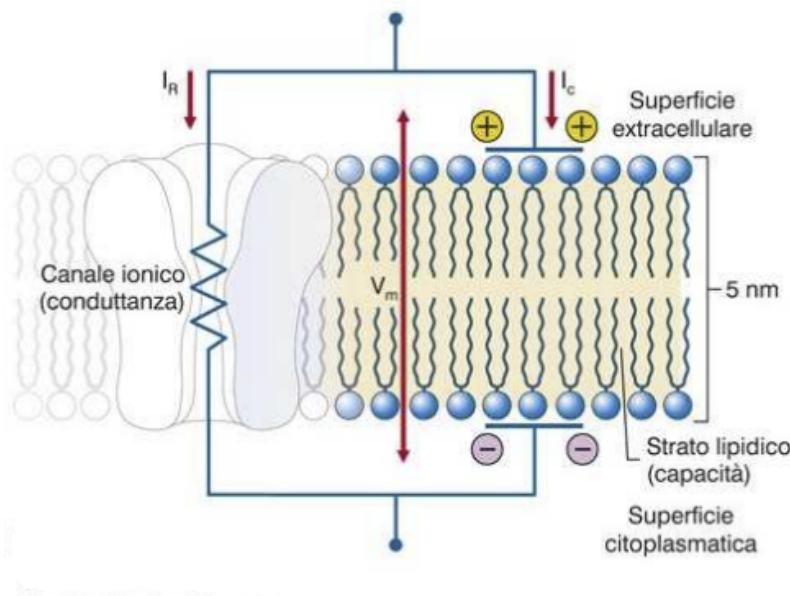


Figura 8.5: Rappresentazione circuitale della membrana cellulare (Modello a parametri concentrati). La corrente totale  $I_m$  indotta dallo stimolo elettromagnetico esterno si ripartisce in due componenti fondamentali: la corrente capacitiva  $I_c$ , associata alla variazione della carica sulla capacità del bilayer lipidico ( $C_m$ ), e la corrente ionica  $I_i$  ( $I_r$ ), che rappresenta il flusso di ioni attraverso i canali proteici di membrana, modellizzati come una resistenza  $R$  (o conduttanza  $G$ ). Adattato da (Hodgkin e Huxley, 1952).

Questa dipendenza dalla frequenza giustifica le "finestre di risposta" osservate sperimentalmente: il sistema biologico non risponde linearmente all'intensità, ma

presenta una selettività verso specifiche modulazioni temporali compatibili con le dinamiche caratteristiche dei trasportatori ionici (Ahmed e Wieraszko, 2008).

<b>Elemento Cir- cuitale</b>	<b>Corrispettivo Biologico</b>	<b>Funzione nel sistema EMF– Biologia</b>
Capacità ( $C_m$ )	Doppio strato lipidi- co	Accumulo di carica; definisce la costante di tempo $\tau$ .
Resistenza ( $R$ )	Canali ionici	Percorso di conduzione; sede di potenziali effetti non termici.
Corrente $I_c$	Spostamento di ca- riche	Reazione rapida alla variazione del campo esterno.
Corrente $I_i$	Flusso ionico tran- smembrana	Modulazione del potenziale di ri- poso e della segnalazione cellulare.

Tabella 8.3: Analogia tra elementi del circuito equivalente di membrana e componenti biologiche nel contesto dell'interazione EMF.

### **Sintesi: dalla dosimetria energetica alla dosimetria informativa**

In conclusione, la transizione concettuale necessaria consiste nel passare da una dosimetria puramente scalare (basata sul calore) a una dosimetria informativa, dove i parametri critici sono la forma d'onda, la coerenza temporale e lo stato bioelettrico iniziale del tessuto. Questa visione è coerente con la variabilità clinica osservata nella TMS e nei PEMF: la stessa sollecitazione elettromagnetica produce effetti diversi a seconda che il "punto di lavoro" elettrico della cellula sia vicino o lontano dalla soglia di attivazione.

## **8.5 Verso un Framework Multiscala per lo Studio dell'Interazione EMF–Biologia**

Le evidenze sperimentali e cliniche discusse nelle sezioni precedenti suggeriscono che l'interazione tra campi elettromagnetici e sistemi biologici non possa essere esaustivamente descritta mediante un'unica scala di osservazione. I sistemi viventi presentano infatti un'organizzazione gerarchica, in cui strutture e processi caratterizzati da dimensioni e tempi caratteristici molto differenti contribuiscono in modo congiunto alla risposta complessiva allo stimolo elettromagnetico.

### **Componenti biologiche rilevanti e dinamiche temporali**

Dal punto di vista biofisico, il tessuto biologico non è un mezzo continuo uniforme, ma un sistema strutturato di componenti dotate di proprietà elettriche e dinamiche distinte. Ciascuna di queste componenti possiede tempi di rilassamento e risposte selettive che definiscono la sensibilità del sistema allo spettro elettromagnetico:

- **Membrane cellulari:** agiscono come barriere dielettriche ad alta capacità, il cui tempo di ricarica ( $\tau \approx 1$  ms) filtra le frequenze dello stimolo esterno (Schwan, 1994);
- **Proteine e canali ionici:** strutture macromolecolari voltaggio-dipendenti che introducono soglie di attivazione e non linearità fondamentali nella trasduzione del segnale (Hille, 2001; Pall, 2013);
- **Strutture citoscheletriche:** polimeri proteici (come i microtubuli) dotati di elevati momenti di dipolo, che contribuiscono all'organizzazione spaziale del campo elettrico locale (Ueno, 2006);
- **Acqua interfacciale:** strati di idratazione in prossimità delle superfici biologiche la cui dinamica dipolare e costante dielettrica differiscono significativamente dall'acqua libera, influenzando i processi di trasporto ionico (Pollack, 2013).

Questa eterogeneità suggerisce che la risposta biologica dipenda in modo critico dalla struttura temporale dello stimolo (forma d'onda, frequenza di ripetizione, coerenza), Fig. (8.6), poiché ogni sottosistema risponde preferenzialmente a sollecitazioni coerenti con i propri tempi caratteristici (Cavaglià e Tuszynski, 2026).

## La necessità di un approccio integrato

Come analizzato nel Capitolo 5, i modelli dosimetrici correnti basati sulla *Effective Medium Approximation* (EMA) sono fondamentali per garantire la sicurezza macroscopica e la protezione dagli effetti termici. Tuttavia, per loro natura, tali modelli operano un *macroscopic averaging* che inevitabilmente trascura lo stato bioelettrico del sistema e le interazioni subcellulari.

Emerge dunque la necessità di un framework multiscala che non sostituisca, ma integri i modelli esistenti. Un approccio più completo dovrebbe:

1. **Considerare lo spettro reale del campo:** includendo la modulazione e il contenuto armonico che possono interagire con le frequenze proprie dei sistemi biologici;
2. **Tenere conto dello stato bioelettrico:** riconoscendo che la risposta a un EMF dipende dal potenziale di membrana preesistente e dalla dinamica ionica in corso (Dayan et al., 2013);
3. **Integrare modelli elettromagnetici e biofisici:** coniugando le equazioni di Maxwell con descrizioni della dinamica non lineare di membrana.

In Tab. (8.4) è mostrato il confronto tra l'approccio dosimetrico e una prospettiva multiscala che tenga in considerazione i fenomeni dinamici che caratterizzano l'ambiente biologico.

<b>Caratteristica</b>	<b>Dosimetria Standard (SAR)</b>	<b>Prospettiva Multiscala Integrata</b>
<b>Risoluzione</b>	Macroscopica (mm; volumi mediati 1g–10g).	Multiscala (macro–micro; interfacce di membrana e compartimenti subcellulari).
<b>Descrizione del mezzo</b>	Continuo equivalente (EMA) con parametri medi.	Sistema eterogeneo, strutturato e bioelettricamente attivo.
<b>Grandezza primaria</b>	Energia depositata (W/kg) come metrica di sicurezza.	Integrazione tra energia depositata e modulazione locale di gradienti e flussi ionici.
<b>Dinamica considerata</b>	Orientata alla risposta termica e alla stimolazione macroscopica.	Dinamica non lineare, a soglia e dipendente dallo stato bioelettrico.

Tabella 8.4: Confronto tra l'approccio dosimetrico classico e una prospettiva multiscala integrata.

## Conclusione del capitolo

In conclusione, le evidenze sperimentali e cliniche suggeriscono che l'interazione tra campi elettromagnetici e sistemi biologici non possa essere completamente descritta da modelli puramente termici o macroscopici. Pur rimanendo validi e indispensabili per la sicurezza e la progettazione tecnologica, tali approcci non esauriscono la complessità dei fenomeni osservati a livello cellulare e tissutale.

Questo giustifica l'interesse crescente verso modelli multiscala capaci di integrare bioelettricità, dinamica di membrana e risposta temporale. Tale prospettiva non rappresenta una rottura con la dosimetria classica, ma una necessaria evoluzione verso una comprensione più profonda e integrata dei sistemi viventi come sistemi attivi e strutturati.

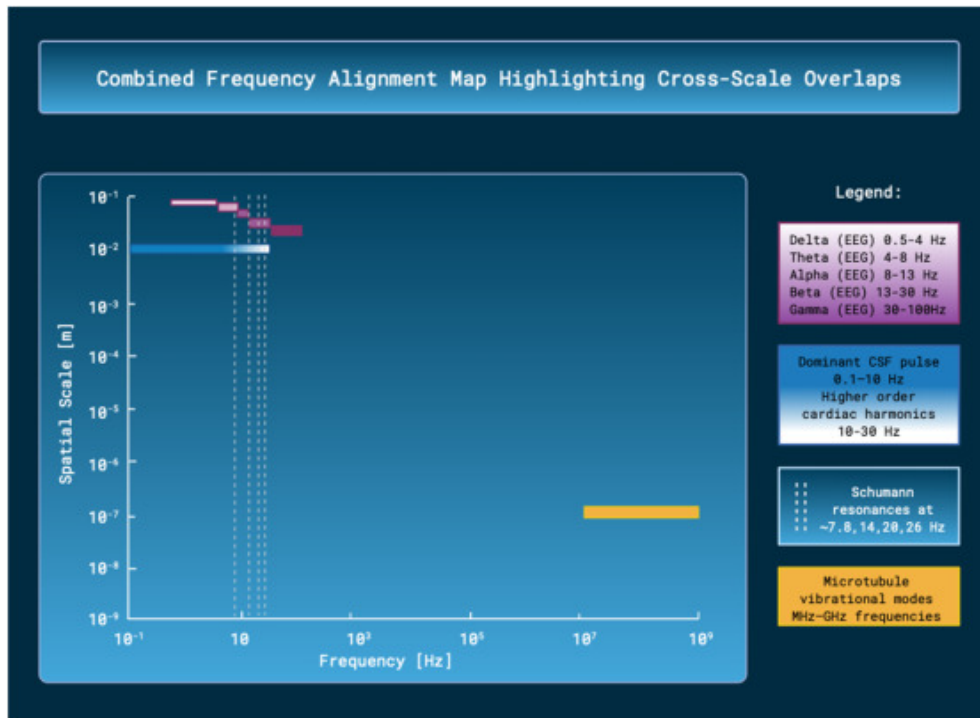


Figura 8.6: Mappa di allineamento in frequenza tra diverse scale (log–log) che evidenzia possibili zone di accoppiamento. La mappa rappresenta la frequenza (asse x, 0.1 Hz– $10^9$  Hz, scala logaritmica) in funzione di una scala spaziale rappresentativa (asse y,  $10^{-9}$ – $10^{-1}$  m, scala logaritmica). Barre orizzontali colorate indicano le bande EEG canoniche ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) e le pulsazioni del liquido cerebrospinale (CSF) (0.1–1 Hz) con armoniche cardiache di ordine superiore (10–30 Hz). Bande tratteggiate indicano le risonanze di Schumann ( $\approx 7.83, 14, 20, 26$  Hz). La barra arancione rappresenta i modi vibrazionali dei microtubuli nell'intervallo MHz–GHz. Le regioni ombreggiate individuano zone verificabili sperimentalmente in cui possono verificarsi meccanismi di accoppiamento tra scale diverse: (i) sovrapposizione  $\theta$ – $\alpha$  con le pulsazioni del CSF, (ii) banda  $\alpha$  in corrispondenza della fondamentale di Schumann, (iii) banda  $\beta$  che attraversa armoniche superiori delle SR, e (iv) componenti di battimento o di involuppo proiettate verso il basso ( $\Delta f = |f_1 - f_2|$ ) da modi microscopici kHz–GHz verso l'intervallo Hz–decine di Hz tramite selezione di cavità. Gli assi sono in scala logaritmica; l'altezza delle barre indica un livello anatomico approssimativo piuttosto che la lunghezza d'onda. Da (Cavaglià e Tuszynski, 2026).



# Ringraziamenti

*Alle mie nonne, che mi hanno guidato da lassù nei momenti più difficili. Il loro amore e i loro valori rappresentano le radici dalle quali questa esistenza si nutre e ricorda chi è, giorno dopo giorno. Vorrei che questo percorso possa essere la base per trovare la cura a ciò che vi ha portate via.*

*A mia mamma, che nei momenti di maggiore sconforto c'è sempre stata, ascoltandomi e offrendomi validi consigli per arrivare al termine di questi studi. La sua saggezza è stata il pilastro nel quale questo piccolo alberello ha trovato supporto mentre cresceva.*

*A mio padre, che con i suoi sacrifici mi ha sostenuto e permesso di arrivare fin qui. Spero che in questo giorno di coronamento, che coincide con la festa del papà, possa cogliere i frutti dell'albero che quotidianamente ha innaffiato.*

*A mio fratello, che con i suoi consigli su come affrontare lo studio mi ha permesso di iniziare questo percorso con il piede giusto, offrendomi la sua esperienza e tenendomi per mano nelle notti in cui la solitudine mi portava con sé.*

*A Marco, che è faro in queste onde. Con la sua esperienza è responsabile di numerosi salti quantici e cambi di paradigma, esserci come guida e maestro è stato fondamentale per rendermi la persona adulta che sono oggi.*

*A Tommaso, che con la sua determinazione e disciplina è un esempio da seguire, che con le sue doti di ascolto è stato presente nei momenti di bisogno. Le nostre corse sono momenti importanti nei quali il confronto trova spazio e la cura del sé diviene la direzione.*

*A Cristina, che insieme alla montagna e la volontà di esplorare il mondo, mi fa pensare: "Love is my superpower".*

*A Eleonora, che con la sua pazienza, gentilezza e voglia di insegnare è stata l'angelo custode di questo percorso. Se sono arrivato fin qui, è anche merito tuo.*

*Ai miei coinquilini, che in questi anni sono stati disposti a cucinare per me, con i quali abbiamo giocato insieme, parlato e condiviso esperienze importanti. Grazie per avermi aiutato quando stare fermi in un letto era caldo ma ad alzarsi da esso era pesante come dover scappare da un buco nero.*

*A Lucrezia, che in questi anni è stata una sorella, aiutandomi e offrendomi spiragli di socialità.*

*Alle mie zie, che nei momenti di difficoltà sono state accanto, offrendomi un rifugio e trasmettendomi calore e bellezza.*

*Alla mia famiglia che continua a crescere generazione dopo generazione.*

*A Giorgio e Silvia che, mentre questo percorso iniziava con dei dubbi, loro offrivano nuovi punti di vista.*

*Alle persone che sono arrivate e andate un po' per caso, ma la cui impronta è rimasta nel tempo. Questo è anche grazie a voi.*

*Alla Curiosità, che ci spinge a voler capire ogni giorno qualcosa in più di questa esistenza.*

*Alla Scienza, che pone davanti a noi sempre nuove domande e possibili risposte.*

*Alla Vita e ai meccanismi che essa cela in se stessa per poter divenire consapevoli di questa meravigliosa esistenza.*

*Alle persone, affinché il lavoro che mi vedrà coinvolto possa essere utile per voi.*

*A me stesso, che nonostante frammentato è stato in grado di rialzarsi, guidato dallo sport e dalla voglia di scoprire se stessi, tenendo duro e allentando la presa nei momenti giusti. Grazie per essere stato in grado di affrontare un sentiero che abbia riportato al proprio cuore. Tutto ciò che verrà è merito tuo.*

*A mio nonno, che nel suo siciliano stretto mi diceva: "Jo haju fiducia!". Grazie per averci sempre creduto.*

# Appendice A

## Metodo delle cariche immagine e formulazione SPIE

### A.1 Metodo delle cariche immagine di Maxwell

Il metodo delle cariche immagine, introdotto da Maxwell nel contesto dell'elettrostatica classica, rappresenta una delle tecniche più efficaci per descrivere la distribuzione di potenziale generata da conduttori in presenza di vincoli al contorno.

L'idea fondamentale consiste nel sostituire l'effetto delle condizioni al contorno imposte da superfici conduttrici con un insieme equivalente di cariche fittizie (“cariche immagine”) opportunamente posizionate nello spazio. Tali cariche non rappresentano sorgenti fisiche reali, ma sono costruite in modo da soddisfare esattamente le condizioni al contorno del problema elettrostatico.

Considerando il potenziale elettrostatico generato da una distribuzione di carica superficiale  $\rho_s(\mathbf{r}')$ , il potenziale in un punto  $\mathbf{r}$  dello spazio è dato dall'integrale di Coulomb

$$\phi(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\epsilon} \int_S \frac{\rho_s(\mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} dS'. \quad (\text{A.1})$$

Nel caso di conduttori perfetti, la condizione al contorno richiede che il potenziale sulla superficie sia costante. Il metodo delle cariche immagine permette di sostituire tale vincolo con una distribuzione equivalente di cariche che riproduce lo stesso campo elettrico nello spazio fisico.

Un esempio classico di applicazione del metodo delle immagini è rappresentato dalla presenza di un insieme di conduttori sospesi sopra un piano di terra conduttivo. In questo caso il terreno può essere modellato come un piano equipotenziale, imponendo quindi una condizione al contorno di potenziale nullo.

Il metodo delle immagini permette di sostituire il terreno con un insieme di conduttori speculari rispetto al piano del terreno, aventi carica opposta rispetto ai conduttori reali. In questo modo il problema originale con vincolo al contorno viene trasformato in un problema equivalente in spazio libero.

Come illustrato in Fig. A.1, ogni conduttore reale con carica  $q_k$  posto ad una altezza  $h_k$  sopra il terreno è associato ad una carica immagine  $-q_k$  posta simmetricamente al di sotto del piano del terreno.

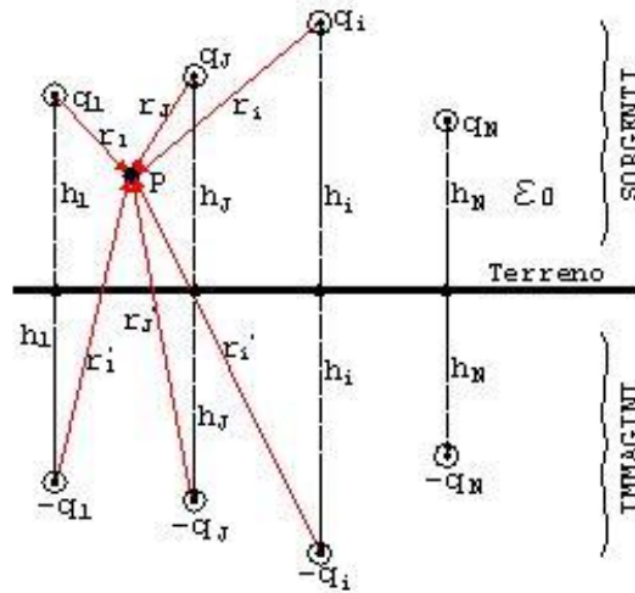


Figura A.1: Rappresentazione del metodo delle cariche immagine per conduttori sospesi sopra il terreno. I conduttori reali generano cariche immagine speculari di segno opposto rispetto al piano del terreno. Da (Dispense del corso di Elettromagnetismo Applicato, 2026).

Il potenziale elettrico in un generico punto  $P$  generato dai conduttori sorgente e dalle rispettive cariche immagine può quindi essere espresso come sovrapposizione dei contributi di tutte le cariche:

$$V_P = \frac{1}{2\pi\epsilon_0} \sum_{k=1}^N q_k \ln \frac{1}{r_k} + \frac{1}{2\pi\epsilon_0} \sum_{k=1}^N (-q_k) \ln \frac{1}{r'_k} \quad (\text{A.2})$$

dove:

- $r_k$  è la distanza tra il punto  $P$  e la carica reale  $q_k$ ;
- $r'_k$  è la distanza tra il punto  $P$  e la corrispondente carica immagine  $-q_k$ ;
- $N$  è il numero di conduttori presenti nel sistema.

Riorganizzando l'espressione si ottiene una forma compatta del potenziale

$$V_P = \frac{1}{2\pi\epsilon_0} \sum_{k=1}^N q_k \ln \frac{r'_k}{r_k} \quad (\text{A.3})$$

che evidenzia come il contributo del piano di terra venga incorporato nel rapporto tra le distanze dalle cariche reali e dalle cariche immagine.

Questa rappresentazione costituisce la base concettuale delle moderne formulazioni integrali utilizzate nei metodi numerici di elettromagnetismo computazionale, in cui le distribuzioni di carica sui conduttori vengono determinate mediante equazioni integrali e successiva discretizzazione.

## A.2 Formulazione integrale e Surface Potential Integral Equation

Nel contesto dei problemi quasi-statici di accoppiamento elettrostatico tra conduttori e mezzi biologici, il potenziale elettrico sulla superficie dei domini può essere espresso attraverso una *Surface Potential Integral Equation* (SPIE).

Indicando con  $\rho_s$  la densità di carica superficiale, il potenziale su una superficie  $S$  risulta

$$\phi(\mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi\epsilon} \int_S \frac{\rho_s(\mathbf{r}')}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} dS'. \quad (\text{A.4})$$

Questa formulazione esprime il potenziale come somma dei contributi generati da tutte le cariche superficiali presenti nel dominio.

Nel caso di geometrie complesse, come il sistema costituito da un conduttore lineare immerso in prossimità del corpo umano, l'integrale viene discretizzato suddividendo le superfici in elementi finiti (segmenti per il conduttore e celle superficiali per il corpo umano). Il problema continuo viene così trasformato in un sistema lineare tra potenziale e densità di carica.

## A.3 Struttura matriciale della formulazione SPIE

A seguito della discretizzazione, la relazione tra potenziale e densità di carica può essere espressa in forma matriciale

$$\mathbf{P} \begin{bmatrix} \rho_1 \\ \rho_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \end{bmatrix} \quad (\text{A.5})$$

dove la matrice di influenza  $\mathbf{P}$  assume una struttura a blocchi

$$\mathbf{P} = \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} \\ P_{21} & P_{22} \end{bmatrix}. \quad (\text{A.6})$$

I quattro blocchi della matrice rappresentano le diverse interazioni elettrostatiche tra i domini discretizzati:

- $P_{11}$  descrive l'interazione **conduttore–conduttore**, ovvero l'influenza delle cariche distribuite lungo il conduttore su altri punti del medesimo conduttore (interazione 1D–1D).
- $P_{22}$  rappresenta l'interazione **corpo umano–corpo umano**, cioè il contributo delle cariche presenti sulla superficie del corpo umano sul potenziale della stessa superficie (interazione 2D–2D).
- $P_{12}$  descrive l'accoppiamento **conduttore → corpo umano**. Questo termine quantifica il potenziale indotto sul corpo umano dalla distribuzione di carica presente sul conduttore.
- $P_{21}$  rappresenta l'accoppiamento reciproco **corpo umano → conduttore**, ossia l'influenza delle cariche indotte sulla superficie del corpo umano sul potenziale del conduttore.

Questa decomposizione evidenzia la natura accoppiata del problema: il campo elettrico risultante non è determinato separatamente nei due domini, ma emerge dall'interazione reciproca tra conduttore e corpo umano.

La struttura a blocchi della matrice  $\mathbf{P}$  permette inoltre di analizzare separatamente i contributi di auto-interazione e di mutua interazione, facilitando l'implementazione numerica e l'interpretazione fisica dei risultati.



## Appendice B

# Basic Restrictions nelle linee guida ICNIRP

Caratteristica dell'esposizione	Intervallo di frequenza	Campo elettrico interno ( $\text{V m}^{-1}$ )
<b>Esposizione occupazionale</b>		
Tessuto del SNC della testa	1–10 Hz	0.5/f
	10 Hz–25 Hz	0.05
	25 Hz–400 Hz	$2 \times 10^{-3} f$
	400 Hz–3 kHz	0.8
	3 kHz–10 MHz	$2.7 \times 10^{-4} f$
Tutti i tessuti della testa e del corpo	1 Hz–3 kHz	0.8
	3 kHz–10 MHz	$2.7 \times 10^{-4} f$
<b>Esposizione della popolazione generale</b>		
Tessuto del SNC della testa	1–10 Hz	0.1/f
	10 Hz–25 Hz	0.01
	25 Hz–1000 Hz	$4 \times 10^{-4} f$
	1000 Hz–3 kHz	0.4
	3 kHz–10 MHz	$1.35 \times 10^{-4} f$
Tutti i tessuti della testa e del corpo	1 Hz–3 kHz	0.4
	3 kHz–10 MHz	$1.35 \times 10^{-4} f$

**Note:**

- $f$  è la frequenza espressa in Hz.
- Tutti i valori sono valori efficaci (rms).
- Nell'intervallo di frequenze superiore a 100 kHz devono essere considerate anche le restrizioni di base specifiche per le radiofrequenze (RF).

Tabella B.1: Restrizioni di base per l'esposizione umana a campi elettrici e magnetici variabili nel tempo (ICNIRP, 2010).

Scenario di esposizione	Intervallo di frequenza	Densità di energia incidente
		$U_{\text{inc}}$ (kJ m <sup>-2</sup> )
Occupazionale	100 kHz–400 MHz	NA
	>400–2000 MHz	$0.29 f^{0.86} \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
	>2–6 GHz	$200 \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
	>6–300 GHz	$275 f_1^{0.77} \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
	300 GHz	$100 \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
Popolazione generale	100 kHz–400 MHz	NA
	>400–2000 MHz	$0.0585 f^{0.86} \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
	>2–6 GHz	$40 \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
	>6–300 GHz	$55 f_1^{0.77} \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
	300 GHz	$20 \times 0.36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$

**Nota:**

1. “NA” indica “non applicabile” e non deve essere considerato nella verifica della conformità.
2.  $f$  è la frequenza espressa in MHz;  $f_1$  è la frequenza espressa in GHz;  $t$  è il tempo di integrazione in secondi. L’esposizione dovuta a qualsiasi impulso, gruppo di impulsi o sottogruppo di impulsi in una sequenza, così come alla somma di esposizioni (incluse quelle dovute a campi elettromagnetici non impulsivi), applicata in  $t$  s, non deve superare questi livelli di riferimento.
3.  $U_{\text{inc}}$  rappresenta la densità di energia incidente e, laddove è specificata una media spaziale nelle Note 5–7, essa è mediata sulla corrispondente superficie corporea proiettata.
4. Per frequenze comprese tra 100 kHz e 400 MHz, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $U_{\text{inc}}$  sulla superficie corporea proiettata dell’intero corpo non supera i livelli di riferimento sopra indicati.
5. Per frequenze >400 MHz fino a 6 GHz: (a) nella zona di campo lontano, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $U_{\text{inc}}$  sulla superficie corporea proiettata dell’intero corpo non supera i livelli di riferimento sopra indicati; (b) nella zona di campo vicino radiativo, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $U_{\text{inc}}$  sulla superficie corporea proiettata dell’intero corpo non supera i livelli di riferimento sopra indicati; e (c) nella zona di campo vicino reattivo, la conformità è dimostrata se sono soddisfatte le restrizioni di base.
6. Per frequenze >6 GHz fino a 300 GHz: (a) nella zona di campo lontano, la conformità è dimostrata se  $U_{\text{inc}}$ , mediato su una superficie corporea proiettata quadrata di 4 cm<sup>2</sup>, non supera i livelli di riferimento sopra indicati; (b) nella zona di campo vicino radiativo, la conformità è dimostrata se  $U_{\text{inc}}$  su una superficie corporea proiettata quadrata di 4 cm<sup>2</sup> non supera i livelli di riferimento sopra indicati; e (c) nella zona di campo vicino reattivo, i livelli di riferimento non possono essere utilizzati per determinare la conformità e devono essere valutate le restrizioni di base.
7. Per frequenze >30 GHz fino a 300 GHz, l’esposizione mediata su una superficie corporea proiettata quadrata di 1 cm<sup>2</sup> non deve superare il doppio dei limiti stabiliti per 4 cm<sup>2</sup>.

Tabella B.5: Livelli di riferimento per l’esposizione locale, integrati su intervalli compresi tra  $> 0$  e  $< 6$  min, ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz (valori efficaci rms non perturbati). (ICNIRP, 2020).

Scenario di esposizione	Intervallo di frequenza	Testa/Torso locale SA (kJ kg <sup>-1</sup> )	Arti locali SA (kJ kg <sup>-1</sup> )	Locale $U_{ab}$ (kJ m <sup>-2</sup> )
Occupazionale	100 kHz-400 MHz	NA	NA	NA
	>400 MHz-6 GHz	$3.6 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$	$7.2 \left[ 0.025 + 0.975 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$	NA
	>6-300 GHz	NA	NA	$36 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$
Popolazione generale	100 kHz-400 MHz	NA	NA	NA
	>400 MHz-6 GHz	$0.72 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$	$1.44 \left[ 0.025 + 0.975 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$	NA
	>6-300 GHz	NA	NA	$7.2 \left[ 0.05 + 0.95 \left( \frac{t}{360} \right)^{0.5} \right]$

**Nota:**

1. "NA" indica "non applicabile".
2.  $t$  è la durata dell'esposizione in secondi; le restrizioni devono essere soddisfatte per tutti i valori di  $t \in (0, 360)$  s, indipendentemente dalle caratteristiche temporali dell'esposizione.
3. La SA locale è mediata su una massa cubica di 10 g.
4. Il parametro locale  $U_{ab}$  è mediato su una superficie di 4 cm<sup>2</sup>; per frequenze superiori a 30 GHz si applica un vincolo su 1 cm<sup>2</sup>.
5. L'esposizione dovuta a qualsiasi impulso o gruppo di impulsi, così come alla somma di esposizioni (incluse quelle dovute a campi elettromagnetici non impulsivi), applicata in  $t$  s, non deve superare questi livelli.

Tabella B.2: Restrizioni di base per l'esposizione ai campi elettromagnetici nell'intervallo di frequenza 100 kHz-300 GHz, per intervalli di integrazione compresi tra  $> 0$  e  $< 6$  min (ICNIRP, 2020).

Scenario di esposizione	Intervallo di frequenza	Campo E incidente $E_{inc}$ ( $V m^{-1}$ )	Campo H incidente $H_{inc}$ ( $A m^{-1}$ )	Potenza incidente $S_{inc}$ ( $W m^{-2}$ )
Occupazionale	0.1–30 MHz	$660/f^{0.7}$	$4.9/f$	NA
	>30–400 MHz	61	0.16	10
	>400–2000 MHz	$3f^{0.5}$	$0.008f^{0.5}$	$f/40$
	>2–300 GHz	NA	NA	50
Popolazione generale	0.1–30 MHz	$300/f^{0.7}$	$2.2/f$	NA
	>30–400 MHz	27.7	0.073	2
	>400–2000 MHz	$1.375f^{0.5}$	$0.0037f^{0.5}$	$f/200$
	>2–300 GHz	NA	NA	10

**Nota:**

1. “NA” indica “non applicabile” e non deve essere considerato nella verifica della conformità.
2.  $f$  è la frequenza espressa in MHz.
3.  $S_{inc}$ ,  $E_{inc}$  e  $H_{inc}$  sono mediati su 30 min sull'intero corpo. La media temporale e spaziale di ciascun valore  $E_{inc}$  e  $H_{inc}$  deve essere effettuata mediando i corrispondenti valori quadratici (vedere Appendice A per i dettagli).
4. Per frequenze comprese tra 100 kHz e 30 MHz, indipendentemente dalla distinzione tra zona di campo lontano e zona di campo vicino, la conformità è dimostrata se né  $E_{inc}$  né  $H_{inc}$  superano i livelli di riferimento sopra indicati.
5. Per frequenze >30 MHz fino a 2 GHz: (a) nella zona di campo lontano, la conformità è dimostrata se  $S_{inc}$ ,  $E_{inc}$  oppure  $H_{inc}$  non supera i livelli di riferimento sopra indicati (è sufficiente una sola condizione);  $S_{eq}$  può essere utilizzato in sostituzione di  $S_{inc}$ ; (b) nella zona di campo vicino radiativo, la conformità è dimostrata se  $S_{inc}$  oppure entrambi  $E_{inc}$  e  $H_{inc}$  non superano i livelli di riferimento sopra indicati; e (c) nella zona di campo vicino reattivo, la conformità è dimostrata se sia  $E_{inc}$  sia  $H_{inc}$  non superano i livelli di riferimento sopra indicati;  $S_{inc}$  non può essere utilizzato per dimostrare la conformità e devono quindi essere valutate le restrizioni di base.
6. Per frequenze >2 GHz fino a 300 GHz: (a) nella zona di campo lontano, la conformità è dimostrata se  $S_{inc}$  non supera i livelli di riferimento sopra indicati;  $S_{eq}$  può essere utilizzato in sostituzione di  $S_{inc}$ ; (b) nella zona di campo vicino radiativo, la conformità è dimostrata se  $S_{inc}$  non supera i livelli di riferimento sopra indicati; e (c) nella zona di campo vicino reattivo, i livelli di riferimento non possono essere utilizzati per determinare la conformità e devono essere valutate le restrizioni di base.

Tabella B.3: Livelli di riferimento per l'esposizione ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz, mediati su 30 min e sull'intero corpo (valori efficaci rms non perturbati). (ICNIRP, 2020)

Scenario di esposizione	Intervallo di frequenza	Campo E incidente $E_{\text{inc}} \text{ (V m}^{-1}\text{)}$	Campo H incidente $H_{\text{inc}} \text{ (A m}^{-1}\text{)}$	Potenza incidente $S_{\text{inc}} \text{ (W m}^{-2}\text{)}$
Occupazionale	0.1–30 MHz	$1500/f^{0.7}$	$108/f$	NA
	>30–400 MHz	139	0.36	50
	>400–2000 MHz	$10.58f^{0.43}$	$0.0274f^{0.43}$	$0.29f^{0.86}$
	>2–6 GHz	NA	NA	200
	>6–300 GHz	NA	NA	$275f^{0.77}$
	300 GHz	NA	NA	100
Popolazione generale	0.1–30 MHz	$671/f^{0.7}$	$4.9/f$	NA
	>30–400 MHz	62	0.163	10
	>400–2000 MHz	$4.79f^{0.43}$	$0.0123f^{0.43}$	$0.0585f^{0.86}$
	>2–6 GHz	NA	NA	40
	>6–300 GHz	NA	NA	$55f^{0.77}$
	300 GHz	NA	NA	20

**Nota:**

1. “NA” indica “non applicabile” e non deve essere considerato nella verifica della conformità.
2.  $f$  è la frequenza espressa in MHz;  $f_1$  è la frequenza espressa in GHz.
3.  $S_{\text{inc}}$ ,  $E_{\text{inc}}$  e  $H_{\text{inc}}$  sono mediati su 6 min; laddove è specificata una media spaziale nelle Note 6–7, la media viene effettuata sullo spazio proiettato del corpo corrispondente. La media temporale e spaziale di ciascun valore  $E_{\text{inc}}$  e  $H_{\text{inc}}$  deve essere effettuata mediando i corrispondenti valori quadratici (vedere Appendice A per i dettagli).
4. Per frequenze comprese tra 100 kHz e 30 MHz, indipendentemente dalla distinzione tra zona di campo lontano e zona di campo vicino, la conformità è dimostrata se né il valore spaziale di picco di  $E_{\text{inc}}$  né quello di  $H_{\text{inc}}$  supera i livelli di riferimento sopra indicati.
5. Per frequenze >30 MHz fino a 6 GHz: (a) nella zona di campo lontano, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $S_{\text{inc}}$ ,  $E_{\text{inc}}$  oppure  $H_{\text{inc}}$  non supera i livelli di riferimento sopra indicati (è sufficiente una sola condizione);  $S_{\text{eq}}$  può essere utilizzato in sostituzione di  $S_{\text{inc}}$ ; (b) nella zona di campo vicino radiativo, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $S_{\text{inc}}$  oppure entrambi  $E_{\text{inc}}$  e  $H_{\text{inc}}$  non superano i livelli di riferimento sopra indicati; e (c) nella zona di campo vicino reattivo, la conformità è dimostrata se sia  $E_{\text{inc}}$  sia  $H_{\text{inc}}$  non superano i livelli di riferimento sopra indicati.
6. Per frequenze >6 GHz fino a 300 GHz: (a) nella zona di campo lontano, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $S_{\text{inc}}$  non supera i livelli di riferimento sopra indicati;  $S_{\text{eq}}$  può essere utilizzato in sostituzione di  $S_{\text{inc}}$ ; (b) nella zona di campo vicino radiativo, la conformità è dimostrata se il valore spaziale di picco di  $S_{\text{inc}}$  non supera i livelli di riferimento sopra indicati; e (c) nella zona di campo vicino reattivo, i livelli di riferimento non possono essere utilizzati per determinare la conformità e devono essere valutate le restrizioni di base.
7. Per frequenze >30 GHz fino a 300 GHz, l'esposizione mediata su una superficie corporea proiettata quadrata di  $1 \text{ cm}^2$  non deve superare il doppio dei limiti stabiliti per  $4 \text{ cm}^2$ .

Tabella B.4: Livelli di riferimento per l'esposizione locale, mediati su 6 min, ai campi elettromagnetici da 100 kHz a 300 GHz (valori efficaci rms non perturbati). (ICNIRP, 2020)

# Bibliografia

- Adey, W. Ross (2004). “Potential therapeutic applications of biological cell responses to electromagnetic fields”. In: *IEEE Transactions on Nanobioscience* 3.3. Riferimento fondamentale per i meccanismi di modulazione non termica., pp. 204–213. DOI: 10.1109/TNB.2004.833669.
- Adlkofer, F. (2004). *Risk Evaluation of Potential Environmental Hazards from Low Energy Electromagnetic Field Exposure (REFLEX)*. Rapp. tecn. European Union.
- Ahmed, Z. e A. Wieraszko (2008). “The mechanism of magnetic field-induced increase of excitability in hippocampal neurons”. In: *Brain Research* 1221, pp. 30–40.
- Albanese, R. e et al. (2017). “Simulating the SAR Distribution in the Human Brain via MRI-based Connettoe Models”. In: *IEEE Transactions on Magnetics* 53.
- Alekseev, S. I. et al. (2008). “Millimeter wave dosimetry of human skin”. In: *Bioelectromagnetics* 29.1, pp. 65–70. DOI: 10.1002/bem.20373.
- Alexandrov, Boian S et al. (2009). “Terahertz-signature of DNA exogeneous gene expression in mammalian cells”. In: *Scientific Reports* 1.1, pp. 1–7. DOI: 10.1038/srep00011.
- Allen, J. A. Van e L. A. Frank (1958). “Radiation around the Earth to a Distance of 107,400 km”. In: *Nature* 183, pp. 430–434. DOI: 10.1038/183430a0.
- Arens, Edward e Hui Zhang (2006). “The skin’s role in human thermoregulation and comfort”. In: *ASHRAE Journal* 48.10, pp. 18–26.
- Aschoff, Jürgen e Rütger Wever (1958). “Kern und Schale im Wärmehaushalt des Menschen”. In: *Naturwissenschaften* 45, pp. 477–485. DOI: 10.1007/BF00633837.
- Balanis, Constantine A. (2016). *Antenna Theory: Analysis and Design*. 4<sup>a</sup> ed. Hoboken, NJ: Wiley. ISBN: 978-1-118-64206-1.
- Bassett, C. A., R. J. Pawluk e A. A. Pilla (1974). “Augmentation of bone repair by inductively coupled electromagnetic fields”. In: *Science* 184, pp. 575–577.
- Beckham, J Todd et al. (2004). “Induced ocular thermal injury by high power millimeter wave exposure”. In: *Journal of Biomedical Optics* 9.4, pp. 703–715. DOI: 10.1117/1.1756598.
- Belcastro, Luigi (2018). “Neurostimulation with Electromagnetic Waves in the Millimetre Range”. Supervisors: Prof. Danilo Demarchi and Dr. Timothy Constandinou. Tesi di Laurea Magistrale. Politecnico di Torino.
- Bernstein, M. A., K. F. King e X. J. Zhou (2004). *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Comprehensive reference on the physics and engineering of magnetic resonance imaging. Amsterdam: Elsevier Academic Press. ISBN: 978-0120928613.
- Blog, NVIDIA (2022). *World’s First Complete Simulation of a Living Cell*. Simulation developed by University of Illinois at Urbana-Champaign. Accessed: 2026-02-11. URL: <https://blogs.nvidia.com/blog/living-cell-simulation/>.

- Brun, M.-A. et al. (2010). “Terahertz imaging applied to cancer diagnosis”. In: *Physics in Medicine & Biology* 55.16, pp. 4615–4623. DOI: 10.1088/0031-9155/55/16/001.
- Buffett, B. A. (2000). “Earth’s Core and the Geodynamo”. In: *Science* 288.5473, pp. 2007–2012. DOI: 10.1126/science.288.5473.2007.
- Canicattì, Eliana et al. (2021). “A Numerical Exposure Assessment of Portable Self-Protection, High-Range and Broadband Electromagnetic Devices”. In: *IEEE Open Journal of Antennas and Propagation* 2, pp. 524–535. DOI: 10.1109/OJAP.2021.3072548.
- Cavaglià, Marco e Jack A. Tuszynski (gen. 2026). “A Unified Holographic Framework for neural computation and consciousness: From lipid membranes to the Schumann resonance”. In: *BioSystems* 259, p. 105669. DOI: 10.1016/j.biosystems.2025.105669.
- CEI (2008). *CEI EN 62226-3-1:2008-09. Exposure to Electric Fields – Analytical and 2D Numerical Models*. Norma Tecnica CEI EN 62226-3-1. Edizione italiana della norma EN 62226-3-1:2007. Milano, Italia: Comitato Elettrotecnico Italiano (CEI).
- Chitanvis, Shirish M (2006). “Vibrational excitation of DNA in the terahertz range”. In: *Physical Review E* 74.4, p. 041917. DOI: 10.1103/PhysRevE.74.041917.
- Chizmadzhev, Yury A. e Vladimir L. Indenbom (2004). *Electrical Properties of Biological Membranes*. Testo chiave per la comprensione delle discontinuità elettriche a scala microscopica. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Christ, A., M. Gosselin, M. Christopoulou et al. (2010). “Age-dependent tissue-specific exposure of cell phone users”. In: *Physics in Medicine & Biology* 55.7, pp. 1767–1783. DOI: 10.1088/0031-9155/55/7/001.
- Clarke, Dominic, Erica L. Morley e Daniel Robert (2017). “The bee, the flower, and the electric field: electric ecology and aerial electroreception”. In: *Journal of Comparative Physiology A* 203.9. Open access publication on the electrostatic interactions, pp. 737–748. DOI: 10.1007/s00359-017-1176-6. URL: <https://doi.org/10.1007/s00359-017-1176-6>.
- Clery, D. (2002). “A wave of terror”. In: *Science* 297.5579, pp. 761–762. DOI: 10.1126/science.297.5579.761.
- Cleveland, R. F. e T. W. Athey (1989). “Specific absorption rate (SAR) determination using a human head phantom”. In: *Bioelectromagnetics* 10.2, pp. 173–186. DOI: 10.1002/bem.2250100206.
- Crozier, Richard e Markus Mueller (2016). “A new MATLAB and octave interface to a popular magnetics finite element code”. In: *2016 XXII International Conference on Electrical Machines (ICEM)*, pp. 1251–1256. DOI: 10.1109/ICELMACH.2016.7732685.
- Cuccurazzu, B. e et al. (2010). “Exposure to extremely low-frequency (50 Hz) electromagnetic fields enhances adult hippocampal neurogenesis in mice”. In: *Experimental Neurology* 226, pp. 173–182.
- Dayan, Eran et al. (2013). “Noninvasive brain stimulation: from physiology to network dynamics and back”. In: *Nature Neuroscience* 16.7. Focus sulla dipendenza dello stato funzionale nella stimolazione cerebrale., pp. 838–844. DOI: 10.1038/nn.3422.
- Dimbylow, P. J. (2006). “Development of pregnant female voxel models for electromagnetic dosimetry”. In: *Physics in Medicine & Biology* 51.10, pp. 2383–2394. DOI: 10.1088/0031-9155/51/10/001.

- Dimbylow, P. J. (2007). “Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of electromagnetic absorption”. In: *Physics in Medicine and Biology* 52.23, pp. 7085–7106. DOI: 10.1088/0031-9155/52/23/017.
- Dispense del corso di Elettromagnetismo Applicato (2026). *Politecnico di Torino*. Materiale didattico del corso 01NKUXU. Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Elettrica, accesso tramite portale didattico.
- DuBois, Eugene F. (1941). “The Temperature of the Human Body”. In: *Journal of the American Medical Association* 116.2, pp. 157–161. DOI: 10.1001/jama.1941.02820020001001.
- Durney, C. H. (1986a). *Electromagnetic Dosimetry for Biological Research*. Boca Raton, FL: CRC Press.
- (1986b). “Electromagnetic Dosimetry for Models of Humans and Animals: A Review”. In: *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*. A cura di C. Polk e E. Postow. Riferimento fondamentale per i modelli numerici e i criteri di validazione sperimentale. Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 71–113.
- Falcioni, L. e et al. (2018). “Report of final results regarding brain and heart tumors in Sprague-Dawley rats”. In: *Environmental Research* 165, pp. 496–503.
- Fischer, Bernd M, Markus Walther e Peter Uhd Jepsen (2005). “Terahertz time-domain spectroscopy of carbohydrates in the temperature range from 10 to 300 K”. In: *Physics in Medicine & Biology* 50.15, pp. 3471–3481. DOI: 10.1088/0031-9155/50/15/001.
- Foster, Kenneth R. e Roland Glaser (2000). “Thermal mechanisms of interaction of radiofrequency energy with biological systems”. In: *Arbeitsphysiologie* 113. Discussione sui presupposti dei modelli passivi e termici., pp. 553–570.
- Foster, Kenneth R. e Herman P. Schwan (1989). “Mechanisms of interaction of radiofrequency energy with biological systems”. In: *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17.1, pp. 25–104.
- Fröhlich, Herbert (1975). “The extraordinary dielectric properties of biological materials and the action of enzymes”. In: *Physics Letters A* 51.1, pp. 21–22. DOI: 10.1016/0375-9601(75)90393-0.
- Gabriel, C. (2009). *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*. Rapp. tecn. NPL Report NPL-AL-09. Updated parametric models for dielectric properties of human tissues up to 100 GHz. Teddington, Middlesex, UK: IFAC, NPL (Institute for Applied Physics e National Physical Laboratory). URL: <https://niremf.ifac.cnr.it/docs/DIELECTRIC/home.html>.
- Gabriel, S., R. W. Lau e C. Gabriel (1996). “The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey, II. Measurement in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues”. In: *Physics in Medicine and Biology* 41.11. Series of three seminal papers detailing tissue permittivity and conductivity models across the RF spectrum, pp. 2231–2293. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
- Gallerano, Giuseppe P et al. (2004). “The THz-BRIDGE project: An investigation of the biological effects of terahertz radiation”. In: *Terahertz Science and Technology* 1, pp. 1–20.
- Galvani, Luigi (1791). *De viribus electricitatis in motu musculari commentarius*. Latin. Reprinted in: Burndy Library Publications, Cambridge, MA. Bononiae: Ex Typographia Instituti Scientiarum.

- Gandhi, O. P. e A. Riazi (1986). “Absorption of millimeter waves by human skin”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 33.8, pp. 745–749. DOI: 10.1109/TBME.1986.325895.
- Gandhi, Om P. (1983). *Biological Effects and Medical Applications of Electromagnetic Energy*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall. ISBN: 978-0130760662.
- Glatzmaier, G. A. e P. H. Roberts (1995). “A three-dimensional self-consistent computer simulation of a geomagnetic field reversal”. In: *Nature* 377, pp. 203–209. DOI: 10.1038/377203a0.
- Goldberg, A. (2018). *Electroporation in Biological Systems*. Berlin, Germany: Springer.
- Gowrishankar, T. R. et al. (2006). “Microdosimetry for conventional and supra-electroporation in cells with organelles”. In: *Biochemical and Biophysical Research Communications* 341.4, pp. 1266–1276. DOI: 10.1016/j.bbrc.2006.01.066.
- Hameroff, S. e R. Penrose (2014). “Consciousness in the universe: A review of the ‘Orch OR’ theory”. In: *Physics of Life Reviews* 11, pp. 39–78.
- Hand, J. W. et al. (2006). “Prediction of specific absorption rate in mother and fetus associated with MRI examinations”. In: *Magnetic Resonance in Medicine* 55.4, pp. 883–893. DOI: 10.1002/mrm.20822.
- Haron, Arifa et al. (2025). “Histopathological Effects Of 4G And 5G Electromagnetic Radiations On Liver Tissue”. In: *Journal of Rawalpindi Medical College* 29.2. DOI: 10.37939/jrmc.v29i2.2773.
- Hertz, Heinrich Rudolf (1888). “On electromagnetic waves in air and their reflection”. In: *Annalen der Physik* 270.7, pp. 601–623. DOI: 10.1002/andp.18882700706.
- Heugen, Udo et al. (2007). “Extended hydration shells around proteins: Dielectric response and transition from bulk water to protein hydration”. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences* 104.30, pp. 12324–12329. DOI: 10.1073/pnas.0704035104.
- Hille, Bertil (2001). *Ion Channels of Excitable Membranes*. 3rd. Il testo di riferimento mondiale per la dinamica elettrica dei canali ionici. Sunderland, MA: Sinauer Associates.
- Hodgkin, Alan L e Andrew F Huxley (1952). “A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve”. In: *The Journal of Physiology* 117.4. Modello fondamentale per la scomposizione delle correnti di membrana in componenti capacitive e ioniche., pp. 500–544. DOI: 10.1113/jphysiol.1952.sp004764.
- Hu, B. B. e M. C. Nuss (1995). “Imaging with terahertz waves”. In: *Optics Letters* 20.16, pp. 1716–1718. DOI: 10.1364/OL.20.001716.
- Hu, Qin e R. P. Joshi (2009). “Analysis of Intense, Subnanosecond Electrical Pulse-Induced Transmembrane Voltage in Spheroidal Cells With Arbitrary Orientation”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 56.6, pp. 1617–1626. DOI: 10.1109/TBME.2009.2015459.
- ICNIRP (2009). “Guidelines on Limits of Exposure to Static Magnetic Fields”. In: *Health Physics* 96.4, pp. 504–514. DOI: 10.1097/HP.0b013e3181a1f2c5.
- (2010). “Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz)”. In: *Health Physics* 99.6. Covers exposure limits for low-frequency electromagnetic fields, including nerve stimulation and contact currents, pp. 818–836. DOI: 10.1097/HP.0b013e3181f06c86.

- ICNIRP (2020). “Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz–300 GHz)”. In: *Health Physics* 118.5, pp. 483–524. DOI: 10.1097/HP.0000000000001210.
- IEEE (2019). *IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields, 0 Hz to 300 GHz*. Piscataway, NJ: IEEE Standards Association.
- Joshi, R. P., Q. Hu et al. (2004). “Simulations of Electroporation Dynamics in Spherical Cells”. In: *Physical Review E* 69.5, p. 051901. DOI: 10.1103/PhysRevE.69.051901.
- Joshi, R. P. e K. H. Schoenbach (2012). “Pulsed Electric Fields in Biological Cells and Membranes”. In: *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. A cura di James C. Lin. Capitolo 2. Include modelli di porazione dinamica, proprietà dielettriche e risposta tempo-dipendente delle membrane cellulari. Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 71–114. ISBN: 978-1-4398-5999-5.
- Kainz, W. et al. (2003). “Effects of anatomical differences on RF energy absorption in human models”. In: *Physics in Medicine & Biology* 48.10, pp. 1421–1436. DOI: 10.1088/0031-9155/48/10/315.
- Kammersgaard, Nikolaj P. B. et al. (2016). “Validity of PEC approximation for on-body propagation”. In: *2016 10th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, pp. 1–4. DOI: 10.1109/EuCAP.2016.7481299.
- Karpowicz, N. et al. (2005). “Compact continuous-wave subterahertz system for inspection applications”. In: *Applied Physics Letters* 86.5, p. 054105. DOI: 10.1063/1.1855413.
- Kasparyan, G. e J. S. Hub (2021). “Free-energy landscape of electroporation from molecular simulations”. In: *Proceedings of the National Academy of Sciences* 118.17. DOI: 10.1073/pnas.2101343118.
- Kaune, W. T. e R. D. Phillips (1980). “Comparison of the coupling of grounded humans, swine and rats to vertical, 60-Hz electric fields”. In: *Bioelectromagnetics* 1.2, pp. 117–129. DOI: 10.1002/bem.2250010203.
- Kim, Han et al. (2017). “Inclusion of thin target and source regions in alimentary and respiratory tract systems of mesh-type ICRP adult reference phantoms”. In: *Physics in Medicine & Biology* 62.6, pp. 2486–2508. DOI: 10.1088/1361-6560/aa5b72.
- Kim, Ju et al. (apr. 2021). “Activation of matrix metalloproteinases and FoxO3a in HaCaT keratinocytes by radiofrequency electromagnetic field exposure”. In: *Scientific Reports* 11. DOI: 10.1038/s41598-021-87263-2.
- Kotnik, T. et al. (2019). “Membrane electroporation and electropermeabilization: mechanisms and models”. In: *Annual Review of Biophysics* 48, pp. 63–91. DOI: 10.1146/annurev-biophys-052118-115438.
- Kwon, Myoung Soo, Heikki Hämäläinen e Satu K. Jääskeläinen (2008). “Effects of mobile phone electromagnetic fields on the human brain”. In: *Progress in Neurobiology* 86.1, pp. 1–23. DOI: 10.1016/j.pneurobio.2008.03.001.
- Larmor, J. (1919). “How Could a Rotating Body Such as the Sun Become a Magnet?” In: *Reports of the British Association for the Advancement of Science*. Earliest formulation of the dynamo hypothesis, pp. 159–160.
- Lefaucheur, Jean-Pascal et al. (2014). “Evidence-based guidelines on the therapeutic use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS)”. In: *Clinical Neurophysiology* 125.11. Linee guida europea fondamentali per le applicazioni cliniche della rTMS., pp. 2150–2206. DOI: 10.1016/j.clinph.2014.05.021.

- Leitner, David M, Martina Havenith e Martin Gruebele (2008). “Water-protein dynamics and interactions in the terahertz region”. In: *HFSP Journal* 2.6, pp. 314–323. DOI: 10.2976/1.2987582.
- Lin, James C. (2000). “Mechanisms of Field Coupling into Biological Systems at ELF and RF Frequencies”. In: *Advances in Electromagnetic Fields in Living Systems*. A cura di James C. Lin. Vol. 3. New York: Kluwer Academic / Plenum Publishers, pp. 1–38.
- (2012). “Coupling of Electromagnetic Fields into Biological Systems”. In: *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. A cura di James C. Lin. Capitolo 1. Introduzione ai principi di accoppiamento elettromagnetico, condizioni al contorno e modelli di dosimetria. Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 1–70. ISBN: 978-1-4398-5999-5.
- Ma, Q. e et al. (2014). “Extremely low-frequency electromagnetic fields promote in vitro neuronal differentiation and neurite outgrowth of embryonic neural stem cells via up-regulating TRPC1”. In: *PloS One* 9.3, e93505.
- Marconi, Guglielmo (1901). “Transatlantic Wireless Telegraphy”. In: *Proceedings of the Royal Institution of Great Britain* 16. First demonstration of long-distance radio transmission, pp. 173–187.
- Markelz, Andrea G, Adrian Roitberg e Edwin J Heilweil (2000). “Pulsed terahertz spectroscopy of DNA, bovine serum albumin, and collagen”. In: *Chemical Physics Letters* 320.1-2, pp. 42–48. DOI: 10.1016/S0009-2614(00)00227-X.
- Markov, Marko S. (2007). “Pulsed electromagnetic field therapy: History, state of the art and future”. In: *The Environmentalist* 27.4. Sintesi sulle applicazioni ortopediche e la variabilità dei parametri di esposizione., pp. 465–475. DOI: 10.1007/s10669-007-9128-2.
- Marrink, Siewert J. et al. (2019). “Computational Modeling of Realistic Cell Membranes”. In: *Chemical Reviews* 119.9, pp. 6184–6226. DOI: 10.1021/acs.chemrev.8b00460.
- Maxwell, James Clerk (1865). “A dynamical theory of the electromagnetic field”. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* 155, pp. 459–512. DOI: 10.1098/rstl.1865.0008.
- (1873). *A Treatise on Electricity and Magnetism*. Oxford, UK: Clarendon Press.
- Mir, Laurent M. (2008). “Electroporation-based gene therapy: Recent evolution in the mechanism description and technology developments”. In: *Bioelectrochemistry* 53.1, pp. 1–10. DOI: 10.1016/j.bioelechem.2008.01.001.
- Morabito, C. e et al. (2010). “Effects of ELF-EMF, 50 Hz, 0.1-1 mT on C2C12 myoblasts differentiation”. In: *Bioelectromagnetics* 31.8, pp. 613–626.
- Mould, R. F. (1995). “The discovery of X-rays and their early medical applications”. In: *Physics in Medicine & Biology* 40.11, pp. 1741–1749. DOI: 10.1088/0031-9155/40/11/001.
- Nagaoka, T., S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda e M. Taki (2006). “Voxel-based whole-body models of Japanese adults for electromagnetic dosimetry”. In: *Proceedings of the 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. New York, NY, USA, pp. 4030–4033. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.259504.
- Nagaoka, T., S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe et al. (2007). “Development of realistic voxel models of Japanese adult males and females”. In: *Physics in Medicine & Biology* 52.22, pp. 6731–6745. DOI: 10.1088/0031-9155/52/22/011.

- National Toxicology Program (2018). *NTP technical report on the toxicity studies of cell phone radiofrequency radiation*. Rapp. tecn. TR 595. U.S. Department of Health e Human Services.
- Occhipinti, Andrea e Alessandro De Santis (2014). “Magnetoreception: An Unavoidable Step for Plant Evolution?” In: *Plant Signaling & Behavior* 9.1. Consultato nel Gennaio 2026, e27754. DOI: 10.4161/psb.27754.
- Olshevskaya, Julia S et al. (2008). “Effect of THz radiation on structure and function of neurons”. In: *Terahertz Science and Technology* 1.4, pp. 197–206.
- Pakhomov, A. G. e et al. (1998). “Current state and implications of research on biological effects of millimeter waves”. In: *Bioelectromagnetics* 19, pp. 393–413.
- Pal, Samir Kumar et al. (2002). “Hydration dynamics of proteins and peptides”. In: *The Journal of Physical Chemistry B* 106.48, pp. 12376–12395. DOI: 10.1021/jp0213506.
- Pall, Martin L. (2013). “Electromagnetic fields act via activation of voltage-gated calcium channels to produce beneficial or adverse effects”. In: *Journal of Cellular and Molecular Medicine* 17.8. Propone il meccanismo di attivazione dei canali VGCC come sensore primario degli EMF., pp. 958–965. DOI: 10.1111/jcmm.12088.
- Palombini, Felipe et al. (gen. 2020). “Combining numerical models and discretizing methods in the analysis of bamboo parenchyma using finite element analysis based on X-ray microtomography”. In: *Wood Science and Technology* 54, pp. 161–186. DOI: 10.1007/s00226-019-01146-4.
- Pickwell-MacPherson, Eleanor e Anthony J. Fitzgerald (2014). “Terahertz imaging of biological tissue”. In: *Physics in Medicine & Biology* 59.23, R245–R271. DOI: 10.1088/0031-9155/59/23/R245.
- Pitò, Giuseppe (lug. 2025). “Evaluation of Magnetic and Electric Fields in High Voltage Substations: Development of a model for Safety Assessment and regulatory compliance”. Relatore: Prof. Aldo Canova. Tesi di Laurea Magistrale. Torino, Italia: Politecnico di Torino. URL: <http://webthesis.biblio.polito.it/id/eprint/35809>.
- Pohl, Herbert A. (2010). *Dielectrophoresis: The Behavior of Neutral Matter in Non-uniform Electric Fields*. Descrizione fisica delle forze agenti su scala cellulare, fondamentale per gli effetti non-lineari. Cambridge University Press.
- Pollack, Gerald H. (2013). *The Fourth Phase of Water: Beyond Solid, Liquid, and Vapor*. Fondamentale per la discussione sull’acqua interfaciale e le proprietà elettriche alle superfici biologiche. Ebner e Sons.
- Rappaport, Theodore S. et al. (2017). “Overview of Millimeter Wave Communications for Fifth-Generation (5G) Wireless Networks”. In: *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 65.12, pp. 6213–6230. DOI: 10.1109/TAP.2017.2734243.
- Reilly, J. Patrick (1998). *Applied Bioelectricity: From Electrical Stimulation to Electropathology*. 1<sup>a</sup> ed. New York, NY: Springer. ISBN: 978-0-387-98407-0. DOI: 10.1007/978-1-4612-1664-3.
- Romero, M. C. et al. (2019). “Neural effects of transcranial magnetic stimulation at the single-cell level”. In: *Nature Communications* 10.1. Studio fondamentale sulla risposta dei singoli neuroni corticali alla stimolazione magnetica., p. 2642. DOI: 10.1038/s41467-019-10638-7. URL: <https://doi.org/10.1038/s41467-019-10638-7>.
- Rossini, P. M. et al. (2015). “Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures

- for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee”. In: *Clinical Neurophysiology* 126.6, pp. 1071–1107. DOI: 10.1016/j.clinph.2015.02.001.
- Sallam, A. A. e et al. (2018). “The effect of pulsed electromagnetic field on the proliferation and differentiation of osteoblasts: A systematic review”. In: *Bioelectromagnetics* 39.1, pp. 3–15.
- Scarfi, Maria Rosaria et al. (2003). “Evaluation of genotoxic effects in human lymphocytes exposed to high-peak-power pulsed millimeter waves”. In: *Bioelectromagnetics* 24.3, pp. 170–177. DOI: 10.1002/bem.10082.
- Schwan, Herman P. (1994). “Mechanisms of interaction of electromagnetic fields with cells and tissues”. In: *Advances in Biological and Medical Physics* 10. Analisi storica sui limiti dei modelli mediati e le proprietà dielettriche dei tessuti., pp. 1–13.
- Sekiba, Yoichi et al. (2023). “Calculation of Electric Field Induced in the Human Body for Simultaneous Exposure to Spatially Uniform ELF Electric and Magnetic Fields With a Phase Difference”. In: *IEEE Access* 11, pp. 95455–95466. DOI: 10.1109/ACCESS.2023.3311517.
- Shafahi, M. e K. Vafai (2011). “Human thermal modeling and the effect of internal heat generation”. In: *International Journal of Heat and Mass Transfer* 54.1–3, pp. 543–555. DOI: 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2010.08.032.
- Shigemitsu, Tsukasa e Kenichi Yamazaki (2012). “Interaction of Extremely Low-Frequency Electromagnetic Fields with Biological Systems”. In: *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. A cura di James C. Lin. Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 197–260. ISBN: 978-1-4398-5999-5.
- Stuchly, M. A. e A. Kraszewski (1982). “Biophysical Aspects of Electromagnetic Energy Absorption and Biological Interaction”. In: *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 9.1. Rassegna classica sulla dosimetria dei campi ELF e RF, pp. 1–42.
- Stuchly, S. S. et al. (1987). “Energy deposition in a human body exposed to radiofrequency fields”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 34.10, pp. 746–756. DOI: 10.1109/TBME.1987.326096.
- Tarek, M. (2005). “Membrane electroporation: A molecular dynamics perspective”. In: *Biophysical Journal* 88, pp. 4045–4053. DOI: 10.1529/biophysj.104.050773.
- Taylor, Z. D. et al. (2008). “THz medical imaging: in vivo hydration sensing”. In: *Optics Letters* 33.11, pp. 1258–1260. DOI: 10.1364/OL.33.001258.
- Tesla, Nikola (1893). *Experiments with Alternate Currents of Very High Frequency and Their Application to Methods of Artificial Illumination*. Lecture delivered before the Institution of Electrical Engineers, London, 1892. New York: The Electrical Engineer.
- Tieleman, D. P. (2003). “The molecular basis of electroporation”. In: *Biophysical Journal* 84, pp. 63–69. DOI: 10.1016/S0006-3495(03)74833-2.
- Tonti, E. (2001). “A finite formulation for electromagnetic field”. In: *IEEE Transactions on Magnetics* 37.5, pp. 3159–3162. DOI: 10.1109/20.952565.
- (2002). “Finite formulation of electromagnetic field”. In: *IEEE Transactions on Magnetics* 38.2, pp. 333–336. DOI: 10.1109/20.996090.
- (2013). *The Mathematical Structure of Classical and Relativistic Physics: A General Classification Diagram*. New York, NY: Birkhäuser. ISBN: 978-1-4614-7421-0. DOI: 10.1007/978-1-4614-7422-7.

- Tonti, Enzo (maggio 2000). “Formulazione finita dell’elettromagnetismo”. Dispensa per il ciclo di lezioni: “Formulazione finita dell’elettromagnetismo partendo dai fatti sperimentali”, Università di Udine. Trieste, Italia. URL: <http://www.dic.univ.trieste.it/persweb/tonti/>.
- Ueno, Shoogo (2006). “Biomagnetics: It all started with magnetic sensations”. In: *Bioelectromagnetics* 27.1. Analisi delle strutture subcellulari e della loro risposta ai campi., pp. 1–16.
- Ueno, Shoogo e Hideyuki Okano (2012). “Static, Low-Frequency, and Pulsed Magnetic Fields in Biological Systems”. In: *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. A cura di James C. Lin. Capitolo 3. Analisi dei campi magnetici statici e pulsati, meccanismi di interazione e applicazioni biomediche. Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 115–196. ISBN: 978-1-4398-5999-5.
- Università degli Studi di Parma (2018). *Seminario di Formazione sui Campi Elettromagnetici (CEM) – Parte 1*. Slide didattiche, consultato nel Gennaio 2026. URL: [https://www.unipr.it/sites/default/files/allegatiparagrafo/15-03-2018/seminario\\_formazione\\_cem\\_parte\\_1.pdf](https://www.unipr.it/sites/default/files/allegatiparagrafo/15-03-2018/seminario_formazione_cem_parte_1.pdf).
- Volta, Alessandro (1800). “On the electricity excited by the mere contact of conducting substances of different kinds”. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* 90, pp. 403–431. DOI: 10.1098/rstl.1800.0018.
- Wakim, Suzanne e Mandeep Grewal (2020). *Human Biology: Discovery of Cells and Cell Theory*. Accessed: 2026-02-11. Prodotto originariamente da CK-12 Foundation sotto licenza CC BY-NC 3.0. URL: <https://humanbiology.pressbooks.tru.ca/chapter/4-2-discovery-of-cells-and-cell-theory/>.
- Walther, Markus et al. (2002). “Far-infrared vibrational spectra of crystalline saccharides”. In: *Chemical Physics Letters* 332.5-6, pp. 389–395. DOI: 10.1016/S0009-2614(02)01726-5.
- Wang, G. e et al. (2017). “Memristive electromagnetic induction effects on hopping firing of a Hindmarsh-Rose neuron”. In: *Complexity* 2017.
- Wang, Qing et al. (1994). “Vibrational coherence in the quantum yield of photoreactions: Isomerization of rhodopsin”. In: *Science* 266.5184, pp. 422–424. DOI: 10.1126/science.7939680.
- Wiat, J. et al. (2005). “Analysis of RF exposure in the head tissues of a fetus from a mobile phone”. In: *Physics in Medicine & Biology* 50.15, pp. 3639–3651. DOI: 10.1088/0031-9155/50/15/021.
- Wilmink, G. J. e J. E. Grundt (2011). “Current State of Research on Biological Effects of Terahertz Radiation”. In: *Journal of Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves* 32.10, pp. 1074–1122. DOI: 10.1007/s10762-011-9794-5.
- Wilmink, Gerald J. e Jessica E. Grundt (2012). “Terahertz Radiation: Sources, Applications, and Biological Effects”. In: *Electromagnetic Fields in Biological Systems*. A cura di James C. Lin. Capitolo 7. Analisi delle sorgenti terahertz, interazione con i tessuti biologici e prospettive applicative in medicina e sicurezza. Boca Raton, FL: CRC Press, pp. 369–420. ISBN: 978-1-4398-5999-5.
- Woodward, R. M. et al. (2003). “Terahertz pulse imaging of ex vivo basal cell carcinoma”. In: *Journal of Investigative Dermatology* 120.1, pp. 72–78. DOI: 10.1046/j.1523-1747.2003.12010.x.

- Wu, D. et al. (2006). “Numerical study of RF exposure and SAR in realistic human models”. In: *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* 54.8, pp. 3385–3394. DOI: 10.1109/TMTT.2006.877873.
- Xiao, Ming et al. (2017). “Millimeter Wave Communications for Future Mobile Networks”. In: *IEEE Communications Magazine* 55.3, pp. 88–94. DOI: 10.1109/MCOM.2017.1600378CM.
- Xie, Aihua et al. (2002). “Terahertz time-domain spectroscopy of biomolecular conformational dynamics”. In: *Physical Review Letters* 88.1, p. 018102. DOI: 10.1103/PhysRevLett.88.018102.
- Zeni, Olga et al. (2007). “Cytogenetic observations in human lymphocytes exposed to self-modulated pulses from a high-power free electron laser”. In: *Radiation Research* 167.4, pp. 486–492. DOI: 10.1667/RR0731.1.
- Zhang, Y. et al. (2023). “Neurobiological effects and mechanisms of magnetic fields: A review from 2000 to 2023”. In: *CNS Neuroscience & Therapeutics* 29.12. Analisi critica dei meccanismi di interazione tra campi magnetici e sistemi neurali, pp. 3663–3682. DOI: 10.1111/cns.14410. URL: <https://doi.org/10.1111/cns.14410>.