



**UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE**  
**Facoltà di Ingegneria**

**Corso di Laurea in:**  
**INGEGNERIA BIOMEDICA**

Tesi di Laurea:

**Analisi FDTD dell'influenza di diffusori sulla  
focalizzazione di campi elettromagnetici nel  
corpo umano**

**FDTD analysis of scatter effects on the  
electromagnetic field focusing in human body**

Candidato:  
Filippo D'Agostino

Relatore:  
Prof. Valter Mariani Primiani

Correlatore:  
Prof. Franco Moglie

*Anno Accademico 2020-2021*



# INDICE

INTRODUZIONE.....	5
1.FINITE-DIFFERENCE-TIME-DOMAIN (FDTD) .....	7
1.1 Principio di funzionamento.....	7
1.2 Limiti FDTD .....	8
2.TIME REVERSAL.....	9
2.1 Descrizione test.....	9
2.2 Ambiente riverberante.....	12
3.PROPRIETÀ ELETTRICHE DEI TESSUTI.....	13
3.1 Permittività dielettrica dei tessuti.....	13
3.3 Geometria del corpo (Zubal Phantom) .....	15
4 RISULTATI .....	17
4.1 Simulazione dell'avambraccio.....	17
4.2 Simulazione con l'inserimento di diffusori.....	18
5 CONCLUSIONI.....	20
BIBLIOGRAFIA.....	22

# INDICE DELLE FIGURE

Figura 1.1: cella di Yee.....	8
Figura 2.1: geometria dell'ambiente riverberante.....	9
Figura 2.2: esempio di sistema lineare.....	9
Figura 2.3: sistema lineare dopo aver applicato il Time Reversal.....	11
Figura 2.4: esempio di applicazione del Time Reversal.....	11
Figura 2.5: distribuzione dei modi all'interno di una camera riverberante caotica.....	12
Figura 3.1: variazione della permittività elettrica dei tessuti all'aumentare della frequenza.....	14
Figura 3.2: a sinistra l'indicizzazione dei tessuti, a destra i valori di conducibilità e permittività dei tessuti stessi.....	15
Figura 3.3: a sinistra il modello dello Zubal Phantom, a destra il modello dell'avambraccio estratto.....	16
Figura 4.1: simulazione diretta con conducibilità $\sigma = \frac{\sigma}{100}$ di quella reale.....	17
Figura 4.2: simulazione inversa con conducibilità $\sigma = \frac{\sigma}{100}$ di quella reale.....	18
Figura 4.3: simulazione diretta con l'inserimento di un diffusore.....	18
Figura 4.4: simulazione inversa con l'inserimento di un diffusore.....	19
Figura 4.5: rappresentazione nel tempo dei tre segnali analizzati.....	20

## Introduzione

I campi elettromagnetici hanno trovato da tempo un largo utilizzo in medicina, sia in sala operatoria sia in campo terapeutico o prettamente diagnostico.

La loro scoperta risale al 1887 grazie alle ricerche del fisico Heinrich Hertz, che riuscì a produrre e rilevare le onde elettromagnetiche di cui Maxwell aveva previsto l'esistenza. Successivamente, Guglielmo Marconi mise a punto un dispositivo radio che permetteva la trasmissione di segnali a distanza per via elettromagnetica, dando una base per la realizzazione delle odierne connessioni senza fili (wireless); inoltre, fu l'inventore della prima forma di radioterapia: la "Marconiterapia", procedimento terapeutico che consiste nel sottoporre parti di un organismo all'azione di onde elettromagnetiche ultracorte alla frequenza di 27.12 MHz al fine di generare calore nella zona desiderata per la cura di pazienti affetti da problemi come reumatismi, artrosi o fratture.

In seguito a questa scoperta sono state sviluppate diverse tecniche terapeutiche e diagnostiche come: l'ipertermia microonde impiegata per la cura di tumori sfruttando il fatto che alcuni tipi di cellule tumorali essendo più giovani resistono meno a un innalzamento di temperatura a 41-43°C rispetto alle cellule sane; l'ablazione cardiaca per la rimozione di piccole parti di tessuto atriale responsabili delle aritmie cardiache; la risonanza magnetica per l'acquisizione di immagini diagnostiche.

Al giorno d'oggi lo studio sulla focalizzazione dei campi elettromagnetici rimane un argomento centrale per lo sviluppo della medicina contemporanea, nonostante la popolazione, a causa della diffusione di dispositivi elettronici come gli smartphone, sia diventata più sensibile riguardo l'esposizione a questo tipo di onde dato che, in base all'intensità e alle frequenze utilizzate, non è escluso che possa causare effetti non termici nocivi sul nostro organismo.

Più nel dettaglio, l'interazione tra onde elettromagnetiche e corpo umano può essere descritta da una serie di funzioni complesse con numerosi parametri. Le onde elettromagnetiche sono caratterizzate da una frequenza, un'intensità di campo elettromagnetico e da una direzione; invece, per quanto riguarda i tessuti biologici, sappiamo che sono suddivisi in vari strati ed ogni strato presenta delle proprietà chimico-fisiche diverse che garantiscono un tasso di assorbimento delle radiazioni diverso a seconda

del sito anatomico di nostro interesse.

Per effettuare lo studio sulla focalizzazione si utilizza così la tecnica del Time Reversal che permette la concentrazione di onde elettromagnetiche in una specifica posizione e in un determinato istante di tempo. In questo elaborato valuteremo, attraverso simulazioni FDTD, come la presenza di diffusori, all'interno di una cavità risonante, possa influenzare la focalizzazione, applicando la succitata tecnica del Time Reversal.

# 1. Finite-Difference-Time-Domain (FDTD)

In questo capitolo verrà esposto il principio di funzionamento dell'algoritmo FDTD, utilizzato per la risoluzione numerica delle equazioni di Maxwell per i campi elettromagnetici.

$$\begin{aligned}\nabla \cdot \mathbf{E} &= \frac{\rho}{\varepsilon_0} \\ \nabla \cdot \mathbf{H} &= 0 \\ \nabla \times \mathbf{E} &= -\mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} \\ \nabla \times \mathbf{H} &= \varepsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} + \mathbf{J}\end{aligned}$$

## 1.1 Principio di funzionamento

L'algoritmo di Finite Difference Time Domain (FDTD), originariamente introdotto da K. S. Yee nel 1966 [1], si basa sulla discretizzazione dello spazio attraverso l'inserimento di una griglia rettangolare strutturata da varie celle. Nello spazio tridimensionale ogni cella della griglia ha dimensioni  $\Delta x, \Delta y$  e  $\Delta z$  per ogni asse cartesiano e le coordinate, di un qualsiasi nodo della griglia, possono essere espresse in forma discreta come:  $(x, y, z)_{i,j,k} = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z)$ , dove  $i, j$  e  $k$  sono numeri interi e  $\Delta x, \Delta y$  e  $\Delta z$  sono gli incrementi spaziali nelle rispettive direzioni. Il tempo viene discretizzato come  $t = n\Delta t$ , con  $\Delta t$  incremento temporale, e una generica funzione  $f(x, y, z, t)$  può esprimere un qualsiasi nodo nello spazio discreto in un determinato istante usando la notazione:

$$f(x, y, z, t) = f(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = f_{i,j,k}^n \quad (1)$$

Con la creazione di questa griglia uniforme la proiezione del vettore del campo elettrico è parallela ai bordi della griglia, mentre il campo magnetico risulta perpendicolare ad ogni faccia della griglia, come mostrato in Figura 1.1. Successivamente, per l'implementazione di questo algoritmo, le equazioni di Maxwell vengono discretizzate nel dominio del tempo e conoscendo i valori d'ingresso del campo elettrico ( $\mathbf{E}$ ) e del campo magnetico ( $\mathbf{H}$ ) siamo in grado di valutare, in vari punti della griglia, i valori dei due campi istante per istante.

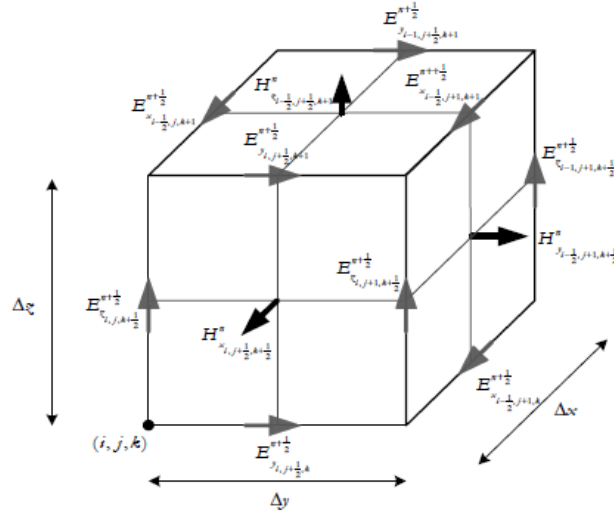


Figura 1.1: cella di Yee.

## 1.2 Vantaggi e limiti FDTD

Come abbiamo visto la tecnica Finite Difference Time-Domain ci offre una soluzione efficace e versatile per la risoluzione delle equazioni di Maxwell e ci permette di calcolare i valori istante per istante dei campi elettrici e magnetici, ma, allo stesso tempo, richiede una notevole potenza di calcolo e tempo di esecuzione poiché sia lo spazio che il tempo devono essere discretizzati.

Un altro problema è lo spazio che andiamo a considerare perché, se prendiamo in esame uno spazio aperto, l'algoritmo andrà a calcolare i valori dei campi per tutti i punti, cosa non possibile dato che i computer non posseggono uno spazio di archiviazione illimitato: per questo motivo viene limitata l'area di analisi andando a considerare le componenti del campo nullo al di fuori dello spazio di nostro interesse.

Nelle simulazioni effettuate questo problema è stato risolto considerando il valore del campo elettrico lungo i bordi uguale a zero, in quanto le pareti della scatola risonante riflettono completamente l'onda. Inoltre, la suddivisione dello spazio in celle ci ha permesso una rappresentazione più realistica dello studio sulla focalizzazione su un corpo visto che siamo andati a specificare le caratteristiche dielettriche dei tessuti biologici presi in esame, seppure al costo di un aumento di carico da parte del calcolatore [2].



## 2. Time Reversal

Come già detto nell'introduzione, la tecnica del Time Reversal consente la focalizzazione di onde, che siano acustiche o elettromagnetiche, in un determinato punto e in un preciso istante sfruttando la proprietà dell'inversione temporale. In questo capitolo ci concentreremo sulla descrizione del test effettuato e sull'ambiente riverberante.

### 2.1 Descrizione test

In principio il Time Reversal è stato proposto per applicazioni acustiche e solo in seguito utilizzato per studi sull'elettromagnetismo, soprattutto all'interno di camere riverberanti.

Consideriamo l'ambiente riflettente in Figura 2.1 dove all'interno sono presenti sia un'antenna log-periodica per la trasmissione del segnale sia un'antenna ricevente [3].

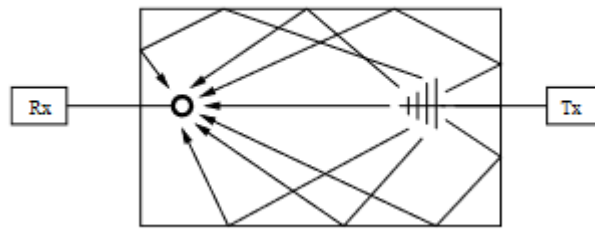


Figura 2.1: geometria dell'ambiente riverberante.

Questo ambiente può essere descritto attraverso un sistema lineare come in Figura 2.2, dove  $s_i(t)$  è il segnale d'ingresso,  $s_o(t)$  è il segnale d'uscita, mentre  $h(t)$  prende il nome di *risposta impulsiva* e rappresenta la risposta da parte del sistema ad un segnale impulsivo  $\delta(t)$  centrato in  $t = 0$  con  $\delta$  chiamata *delta di Dirac*.

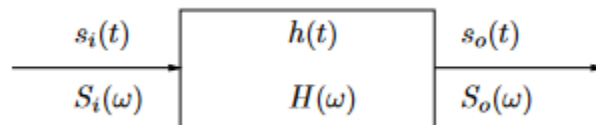


Figura 2.2: esempio di sistema lineare.

L'andamento della grandezza d'uscita può essere espresso attraverso la seguente relazione:

$$s_0(t) = \int_{-\infty}^{\infty} s_i(\tau)h(t - \tau)d\tau = s_i(t) * h(t) \quad (2)$$

Il simbolo “\*” rappresenta l'operatore di convoluzione tra il segnale d'ingresso e la risposta impulsiva del sistema. Lo stesso ragionamento può essere applicato andando a lavorare all'interno del dominio della frequenza utilizzando la trasformata di Fourier:

$$S_i(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s_i(t)e^{-i\omega t} dt \quad S_0(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s_0(t)e^{-i\omega t} dt \quad (3)$$

$S_i(\omega)$  e  $S_0(\omega)$  rappresentano rispettivamente la trasformata di Fourier del segnale d'ingresso e del segnale d'uscita. Nel dominio della frequenza all'equazione (2) può essere applicato il *teorema della convoluzione* che ci permette di calcolare l'uscita attraverso il prodotto tra l'ingresso e la risposta impulsiva:

$$S_0(\omega) = S_i(\omega)H(\omega) \quad (4)$$

La risposta impulsiva in frequenza può essere calcolata applicando la formula inversa:

$$H(\omega) = \frac{S_0(\omega)}{S_i(\omega)} \quad (5)$$

Per applicare la tecnica del Time Reversal prendiamo il segnale d'uscita  $s_0(t)$  e invertiamo l'asse dei tempi di modo che il segnale diventi  $s_0(-t)$  e produca un'uscita  $s_r(t)$  (Figura 2.3) che sarà uguale a:

$$s_r(t) = s_0(-t) * h(t) \quad (6)$$

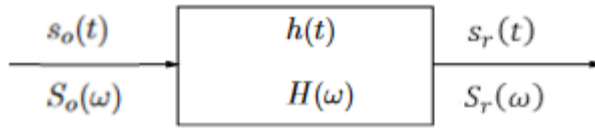


Figura 2.3: sistema lineare dopo aver applicato il Time Reversal.

Applicando la proprietà utilizzata in (4) e usando l'anti trasformata di Fourier otteniamo il segnale  $s_r(t)$  che corrisponde al segnale  $s_i(t)$  rovesciato:

$$s_r(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} [S_o^*(\omega)H(\omega)]e^{j\omega t}d\omega = s_i(t) \quad (7)$$

Attraverso questo sistema (Figura 2.4) è possibile, con il calcolo del segnale invertito, valutare la quantità di energia focalizzata, nel nostro caso, all'interno di una qualsiasi struttura biologica.

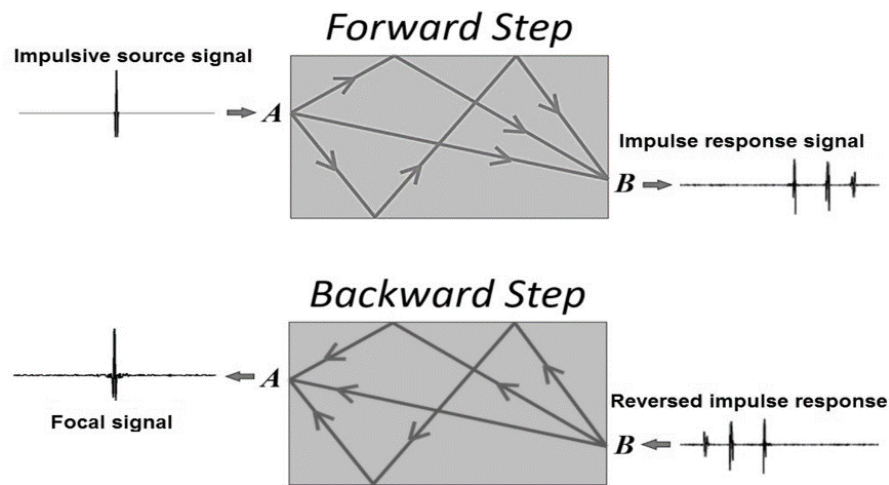
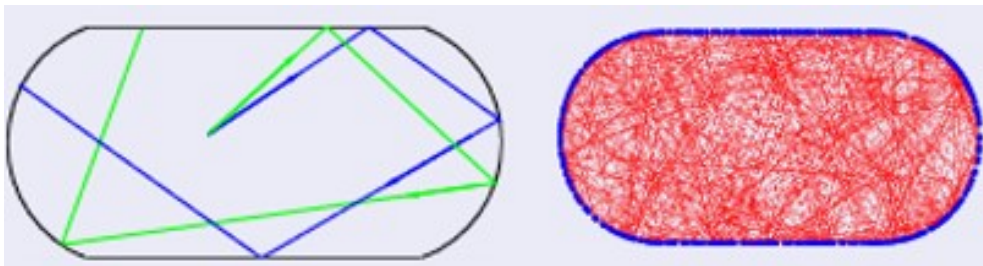


Figura 2.4: esempio di applicazione del Time Reversal.

## 2.2 Ambiente riverberante

Per effettuare le simulazioni FDTD e per applicare la tecnica del Time Reversal è necessario un ambiente che fornisca un campo statisticamente omogeneo per far sì che l'oggetto, preso in analisi per la focalizzazione, venga colpito istante per istante, all'interno dello spazio di lavoro, da onde piane aventi tutte le direzioni possibili di propagazione. Lo strumento che garantisce questo tipo di comportamento è la camera riverberante, una struttura rettangolare tipicamente in alluminio dove all'interno sono presenti degli agitatori/mescolatori che hanno la funzione di perturbare il campo elettromagnetico distribuendolo uniformemente per tutto lo spazio (Figura 2.5).

La struttura del campo elettromagnetico è descritta da numerosi modi che rendono il campo medio, all'interno della camera, abbastanza caotico da garantire una distribuzione omogenea delle onde in tutte le direzioni e migliorare la focalizzazione del segnale [4].



*Figura 2.5: distribuzione dei modi all'interno di una camera riverberante caotica.*

### 3. PROPRIETÀ ELETTRICHE DEI TESSUTI

I tessuti biologici possono essere divisi in base al loro comportamento elettrico in due categorie:

- Conduttori: sono presenti sul tessuto delle cariche libere di muoversi grazie all'effetto di un campo elettrico e questo movimento dà origine ad una corrente.
- Dielettrici: le cariche sono fisse mentre il campo esterno  $E_0$  tende ad orientare i dipoli generando un campo  $E_p$  che si oppone ad  $E_0$ .

#### 3.1 Permittività dielettrica dei tessuti

La *permittività dielettrica*, indicata con  $\varepsilon$ , è una grandezza fisica che descrive come un campo elettrico influenza oppure viene influenzato da un mezzo dielettrico. Nel nostro caso consideriamo i tessuti biologici come un dielettrico capace di immagazzinare e dissipare energia.

Un tessuto biologico è costituito da diversi strati di cellule che hanno proprietà elettriche diverse dovute alla loro morfologia. Per avere una conoscenza più approfondita riguardo queste proprietà bisogna soffermarsi sullo studio della *dosimetria elettromagnetica*, una disciplina tecnico-scientifica che si occupa di analizzare i meccanismi di accoppiamento tra un campo elettromagnetico ed un oggetto biologico.

L'utilizzo di codici di calcolo e degli elaboratori moderni ha molto migliorato le prestazioni di questo tipo di analisi, consentendo, da un lato, la rappresentazione di modelli sempre più accurati e realistici dei sistemi esposti, e, dall'altro, la risoluzione veloce ed efficiente di problemi elettromagnetici complessi.

Per la ricerca biomedica lo studio delle proprietà elettriche dei tessuti biologici si è rivelato interessante nonostante non sia esente da varie problematiche:

- Disomogeneità del tessuto: ogni tessuto biologico non è omogeneo perché composto da varie cellule e ciò può causare errori nelle misurazioni.
- Fattori fisiologici: percentuale di acqua o presenza di grasso nel tessuto possono influenzare la conducibilità.
- Polarizzazione: le cariche molecolari tendono a riorganizzarsi all'interfaccia di un elettrodo andando a compromettere la misurazione.

- Anisotropia: le caratteristiche di alcuni tessuti dipendono dall'orientazione delle cellule.

Nello studio sulla focalizzazione abbiamo tenuto conto principalmente di due proprietà: la permittività dielettrica relativa e la conducibilità elettrica.

La permittività dielettrica relativa può essere espressa tramite la seguente equazione complessa:

$$\varepsilon_r(\omega) = \varepsilon'_r(\omega) - j \left( \frac{\sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc}}{\omega \varepsilon_0} \right) \quad (8)$$

$\sigma_{ac}$  e  $\sigma_{dc}$  rappresentano rispettivamente la componente alternata e continua della conducibilità e  $\varepsilon'_r$  la parte reale della costante dielettrica. Come si può notare dall'equazione (8) la permittività relativa è inversamente proporzionale alla frequenza: questo implica che all'aumentare della frequenza la permittività relativa dei tessuti tenderà a diminuire come in Figura 3.1 (noi abbiamo lavorato alla frequenza di 2.45 GHz).

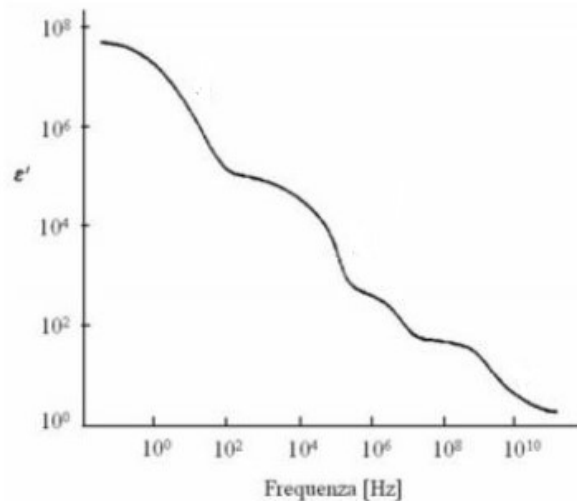


Figura 3.1: variazione della permittività elettrica dei tessuti all'aumentare della frequenza.

### 3.3 Geometria del corpo (Zubal Phantom)

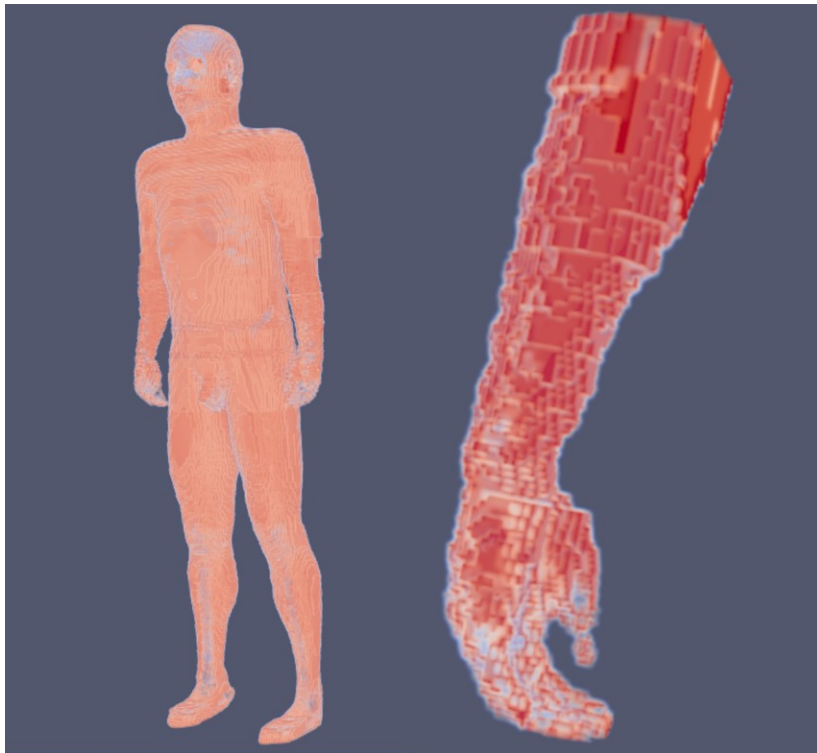
Per effettuare simulazioni FDTD abbiamo avuto bisogno di un modello che ci permettesse di tenere conto della posizione relativa, dell'orientamento relativo e della proprietà elettrica dei tessuti dell'arto preso in considerazione.

Per questa tesi è stato utilizzato il modello *The Zubal Phantom* [5], realizzato dal dipartimento di radiologia diagnostica e ingegneria biomedica di Yale, ed è stato possibile reperire tutti i dati attraverso il loro sito dove è presente sia il file “.DAT” del modello sia la numerazione dei vari componenti del corpo (Figura 3.2). Per ogni organo sono stati inseriti i valori della corrispondente conducibilità e della costante dielettrica relativa, calcolate attraverso il sito dell'Istituto di Fisica applicata “Nello Carrara” (IFAC) di Firenze [6], alla frequenza di 2.45 GHz (Figura 3.2).

organ id	organ	organ id	organ	Tissue name	Frequency [Hz]	Conductivity [S/m]	Relative permittivity
0	outside phantom	76	hard palate	Air	2450000000	0	1
1	skin	77	cerebellum	Aorta	2450000000	1.4353	42.531
2	brain	78	tongue	Bladder	2450000000	0.68532	18.001
3	spinal cord	81	horn of mandible	Blood	2450000000	2.5448	58.264
4	skull	82	nasal septum	BloodVessel	2450000000	1.4353	42.531
5	spine	83	white matter	BodyFluid	2450000000	2.4781	68.208
6	rib cage & sternum	84	superior sagittal sinus	BoneCancellous	2450000000	0.80517	18.548
7	pelvis	85	medulla oblongata	BoneCortical	2450000000	0.39431	11.381
8	long bones	88	artificial lesion	BoneMarrow	2450000000	0.095037	5.2969
9	skeletal muscle	89	frontal lobes	BrainGreyMatter	2450000000	1.8077	48.911
10	lungs	91	pons	BrainWhiteMatter	2450000000	1.215	36.167
11	heart	92	third ventricle	BreastFat	2450000000	0.13704	5.1467
12	liver	94	pineal body	Cartilage	2450000000	1.7559	38.77
13	gall bladder	95	occipital lobes	Cerebellum	2450000000	2.1014	44.804
14	kidney	96	hippocampus	CerebroSpinalFluid	2450000000	3.4578	66.243
15	pharynx	97	pituitary gland	Cervix	2450000000	1.7259	47.613
16	esophagus	98	fat (head)	Colon	2450000000	2.0383	53.879
17	stomach	99	uncus (ear bones)	Cornea	2450000000	2.2954	51.615
18	small bowel	100	turbinates	Duodenum	2450000000	2.2105	62.158
19	colon	101	caudate nucleus	Dura	2450000000	1.6687	42.035
20	pancreas	102	zygoma	EyeSclera	2450000000	2.0332	52.628
21	adrenals	103	insula cortex	Fat	2450000000	0.10452	5.2801
22	fat	104	sinuses/mouth cavity	GallBladder	2450000000	2.059	57.634
23	blood pool	105	putamen	GallBladderBile	2450000000	2.8007	68.361
24	gas (bowel)	106	optic nerve	Gland	2450000000	1.9679	57.201
25	fluid (bowel)	107	internal capsule	Heart	2450000000	2.2561	54.814
26	bone marrow	108	septum pellucidum	Kidney	2450000000	2.4295	52.742
28	thyroid	109	thalamus				
29	trachea	110	eyeball				
30	cartilage	111	corpus collosum				
31	spleen	112	special region frontal lobes				
32	urine	113	cerebral falx				
33	feces	114	temporal lobes				
34	testes	115	fourth ventricle				
35	prostate	116	frontal portion eyes				
37	rectum	117	parietal lobes				
39	diaphragm	118	amygdala				
40	bladder	119	eye				
63	lesion	120	globus pallidus				
70	dens of axis	121	lens				
71	jaw bone	122	cerebral aquaduct				
72	parotid gland	123	lateral ventricles				
74	lacrimal glands	124	prefrontal lobes				

Figura 3.2: a sinistra l'indicizzazione dei tessuti, a destra i valori di conducibilità e permittività dei tessuti stessi.

Una volta scelto il modello, attraverso il software Paraview si è potuto estrarre il modello geometrico dell'avambraccio (Figura 3.3) di dimensioni 28-39-99 celle (ogni cella ha dimensione 3,6 mm) rispettivamente lungo gli assi x, y e z (bisogna aggiungere anche le dimensioni dello spazio di lavoro che corrisponde ad altre 200 celle). L'antenna responsabile della generazione del segnale è un monopolo di lunghezza uguale a 22 celle posizionata alle coordinate  $(x, y, z) = (70, 80, 0)$  dello spazio di analisi.



*Figura 3.3: a sinistra il modello dello Zubal Phantom, a destra il modello dell'avambraccio estratto.*



## 4. RISULTATI

In questo capitolo andremo ad analizzare le simulazioni FDTD da noi effettuate.

### 4.1 Simulazione dell'avambraccio

Nelle simulazioni è stata usata una conducibilità pari a  $\sigma = \frac{\sigma}{100}$  di quella reale in modo da aumentare lo spessore di penetrazione. Per quanto riguarda lo spazio esterno all'avambraccio è stato inserito un materiale con costante dielettrica  $\epsilon_r = 9$  e conducibilità  $\sigma = 0$ , per aumentare il numero di modi e generare così un'ambiente più caotico. Come spiegato nel capitolo del Time-reversal, nella Figura 4.1 è stato applicato un impulso diretto sull'avambraccio, mentre nella Figura 4.2, una volta scelto il punto su cui si vuole effettuare la focalizzazione, il segnale è stato rovesciato e la componente di campo lungo l'asse z è stata invertita.

Come si può notare, si ha una buona focalizzazione: ciò è stato possibile riducendo i valori di conducibilità per tutti i tessuti così da aumentare lo spessore di penetrazione. Dalla Figura 4.2 è evidente una certa simmetria nei modi: nelle prossime simulazioni andremo ad aggiungere un diffusore al fine di rompere questa simmetria per aumentare la caoticità nel sistema.

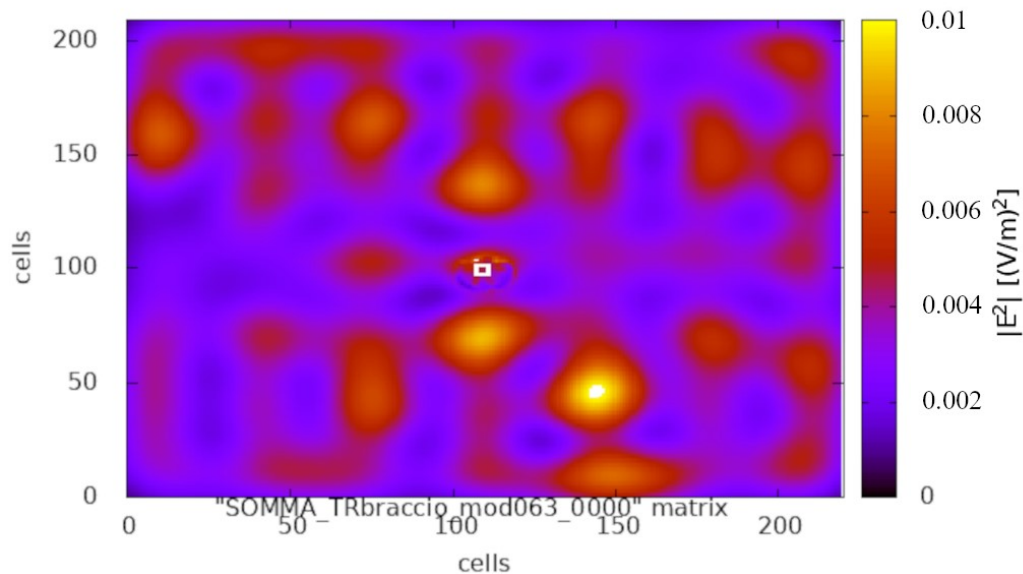


Figura 4.1: simulazione diretta con conducibilità  $\sigma = \frac{\sigma}{100}$  di quella reale.

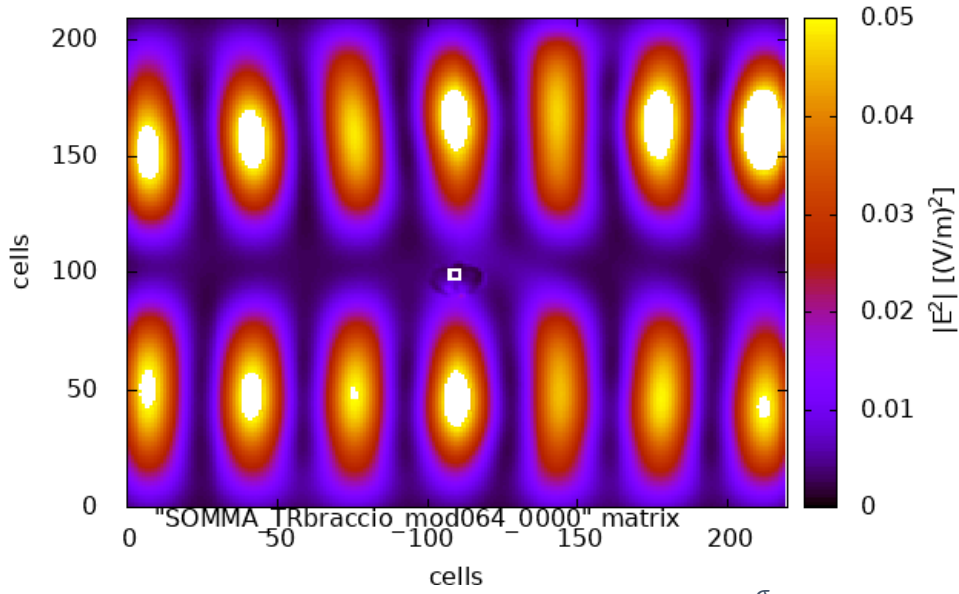


Figura 4.2: simulazione inversa con conducibilità  $\sigma = \frac{\sigma}{100}$  di quella reale.

## 4.2 Simulazione con l'inserimento di diffusori

Nello spazio di analisi, in questo caso, è stato inserito un diffusore [7] composto da due piatti metallici ideali di dimensioni di 80, 80 e 80 celle rispettivamente lungo gli assi x, y e z, posizionato alle coordinate  $(x, y, z) = (178, 179, 150)$ . Il risultato ottenuto nella Figura 4.3 è il segnale non focalizzato, mentre nella Figura 4.4 è stato applicato il Time Reversal sempre lungo l'asse z.

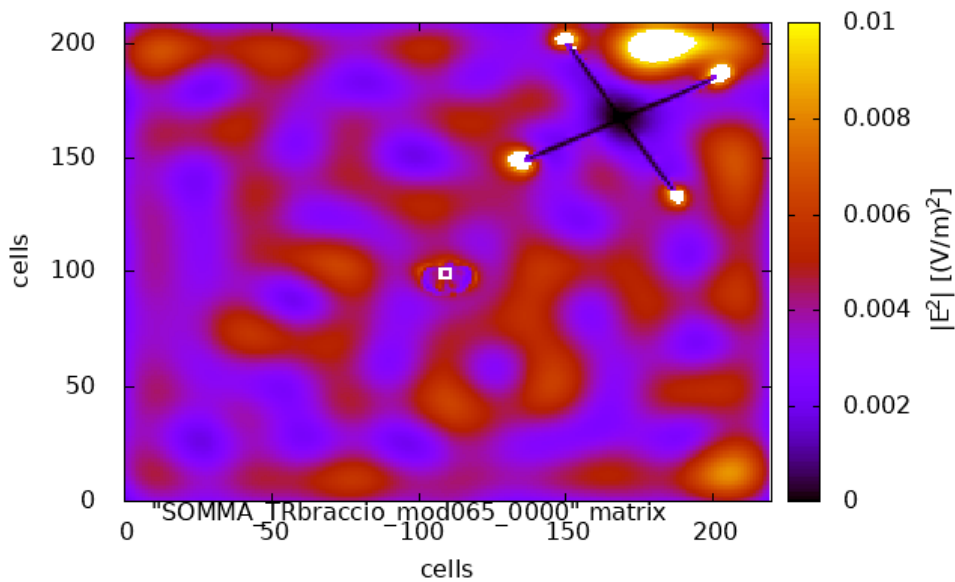


Figura 4.3: simulazione diretta con l'inserimento di un diffusore.

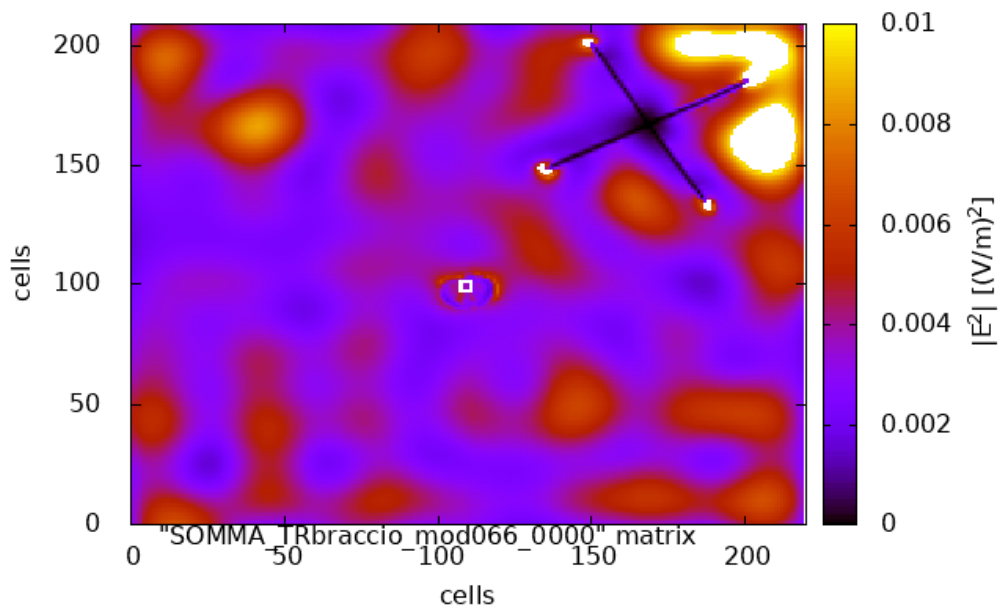
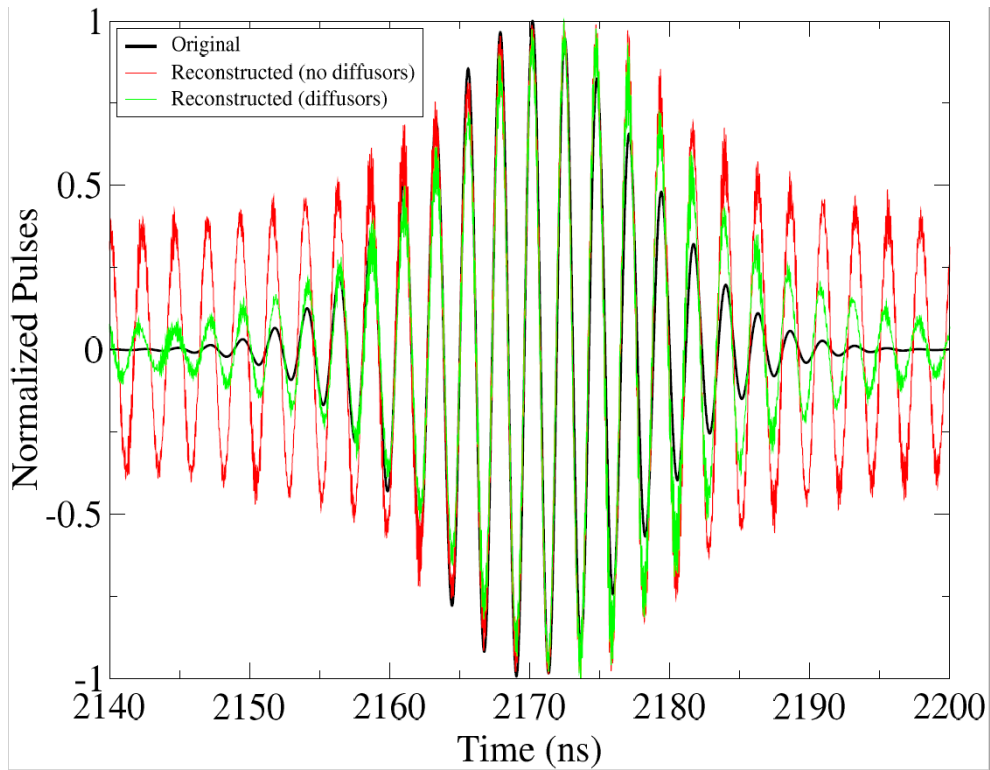


Figura 4.4: simulazione inversa con l'inserimento di un diffusore.

Dai risultati ottenuti, dopo aver aggiunto il diffusore, si può notare un certo aumento della focalizzazione lungo l'avambraccio (Figura 4.3). Sono presenti dei punti caldi sugli spigoli del diffusore, dovuti alla divergenza del campo elettrico, e in prossimità delle pareti superiori, causate dalla vicinanza ad esse. Inoltre, grazie alla presenza del diffusore, è stato possibile rompere la simmetria dei modi della Figura 4.4 aumentando così sia la caoticità del sistema sia l'intensità della focalizzazione.

Successivamente sono stati analizzati i vari segnali nel tempo: il segnale impulsivo d'ingresso è stato confrontato con il segnale rovesciato con e senza la presenza del diffusore. Tutti e tre i segnali sono stati normalizzati rispetto al loro valore massimo (Figura 4.5).



*Figura 4.5: rappresentazione nel tempo dei tre segnali analizzati*

Come si può notare, il segnale rosso (senza diffusore) è molto diverso rispetto al segnale nero originale, mentre il segnale verde (con diffusore) presenta minore dispersione temporale e riesce quindi a ricostruire meglio il segnale impulsivo di partenza: questo aspetto può essere utile per analizzare l'efficacia di un diffusore all'interno di una camera riverberante caotica valutando anche il funzionamento della camera stessa.

## **5. CONCLUSIONI**

Concludendo si può dire che, grazie al diffusore, abbiamo avuto un netto miglioramento della focalizzazione rispetto alle Figura 4.1 e Figura 4.2, con la conseguente rottura delle simmetrie della Figura 4.2. Per sviluppi futuri, bisognerebbe aumentare le dimensioni del diffusore ed aumentare anche i valori di conducibilità dei tessuti andando a inserire i valori reali: tutto ciò per valutare, aumentando le perdite, se il sistema è in grado di focalizzare al meglio il segnale.

# BIBLIOGRAFIA

[1] K. S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media," IEEE Transactions on Antennas and Propagation.

[2] Introduction to the Finite-Difference Time-Domain (FDTD) Method for Electromagnetics, Stephen Gedney.

[3] A. T. Frisco, L. Bastianelli, F. Moglie and V. Mariani Primiani. Time Reversal in Reverberation Chambers: Application to Lossy Media.

[4] Focalizzazione di campi elettromagnetici in mezzi dissipativi mediante tecnica dell'inversione temporale in camere riverberanti, Ausilia Teresa Frisco, UNIVPM.

[5] <https://noodle.med.yale.edu/zubal/info.htm>.

[6] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>.

[7] Unique Applications of Time-Reversed Electromagnetic Waves Steven M. Anlage.

