



**UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA
Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica**

**FOCALIZZAZIONE ELETTROMAGNETICA SU DIVERSE
POSIZIONI ALL'INTERNO DELLA TESTA UMANA**

**ELECTROMAGNETIC FOCUSING ON DIFFERENT POSITIONS
INSIDE THE HUMAN HEAD**

Relatore:

Prof. Franco Moglie

Tesi di laurea di:

Maria Beatrice Giordani

Correlatore:

Prof. Valter Mariani Primiani

Anno Accademico 2021-2022

Indice

Introduzione.....	3
1. Time Reversal	5
1.1 Cenni storici.....	5
1.2 Principio di funzionamento.....	6
1.3 Ambiente riverberante.....	9
2. Finite-Difference Time-Domain	11
2.1 Principio di funzionamento.....	12
2.2 Algoritmo di Yee.....	13
2.3 Condizioni di assorbimento.....	16
3. Proprietà dielettriche dei tessuti	18
3.1 Equazione di Cole-Cole.....	18
4. Geometria della simulazione	22
4.1 Modello numerico.....	22
4.2 Monopolo.....	26
5. Simulazioni FDTD	28
5.1 Risultati simulazioni.....	33
6. Conclusioni.....	43
7. Bibliografia.....	44

Introduzione

Nell'ambiente in cui viviamo siamo costantemente esposti a campi elettromagnetici sebbene la maggior parte di loro non siano rilevabili dai nostri sensi, ad eccezione della luce visibile all'occhio umano.

La loro interazione con i tessuti biologici è un tema piuttosto articolato, infatti essa non riguarda solamente i processi fondamentali, come la propagazione delle onde elettromagnetiche nei tessuti, ma anche quelli più complessi come le capacità cognitive.

Inizialmente gli studi della comunità scientifica si sono focalizzati su quegli effetti che erano visti dal pubblico come una curiosa novità, quali ad esempio la visualizzazione dei raggi X all'interno del corpo umano.

Successivamente l'interesse si è spostato sui possibili esiti curativi e diagnostici derivanti dall'interazione tra i campi elettromagnetici e il corpo umano. Essi dipendono essenzialmente dall'intensità dei campi applicati ed in modo considerevole anche dalla loro frequenza [1].

Al contempo però, con l'espansione sempre crescente della telefonia mobile si è raggiunta la consapevolezza anche dei possibili effetti dannosi che i campi possono indurre.

Nonostante ciò, le ricerche più importanti si sono indirizzate principalmente verso lo sviluppo di nuove metodologie diagnostiche e terapeutiche che sfruttano questa interazione al fine di migliorare la qualità delle diagnosi e contribuire al più efficace trattamento di patologie.

Di particolare rilevanza, soprattutto per il trattamento del cancro e di malattie osteoarticolari [2], è il riscaldamento dei tessuti biologici dovuto ai campi elettromagnetici a radiofrequenze.

Risulta quindi fondamentale studiare ed approfondire questo tema per

comprenderne al meglio i possibili effetti a livello biologico e sanitario e per poter implementare nuove metodologie nell'ambito della diagnosi e della terapia.

Lo scopo di questa tesi è infatti lo studio della focalizzazione, sia nello spazio che nel tempo, del campo elettromagnetico all'interno della testa umana.

Le simulazioni sono state effettuate con la tecnica del Finite-Difference Time-Domain (FDTD) tramite un codice scritto in linguaggio C, su un modello umano numerico della Virtual Population.

In particolare, nel presente studio, tramite un impulso centrato a 2,45 GHz, sono stati focalizzati più punti all'interno della testa umana, posta all'interno di un ambiente riverberante, e i segnali sono stati registrati e misurati tramite un'antenna.

Essi sono stati successivamente invertiti temporalmente, mediante la tecnica del Time-Reversal, e ritrasmessi dalla stessa antenna per incidere i punti del tessuto da dove inizialmente provenivano.

1. Time Reversal

Il time reversal è una tecnica che sfrutta il metodo di inversione temporale per focalizzare nel tempo onde e segnali, in un determinato punto dello spazio. In questo capitolo verrà spiegata tale tecnica a partire dalle sue origini fino ad arrivare al suo funzionamento.

1.1 Cenni storici

La prima applicazione dell'inversione temporale nelle onde risale al 1965 grazie allo studio di Parvulescu e Clay sulla tecnica da loro chiamata "matched signal".

Il loro esperimento consisteva nella trasmissione di un segnale il quale, dopo essere stato ricevuto, veniva invertito temporalmente e ritrasmesso in broadcast. L'utilizzo di questo processo permise di compensare le distorsioni sul segnale ricevuto, dovute al fenomeno del riverbero, e di focalizzare spazialmente l'arrivo delle onde.

Fra gli anni settanta e i primi anni ottanta venne realizzato uno specchio unico (OPC, Optical Phase Conjugator) per riflettere un raggio incidente esattamente nella stessa direzione da cui lo si è ricevuto. L'OPC si avvicinava molto al funzionamento del Time Reversal nonostante operasse esclusivamente su onde monocromatiche e non in una qualsiasi banda di frequenza.

Agli inizi degli anni novanta, il fisico Mathias Fink, con l'aiuto dei suoi collaboratori, sviluppò il Time Reversal Mirror (TRM), un dispositivo in grado di focalizzare le onde acustiche mediante il metodo dell'inversione temporale [3][4]. Egli osservò infatti che, ogni suono pronunciato davanti ad

una schiera di microfoni, invece che disperdersi nella stanza, veniva ritrasmeso esattamente verso la sorgente vocale. Si cominciò a parlare quindi di Acoustics Time Reversal nel quale era la schiera di microfoni ad agire come un TRM.

Nonostante le numerose applicazioni in ambito acustico, la tecnica del Time Reversal ha trovato largo impiego anche in ambito elettromagnetico. In particolare per la focalizzazione delle onde elettromagnetiche in un mezzo con perdite, situato all'interno di un ambiente altamente riflettente come, ad esempio, una camera riverberante [5]. All'interno del mezzo, impiegato per simulare il comportamento di un tessuto biologico, si generano livelli di campo elettrico ad alta intensità, questa fa sì che l'efficienza dei test di immunità migliori.

1.2 Principio di funzionamento

La tecnica di inversione temporale si basa su una caratteristica dell'equazione dell'onda nota come reciprocità: data una soluzione dell'equazione lo è anche la sua inversione temporale.

Ciò si verifica perché l'equazione d'onda standard contiene solo derivate di ordine pari.

Consideriamo l'ambiente riflettente in Figura 1.1 nel quale sono presenti sia un'antenna log-periodica, per la trasmissione del segnale, sia un'antenna ricevente [6].

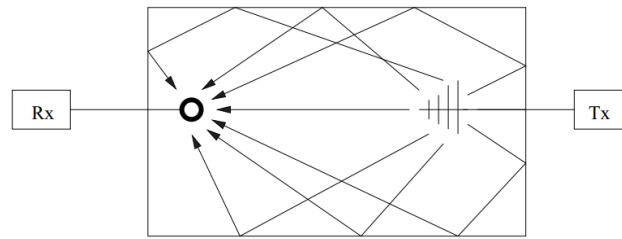


Figura 1.1: Geometria dell'ambiente riverberante

L'ambiente può essere descritto da un sistema lineare, come quello mostrato in Figura 1.2, 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 $t = 0$, chiamato "delta di Dirac".

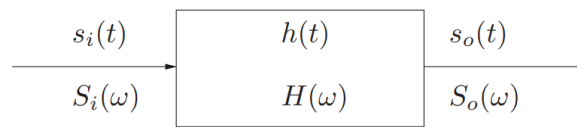


Figura 1.2: Sistema lineare tempo invariante

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

$$s_o(t) = \int_{-\infty}^{\infty} s_i(\tau)h(t - \tau)d\tau = s_i(t) * h(t) \quad (1)$$

Il simbolo "*" rappresenta l'operatore di convoluzione tra il segnale d'ingresso e la risposta impulsiva del sistema.

Lo stesso procedimento, utilizzando la trasformata di Fourier, può essere applicato per lavorare nel dominio della frequenza:

$$S_i(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s_i(t)e^{-i\omega t} dt \quad S_o(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s_o(t)e^{-i\omega t} dt \quad (2)$$

$S_i(\omega)$ e $S_o(\omega)$ rappresentano rispettivamente la trasformata di Fourier del segnale d'ingresso e del segnale d'uscita.

Nel dominio della frequenza, all'equazione (1) può essere applicato il

teorema della convoluzione che ci permette di calcolare l'uscita attraverso il prodotto tra l'ingresso e la risposta impulsiva:

$$S_o(\omega) = S_i(\omega) H(\omega) \quad (3)$$

Possiamo dedurre da tali formule che, per calcolare la risposta impulsiva $h(t)$ del sistema, occorre applicare un ingresso $s_i(t)$, calcolarne la risposta in uscita $s_o(t)$ e, tramite la trasformata di Fourier, ottenere i segnali nel dominio della frequenza $S_i(\omega)$ e $S_o(\omega)$. Il loro rapporto, $H(\omega)$, non è altro che la trasformata di Fourier della risposta impulsiva, chiamata "funzione di trasferimento":

$$H(\omega) = \frac{S_o(\omega)}{S_i(\omega)} \quad (4)$$

Per applicare la tecnica del Time Reversal si inverte l'asse dei tempi in modo tale che, il segnale in uscita $s_o(t)$, diventi $s_o(-t)$ e produca un'uscita $s_r(t)$ che sarà (Figura 1.3) pari a:

$$s_r(t) = s_o(-t) * h(t) \quad (5)$$

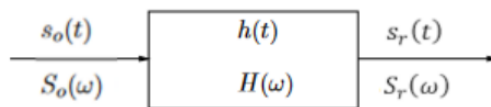


Figura 1.3: Sistema lineare con l'applicazione del Time Reversal

Applicando la proprietà utilizzata in (3) e sfruttando l'anti trasformata di Fourier è possibile ottenere il segnale $s_r(t)$ il quale corrisponde al segnale $s_i(t)$ rovesciato:

$$s_r(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} [S_o^*(\omega) H(\omega)] e^{i\omega t} d\omega = s_i(t) \quad (6)$$

Attraverso questo sistema quindi (Figura 1.4), ricostruendo il segnale invertito, è possibile valutare la quantità di energia focalizzata in una certa posizione e in un certo istante di tempo anche nel caso in cui nella cavità sia presente un oggetto passivo non lineare, quale ad esempio una qualsiasi struttura biologica.

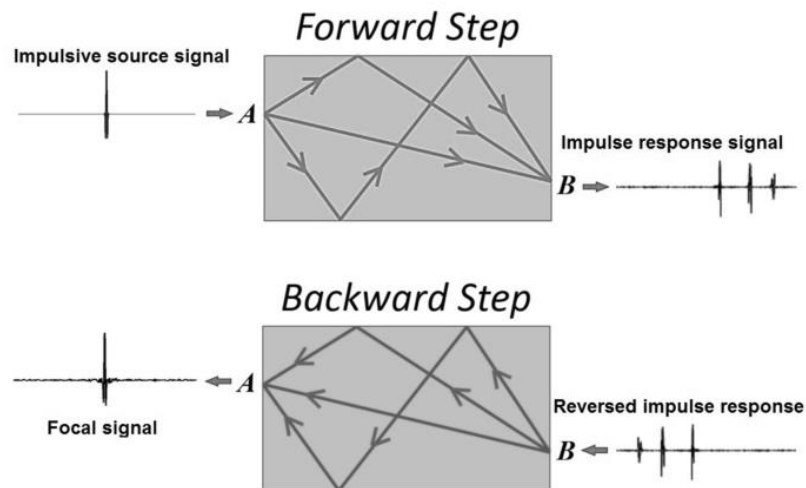


Figura 1.4: Applicazione del Time Reversal

1.3 Ambiente riverberante

Per poter applicare la tecnica di inversione temporale è necessario un ambiente in cui il campo elettromagnetico sia omogeneo, ovvero una camera riverberante. In questo modo, le onde piane, aventi tutte le possibili direzioni di propagazione e diversa polarizzazione, incidono l'oggetto preso in analisi in ogni istante e in qualunque posizione si trovi all'interno del volume di lavoro.

La camera riverberante non è altro che una cavità, generalmente rettangolare, schermata elettricamente e caratterizzata da pareti metalliche, tipicamente in alluminio, ad alta conducibilità. Per realizzare un campo elettromagnetico

omogeneo al suo interno è installato un agitatore metallico o stirrer che, ruotando attorno al proprio asse, garantisce un continuo cambiamento delle condizioni al contorno.

La struttura di campo interna è descritta da molti modi che risentono delle condizioni al contorno variabili. Eccitando un numero sufficiente di modi, il campo medio all'interno della camera può essere considerato come un insieme di onde piane uniformemente distribuite, provenienti da tutte le direzioni e con diverse polarizzazioni. In questo modo la focalizzazione del segnale migliora notevolmente.

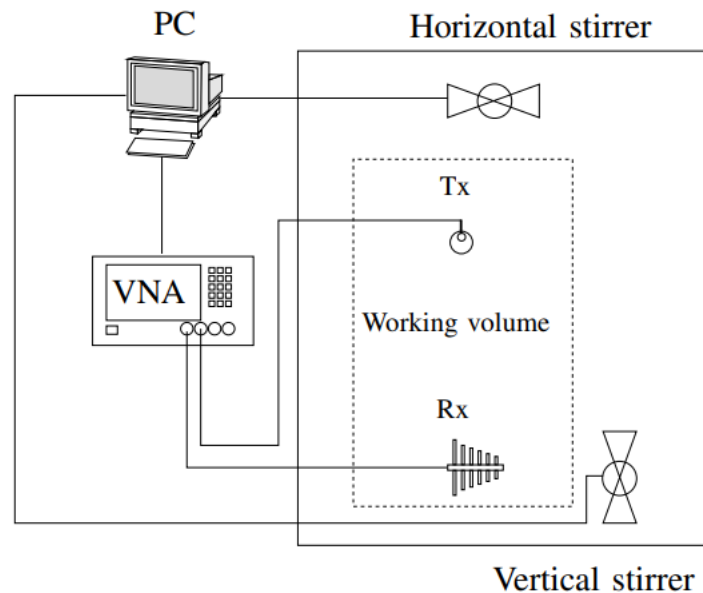


Figura 1.5: Schema di una camera riverberante due agitatori metallici

2. Finite-Difference Time-Domain

Il metodo FDTD (Finite-Difference Time-Domain) è una delle tecniche numeriche che permette di risolvere, nel dominio del tempo, le equazioni di Maxwell per geometrie complesse. Infatti, la soluzione di queste equazioni è piuttosto articolata se si ha a che fare con volumi non lineari, non omogenei e anisotropi, quali ad esempio i tessuti biologici.

È una tecnica molto diffusa per via della sua semplicità concettuale, della sua accuratezza e robustezza, infatti sono note tutte le possibili fonti di errore, ma anche per la possibilità di ottenere soluzioni nel dominio della frequenza.

Infatti, attraverso la trasformata di Fourier, non è necessario ripetere la simulazione per diverse frequenze.

Il principale vantaggio della FDTD è legato alla discretizzazione del dominio di interesse in celle. Questo permette, specificando le caratteristiche dielettriche del tessuto, di ottenere una rappresentazione più fedele della sua morfologia.

Inoltre, non sfruttando l'algebra lineare, vengono superate tutte le limitazioni derivanti da essa che richiedono risorse computazionali generalmente dipendenti dal quadrato del numero di celle [7].

Al contempo però, la FDTD richiede tempi di calcolo elevati e una grande occupazione di memoria perciò le simulazioni vengono effettuate su calcolatori disponibili in grossi centri di calcolo. Su piccoli o medi calcolatori solo domini spaziali elettricamente ridotti possono essere simulati, ragion per cui devono essere imposte delle condizioni spaziali specifiche. Per ottenere risultati accurati anche il campo elettromagnetico deve avere dimensioni finite, risulta perciò opportuno applicare condizioni di terminazione.

2.1 Principio di funzionamento

La teoria relativa al metodo FDTD, presentata nel 1966 dal matematico Yee, si basa sull'approssimazione delle derivate spaziali e temporali, presenti nelle equazioni di Maxwell, in differenze finite.

Ricordando le equazioni di Maxwell in un mezzo lineare ed isotropo:

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (7.a)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (7.b)$$

dove μ indica la permeabilità magnetica, ε la costante dielettrica e σ la conducibilità elettrica del mezzo.

Scomponendo i vettori campo elettrico e campo magnetico in componenti, con riferimento ad una terna arbitraria di assi x , y , z ortogonali, si ottiene un sistema di sei equazioni con derivate parziali, in sei incognite:

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right) \quad (8.a)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} \right) \quad (8.b)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \right) \quad (8.c)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma E_x \right) \quad (9.a)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - \sigma E_y \right) \quad (9.b)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma E_z \right) \quad (9.c)$$

Attraverso una discretizzazione spazio temporale, si ottengono sei equazioni alle differenze finite che permettono di risolvere le equazioni di Maxwell in un gran numero di casi.

Le componenti del vettore campo elettrico (E_x, E_y, E_z) , in un dato volume, vengono calcolate in un dato istante temporale, le componenti del vettore del campo magnetico (H_x, H_y, H_z) , invece, vengono calcolate in mezzo istante di tempo successivo (nello stesso volume spaziale), il processo è ripetuto iterativamente fino a quando il comportamento transitorio del campo elettromagnetico non è terminato.

2.2 Algoritmo di Yee

A seguito dell'individuazione della regione di interesse si procede con la sua discretizzazione spazio temporale.

La discretizzazione spaziale consiste nella suddivisione del volume in una griglia rettangolare strutturata in celle, aventi ognuna dimensioni pari a $\Delta x, \Delta y, \Delta z$.

All'interno di questa struttura uniforme le proiezioni del vettore campo elettrico (E_x, E_y, E_z) vengono posizionate parallelamente agli spigoli delle celle, mentre le proiezioni del vettore campo magnetico (H_x, H_y, H_z) perpendicolarmente ad ogni faccia del cubo, come mostrato in Figura 2.1. In questo modo i due campi risultano disallineati di mezza cella.

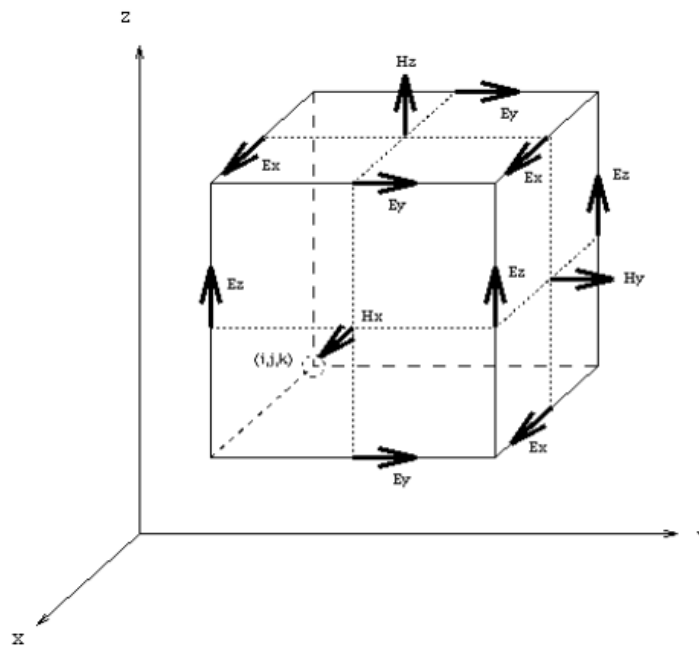


Figura 2.1: Cella di Yee con posizionamento dei campi elettrici e magnetici

Il disallineamento dei campi deve essere mantenuto anche nel tempo, altrimenti avrei un errore, per cui i campi elettrici e magnetici vengono valutati con una differenza temporale pari a mezzo passo di campionamento Δt . In particolare, il campo elettrico è valutato utilizzando il valore al passo precedente insieme al valore del campo magnetico nel passo intermedio. Analogamente, il campo magnetico viene valutato a partire dal valore del campo magnetico del passo precedente e da quello del campo elettrico nel passo intermedio.

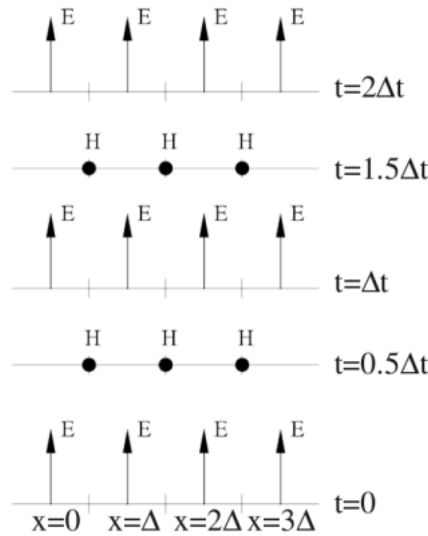


Figura 2.2: Discretizzazione temporale

Dopo la discretizzazione della regione di analisi tramite le celle di Yee e la discretizzazione temporale, si discretizzano le equazioni di Maxwell nel dominio del tempo sostituendo ad ogni derivata il corrispondente rapporto incrementale.

Prendendo in considerazione il rapporto incrementale centrato in x_0 :

$$f'(x_0) \cong \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0 - \Delta x)}{2\Delta x} \quad (10)$$

Sviluppando con la formula di Taylor otteniamo (11.a, 11.b):

$$f(x_0 + \Delta x) = f(x_0) + \Delta x f'(x_0) + \frac{1}{2!} \Delta x^2 f''(x_0) + \frac{1}{3!} \Delta x^3 f'''(x_0) + \dots$$

$$f(x_0 - \Delta x) = f(x_0) - \Delta x f'(x_0) + \frac{1}{2!} \Delta x^2 f''(x_0) - \frac{1}{3!} \Delta x^3 f'''(x_0) + \dots$$

Sottraendo le due espansioni, il termine di secondo ordine si elimina e quindi l'errore che si commette trascurando il termine di terzo ordine è $o(\Delta x^2)$.

Lo stesso procedimento viene applicato per le derivate in funzione del tempo.

Nonostante l'efficienza computazionale dell'algoritmo, per garantire sia la precisione dei risultati che la stabilità di calcolo è bene considerare opportune

condizioni.

Al fine di ottenere risultati accurati, le dimensioni delle celle devono essere inferiori alla minima lunghezza d'onda presa in considerazione, in particolare deve essere rispettata la relazione:

$$\Delta x < \frac{\lambda_{min}}{10} \quad (12)$$

Affinché sia garantita la stabilità dell'algoritmo numerico, invece, deve essere rispettato il criterio di stabilità di *Courant-Friedrichs-Lewy*:

$$\Delta t < \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} \quad (13)$$

dove c rappresenta la velocità della luce nel mezzo.

2.3 Condizioni di assorbimento

Uno dei punti deboli della tecnica FDTD è la possibilità di avere un dominio di studio eccessivamente grande. Nessun calcolatore dispone di una capacità illimitata di calcolo, proprio per questo motivo è necessaria la discretizzazione spaziale.

Le “Absorbing Boundary Conditions” (ABC) o condizioni di assorbimento hanno lo scopo di adattare le soluzioni ottenute per un dominio limitato ad un dominio infinito. Per poter fare ciò è indispensabile conoscere il valore delle componenti del campo elettrico e magnetico in punti esterni al dominio di interesse. Questo rappresenta la più grande difficoltà nella determinazione delle ABC, ovvero scegliere equazioni che forniscano una stima, il più fedele possibile, di tali componenti, sfruttando la conoscenza di quelle interne al dominio di interesse.

Negli anni sono state sviluppate molte condizioni di assorbimento, le più sfruttate, per via della loro accuratezza, sono le “Perfectly Matched Layer” (PML), sviluppate da Berenger nel 1994.

Il fisico pensò la superficie esterna del dominio di interesse come una parete con coefficiente di riflessione nullo a tutte le frequenze e per qualsiasi polarizzazione delle onde incidenti. Quindi, quando un’onda attraversa il bordo della regione di studio, non subisce riflessione, ma bensì un’attenuazione molto forte.

3. Proprietà dielettriche dei tessuti

Le proprietà elettriche dei tessuti hanno una rilevante importanza per un grande numero di fenomeni bioelettrici: lo studio degli effetti biologici causati dai campi elettromagnetici, l'ipertermia a radiofrequenze e a microonde o, ancora, la determinazione di parametri fisiologici.

Esse infatti determinano i cammini del flusso della corrente attraverso il corpo umano [8].

Per studiare al meglio il comportamento dei tessuti esposti ad un campo elettromagnetico si fa riferimento alla dosimetria.

Questa consiste nella simulazione di esposizioni a sorgenti elettromagnetiche e nel calcolo dei campi interni alle strutture biologiche esposte. Vengono utilizzati modelli anatomici umani ad alta risoluzione, i quali richiedono la conoscenza, per ogni tessuto, delle relative proprietà dielettriche in funzione delle frequenze di studio.

Pertanto, risulta evidente che la conoscenza di tali informazioni, ricavabili mediante misure specifiche, è strettamente necessaria per l'attuazione di tale metodica.

3.1 Equazione di Cole-Cole

Le proprietà dielettriche possono essere descritte in termini di permittività dielettrica complessa, $\varepsilon_{reff}^*(\omega)$, di un materiale dielettrico con perdite, la quale può essere espressa tramite la seguente relazione [9]:

$$\varepsilon_{reff}^*(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j\left(\frac{\sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc}}{\omega\varepsilon_0}\right) \quad (14)$$

dove $\varepsilon_{reff}^*(\omega)$ è definito come un parametro complesso la cui parte reale è associata all'accumulo di energia, mentre la parte immaginaria alla dissipazione dell'energia.

La conducibilità elettrica, σ , come mostrato nell'equazione (15), è costituita da un contributo continuo σ_{dc} , derivante dalla mobilità delle specie ioniche all'interno del tessuto, e da un contributo alternato σ_{ac} , associato alle perdite.

$$\sigma(\omega) = \sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc} = \omega\varepsilon_0\varepsilon_r''(\omega) + \sigma_{dc} \quad (15)$$

I tessuti biologici possono presentare al proprio interno considerevoli irregolarità, causate da diversi fattori, quali, ad esempio, la struttura, l'organizzazione delle componenti cellulari, ma anche il quantitativo d'acqua presente. Ne consegue che anche i parametri dielettrici non saranno costanti, bensì varieranno in funzione delle condizioni esterne, della temperatura e della frequenza d'onda applicata [10].

Tipicamente, all'aumentare della frequenza d'onda si osserva una diminuzione della permittività relativa in tre fasi, note come: rilassamento α , rilassamento β e rilassamento γ .

Ciascuno di questi è caratterizzato da una propria costante di tempo di rilassamento dielettrico, τ . Il rilassamento α è localizzato in un intorno di 100 Hz mentre il rilassamento β è compreso all'incirca tra 100 kHz e 10 MHz, entrambi sono associati alle proprietà delle membrane cellulari. Il rilassamento γ è invece centrato ad una frequenza di circa 20 GHz ed è dovuto alla polarizzazione delle molecole d'acqua libere all'interno del tessuto.

Non in tutti i tessuti le tre fasi sono perfettamente distinguibili; inoltre in alcuni di essi potrebbero essere presenti ulteriori rilassamenti secondari, come mostrato in Figura 3.1.

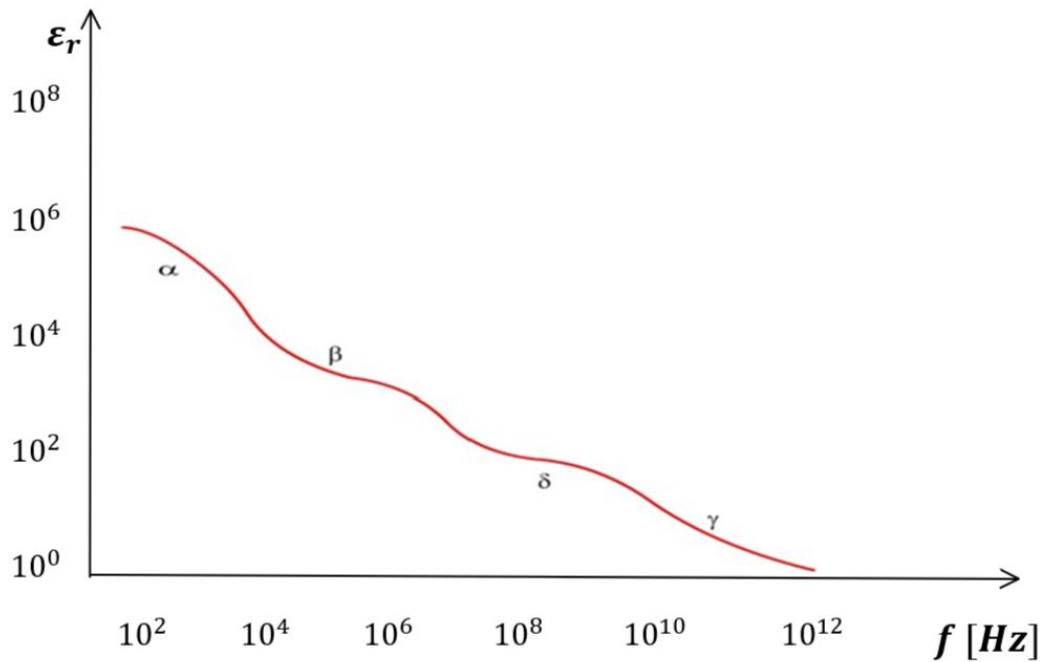


Figura 3.1: Andamento della permittività relativa in un tessuto biologico in funzione della frequenza

La permittività relativa complessa può essere messa in relazione con le rispettive costanti di tempo di rilassamento secondo l'espressione che segue:

$$\epsilon_r^* = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (16)$$

in cui ϵ_∞ è la permittività a frequenze per le quali $\omega\tau \gg 1$ mentre ϵ_s è la permittività a frequenze per le quali $\omega\tau \ll 1$.

In generale, quindi, lo spettro di un tessuto può essere più appropriatamente descritto in termini di rilassamenti multipli tramite l'equazione di Cole-Cole [11]:

$$\epsilon_{reff}^*(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (17)$$

dove $\omega = 2\pi f$, $\varepsilon_0 = 8.854 \cdot 10^{-12} \frac{C^2}{N \cdot m^2}$, σ_i è la conduttività ionica, per ogni regione di dispersione ($n := 1 \rightarrow 4$), τ è il tempo di rilassamento e $\Delta\varepsilon = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$ rappresenta l'entità della dispersione.

Scegliendo appropriati parametri per ogni tessuto, l'equazione di Cole-Cole ne stima il comportamento dielettrico nel range di frequenze considerate.

4. Geometria della simulazione

Per effettuare simulazioni FDTD sui tessuti biologici è necessario un modello che ne descriva correttamente posizione, orientamento e proprietà dielettriche. In questo capitolo andremo a descrivere il modello utilizzato per questo studio con i relativi parametri dielettrici e il monopolo che funge da antenna trasmittente e ricevente.

4.1 Modello numerico

Per il presente studio sono stati impiegati i modelli della Virtual Population (ViP) realizzati dall'IT'IS (Foundation for Research on Information Technologies in Society).

Si tratta di modelli anatomici dettagliati, ad alta risoluzione, prodotti a partire da immagini di risonanza magnetica di volontari di diverse età, sesso e caratteristiche fisiche.

Attraverso la tecnica della segmentazione è stato possibile ottenere più di 100 tipi diversi di tessuto con una risoluzione di $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ su tutto il corpo [12]. Gli organi e i tessuti sono stati ricostruiti come oggetti tridimensionali dalla superficie triangolare, in questo modo sono state prodotte immagini molto precise di caratteristiche specifiche del corpo.

Grazie alla loro accuratezza, i modelli ViP sono diventati il Gold Standard per le applicazioni di modellazione biofisica in silico.

Nella Figura 4.1 sono riportate le quattro mappe fornite gratuitamente alla comunità scientifica, note come la *Virtual Family*: Duke (maschio adulto di 34 anni), Ella (donna adulta di 26 anni), Billie (donna giovane di 11 anni) e Thelonious (giovane maschio di 6 anni).

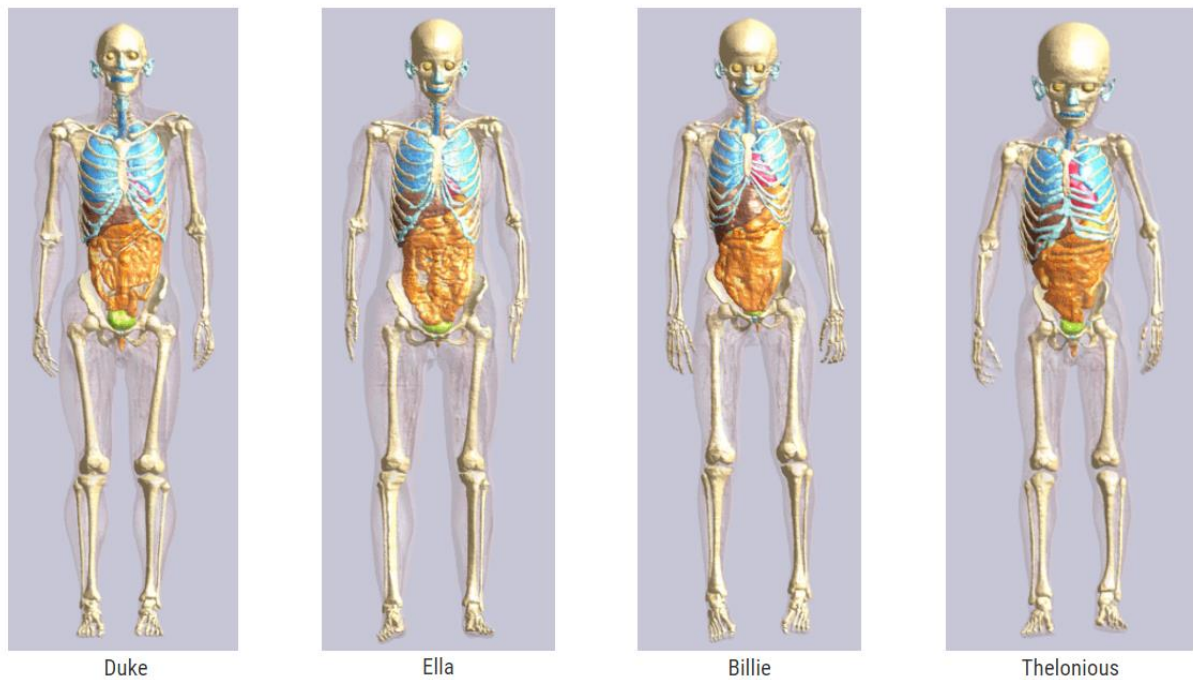


Figura 4.1: Virtual Family

Nel corso delle simulazioni si è deciso di lavorare con il modello di Duke, mostrato in Figura 4.2, in particolare con una versione ridotta di dimensioni (in celle) $610 \times 310 \times 361$ rispettivamente lungo l'asse x, y, z per un totale di 68 265 100 celle. In Figura 4.3 è mostrato il modello ridotto visualizzato tramite il software Paraview.

I valori dei parametri dielettrici si basano sul database delle proprietà dielettriche dei tessuti generato da Gabriel et al. [13]. Le proprietà dielettriche per questo database sono state calcolate per uno spettro di frequenza che va da un singolo Hz a diversi GHz e poiché questo spettro contiene quattro regioni di dispersione, i valori vengono implementati attraverso l'equazione di Cole-Cole, trattata nel Paragrafo 3.1.

Tuttavia, il database contiene solo un numero limitato di organi e tessuti. Per quelli non inclusi sono stati considerati valori dielettrici di organi con funzione e/o composizione tissutale simili a quelli di cui sono note le proprietà dielettriche.

Nella *Tabella 1* sono stati inseriti i valori della conducibilità e della permittività relativa dei tessuti costituenti la testa per la frequenza presa in esame, ovvero 2,45 GHz.



Figura 4.2: Modello di Duke

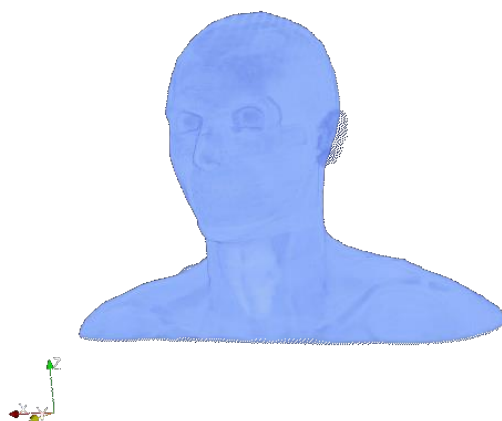


Figura 4.3: Modello ridotto di Duke

Tissue name	Conductivity [S/m]	Relative permittivity
Air	0	1
Aorta	1.4353	42.531
Blood	2.5448	58.264
Blood Vessel	1.4353	42.531
Body Fluid	2.4781	68.208
Bone Cancellous	0.80517	18.548
Bone Cortical	0.39431	11.381
Bone Marrow	0.095037	5.2969
Brain Grey Matter	1.8077	48.911
Brain White Matter	1.215	36.167
Cartilage	1.7559	38.77
Cerebellum	2.1014	44.804
Cerebro Spinal Fluid	3.4578	66.243
Cornea	2.2954	51.615
Dura	1.6687	42.035
Eye Tissues (Sclera)	2.0332	52.628
Fat	0.10452	5.2801
Gland	1.9679	57.201
Lens	1.504	44.625
Mucous Membrane	1.5919	42.853
Muscle	1.7388	52.729
Nerve	1.0886	30.145
Retina	2.0332	52.628
Skin Dry	1.464	38.007
Skin Wet	1.5919	42.853
Spinal Cord	1.0886	30.145
Tongue	1.8026	52.628
Vitreous Humor	2.4781	68.208

Tabella 1: Permettività relativa e conducibilità a 2,45 GHz per i tessuti della testa

4.2 Monopolo

L'antenna che riceve e trasmette il segnale all'interno della camera riverberante è di tipo monopolare.

In Figura 4.4 si può osservare come questa sia composta da un conduttore a forma di asta rettilinea, montato perpendicolarmente su una parete, nel nostro caso inferiore, della camera.

La parete metallica opera anche da piano immagine, ovvero un conduttore a superficie riflettente.

Il monopolo lavora come antenna risonante. Infatti, l'asta funziona come un risonatore aperto per le onde radio, oscillando lungo la sua lunghezza con onde stazionarie di tensione e corrente. Pertanto, la lunghezza dell'antenna è determinata dalla lunghezza d'onda con cui viene utilizzata.

La forma più comune e che garantisce l'accoppiamento segnale-antenna più efficiente è quella a quarto d'onda in cui la lunghezza del monopolo è un quarto della lunghezza d'onda presa in esame.

Nelle nostre simulazioni la lunghezza del monopolo è pari alla metà della lunghezza d'onda (λ). Infatti, considerando una frequenza f di 2,45 GHz, la lunghezza l è di 0,061 m, ovvero 6 cm.

$$\lambda = \frac{c}{f} = \frac{3 \times 10^8}{2,45 \times 10^9} = 0,12245 \text{ m}$$

$$l = \frac{\lambda}{2} = 0,061 \text{ m}$$

Questo comporta che il segnale accoppiato con l'antenna sia inferiore a quello che si avrebbe con un monopolo ad un quarto d'onda, ma la sua intensità risulta comunque sufficiente per i nostri scopi.

Il monopolo è inoltre orientato lungo l'asse z, rivolto verso l'alto, e posizionato nel punto di coordinate (in celle) 50, 70, 0 rispettivamente lungo l'asse x, y e z.

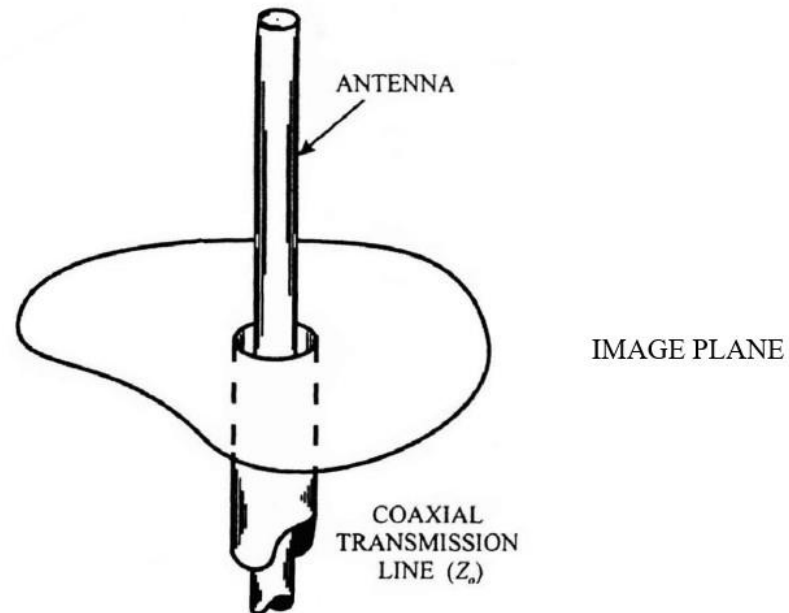


Figura 4.4: Struttura di un'antenna monopolare

5. Simulazioni FDTD

Come accennato nei capitoli precedenti, lo scopo di questa tesi è lo studio della focalizzazione delle onde elettromagnetiche all'interno della testa umana. Le analisi sono state effettuate con delle simulazioni FDTD, tramite una macchina locale, su un modello numerico posto all'interno di una camera riverberante.

Nello specifico, la testa umana è stata approssimata con una superficie sferica omogenea di raggio 2 cm posizionata al centro di una griglia cubica, suddivisa in celle, con dimensioni 240x240x240 rispettivamente lungo l'asse x, y e z che funge da ambiente riverberante.

Alla sfera sono stati assegnati i valori dei parametri dielettrici del muscolo calcolati alla frequenza corrispondente dell'impulso utilizzato per lo studio, ovvero 2,45 GHz. Tramite un ciclo di iterazione for sono stati assegnati i valori della permittività e delle conducibilità dielettrica del muscolo a tutti i punti appartenenti alla sfera, mentre, per tutti i punti restanti, sono stati assegnati i valori associati all'aria.

Di seguito sono riportati i parametri dielettrici per il muscolo e l'aria.

$$\left. \begin{array}{l} \epsilon_r = 52,729 \\ \sigma = 1,7388 \text{ S/m} \end{array} \right\} \text{Muscolo}$$

$$\left. \begin{array}{l} \epsilon_r = 1 \\ \sigma = 0 \text{ S/m} \end{array} \right\} \text{Aria}$$

Successivamente sono stati scelti i cinque punti all'interno della sfera da focalizzare. Le loro coordinate sono rispettivamente:

```
probed_points[0].i= BCINX (100) +21;
```

probed_points[0].j= BCINY (100) +22;

probed_points[0].k= BCINZ (100) +23;

probed_points[1].i= BCINX (100) +11;

probed_points[1].j= BCINY (100) +8;

probed_points[1].k= BCINZ (100) +23;

probed_points[2].i= BCINX (100) +35;

probed_points[2].j= BCINY (100) +10;

probed_points[2].k= BCINZ (100) +23;

probed_points[3].i= BCINX (100) +2;

probed_points[3].j= BCINY (100) +27;

probed_points[3].k= BCINZ (100) +23;

probed_points[4].i= BCINX (100) +33;

probed_points[4].j= BCINY (100) +30;

probed_points[4].k= BCINZ (100) +23;

Infine sono stati posizionati i tre diffusori (stirrer), come mostrato in Figura 5.1, con un raggio di 50 celle e una distanza dal bordo inferiore della cavità di 20 celle e dal bordo superiore di 10 celle.

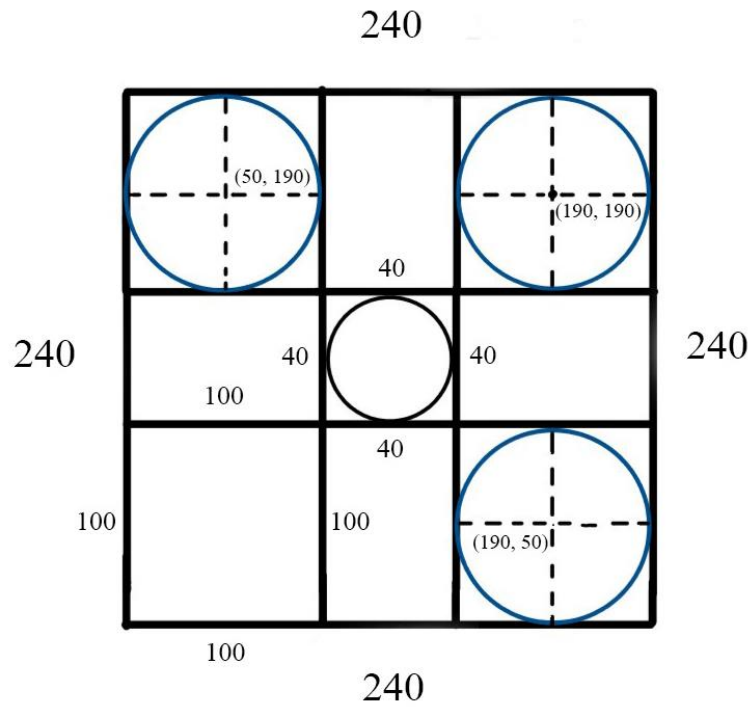


Figura 5.1: Schema sul posizionamento degli stirrer

Il primo diffusore è centrato in 190, ha altezza 190 e un angolo di rotazione α pari a 30° , il secondo è centrato in 50, ha altezza 190 e ruota con un angolo β di 50° mentre il terzo è centrato in 190, ha altezza 50 e un angolo di rotazione θ pari a 105° .

Come discusso nella tesi di Chiara Fabbietti sulla focalizzazione del campo magnetico nel corpo umano, il loro posizionamento è fondamentale per rendere l'ambiente più caotico e di conseguenza per garantire una migliore focalizzazione.

Il segnale che viene dato in input ai cinque punti che si trovano all'interno della sfera è una sinusoide modulata da un impulso gaussiano e centrata a 2.45 GHz con banda 100 MHz. Esso è descritto come:

$$s(t) = \cos(2\pi f_0(t - t_0))e^{-\frac{(t-t_0)^2}{t_g}} \quad (18)$$

dove

$$t_g = \frac{12}{[\pi(f_{max}-f_{min})]^2} \quad (19)$$

e

$$t_0 = 3\sqrt{t_g} \quad (20)$$

con $f_{min} = 0,95 \text{ GHz}$, $f_{max} = 1,05 \text{ GHz}$ e $f_0 = 1,00 \text{ GHz}$.

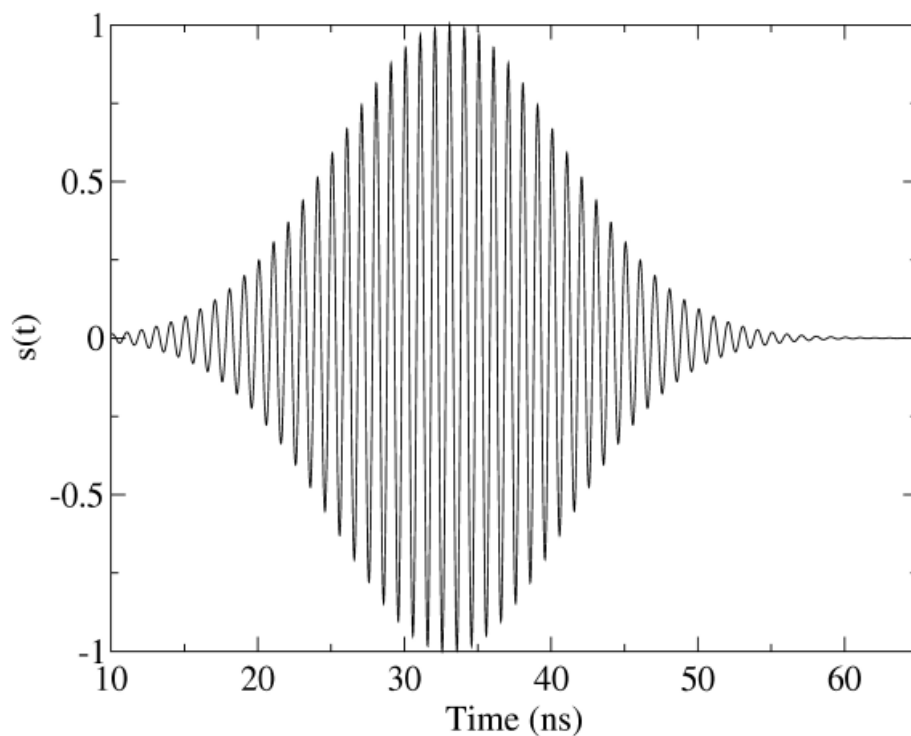


Figura 5.2: Andamento del segnale in input

L'impulso acquisito dall'antenna, posizionata all'interno della cavità sarà:

$$s_o(t) = s_i(t) * h(t)$$

A $s_o(t)$ viene poi applicata la tecnica del Time-Reversal quindi il segnale invertito temporalmente, $s_r(t)$, viene ritrasmesso dall'antenna stessa.

$$s_r(t) = s_o(-t) * h(t)$$

L'analisi richiede perciò due simulazioni, una diretta e un'inversa, che verranno analizzate separatamente.

Rispetto agli studi precedenti riguardanti la focalizzazione, nei quali l'impulso veniva emesso da una sorgente posta al di fuori della testa umana, in quest'analisi il segnale di input viene emesso direttamente dai punti che si trovano all'interno della sfera, quindi del tessuto.

Nella Figura 5.3 si può osservare come, in precedenza, nella simulazione diretta il segnale venisse emesso da un'antenna, posizionata sul lato superiore della camera riverberante, e focalizzasse un punto all'interno della testa umana. Nella simulazione inversa, corrispondente all'immagine 5.2 di destra, il segnale invertito temporalmente viene trasmesso dalla stessa antenna e si rifocalizza nel medesimo punto sul tessuto.

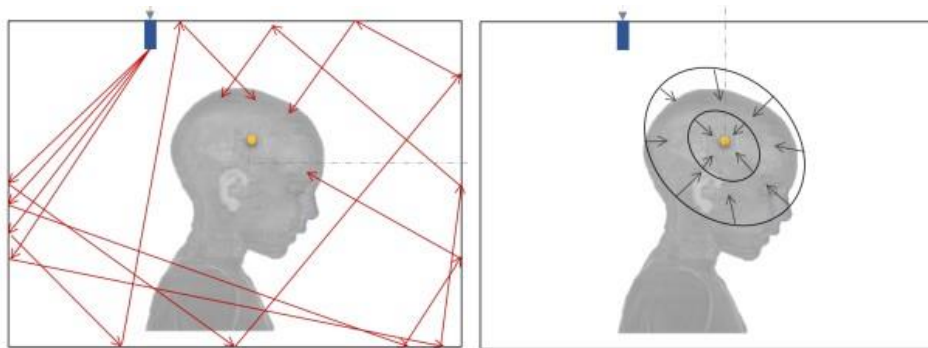


Figura 5.3: Tecnica di focalizzazione precedente

La Figura 5.4 illustra invece il procedimento attuale nel quale la sorgente si trova direttamente all'interno del tessuto e il segnale viene ricevuto da un'antenna posizionata nel bordo della cavità. Questo è possibile esclusivamente da un punto di vista numerico, ma non sperimentale.

La simulazione inversa, visibile nell'immagine di destra, coincide con quella

della tecnica precedente. Infatti, il segnale time-reversed viene emesso dalla stessa antenna e rifocalizza il punto iniziale.

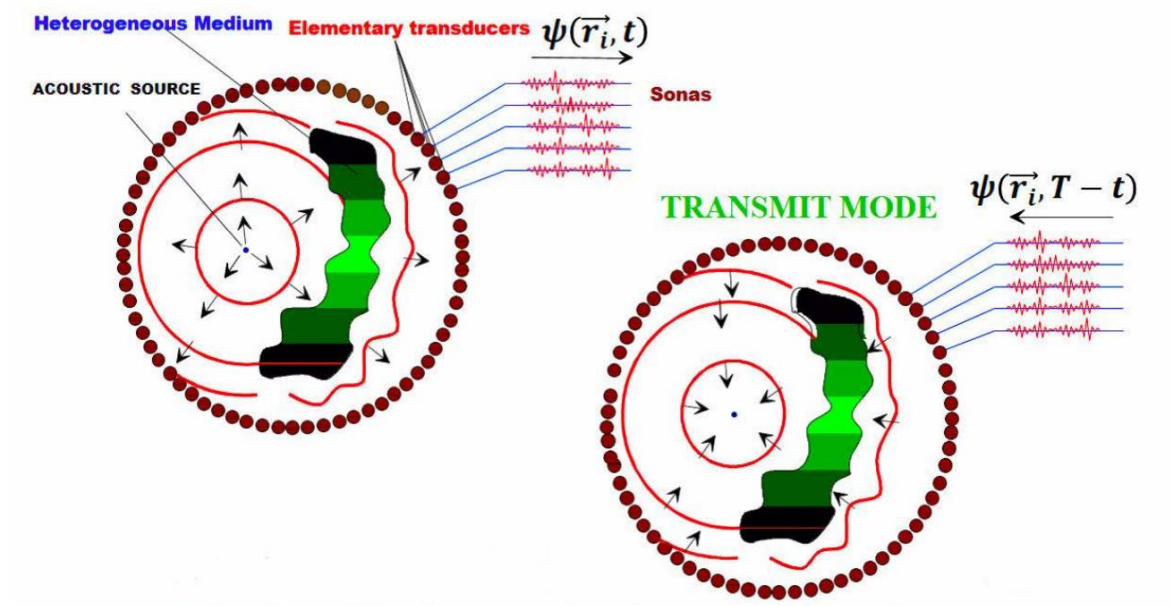


Figura 5.4: Tecnica di focalizzazione attuale

5.1 Risultati simulazioni

Andando a graficare le componenti del campo elettrico, E_x , E_y e E_z , possiamo osservare come la componente lungo l'asse z, Figura 5.6, sia quella più simile all'impulso trasmesso dalla linea di trasmissione lungo il medesimo asse, Figura 5.5. Questo risultato è ragionevole poiché effettivamente abbiamo posizionato il monopolo lungo l'asse z, quindi sarà lì che ci aspettiamo un segnale più significativo.

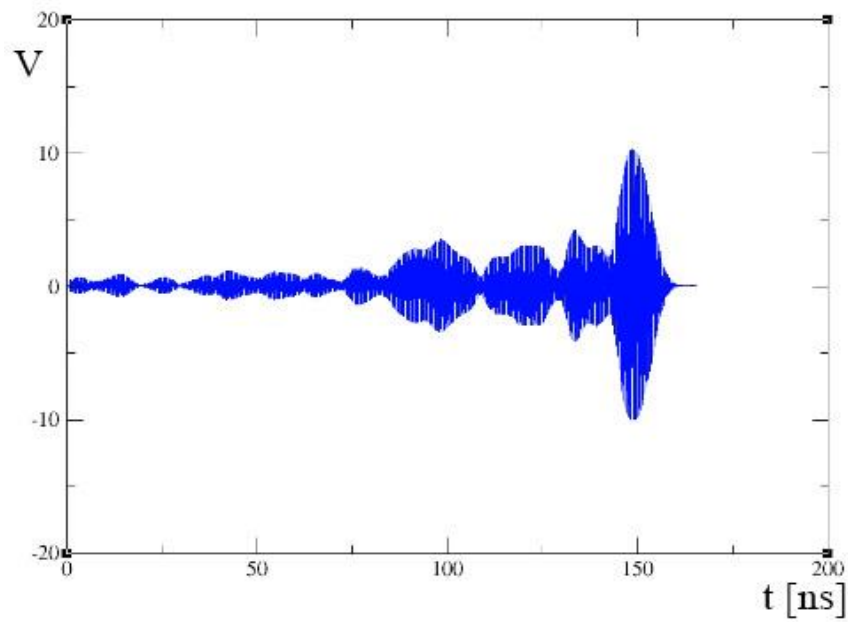


Figura 5.5: Grafico della tensione trasmessa lungo la prima linea

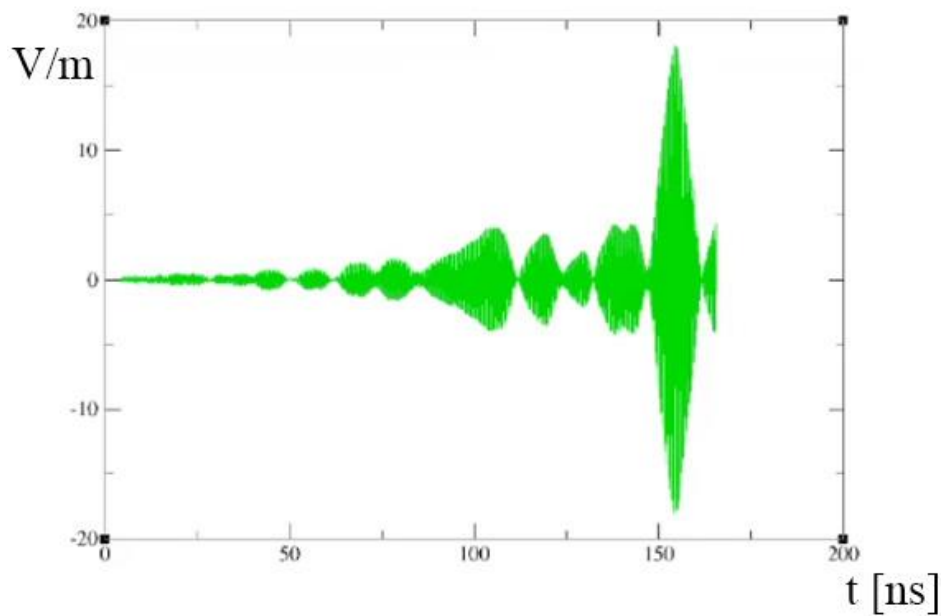


Figura 5.6: Andamento di E_z non normalizzato

Per ottenere dei risultati maggiormente visibili abbiamo analizzato solamente il comportamento del punto centrale, ovvero quello con coordinate (21, 22, 23) rispettivamente lungo l'asse x, y e z. Quindi abbiamo confrontato il

segnale mandato in ingresso nella sfera con la componente E_z del campo elettrico, entrambi i segnali sono stati normalizzati rispetto al loro valore massimo.

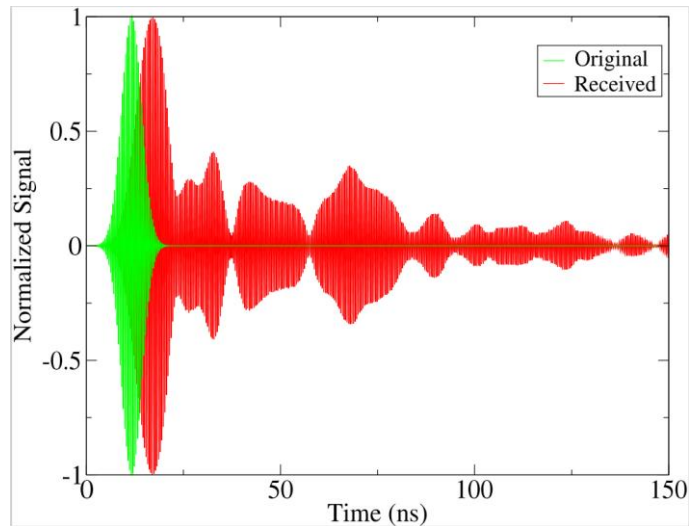


Figura 5.7: Confronto segnali della propagazione diretta

In seguito abbiamo invertito temporalmente il segnale ricevuto dal monopolo, lo abbiamo normalizzato rispetto al suo valore massimo, e confrontato con l'impulso iniziale normalizzato.

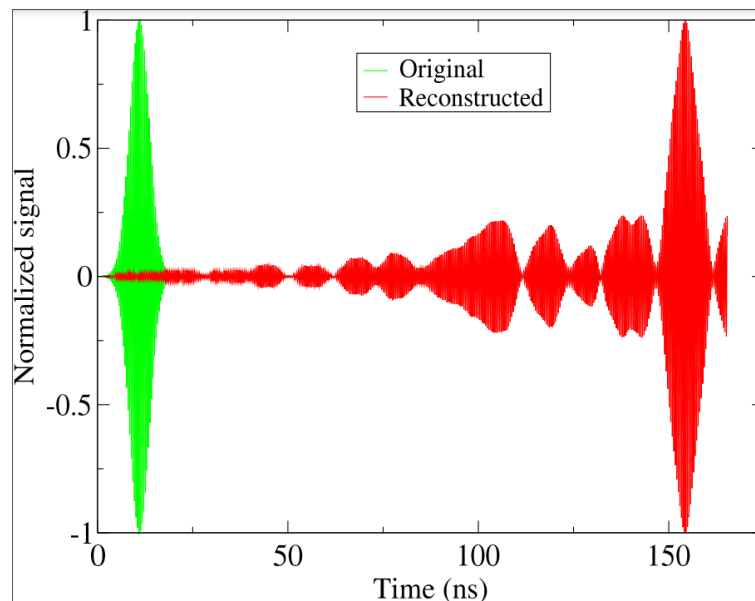


Figura 5.8: Confronto segnali nella propagazione inversa

Infine abbiamo messo a confronto il segnale trasmesso nella simulazione diretta con il segnale ricostruito. Dal grafico mostrato in Figura 5.9a possiamo dedurre che la componente E_z del campo elettrico è ben ricostruita, nonostante in alcuni tratti sia presente del rumore per cui il segnale ricostruito risulta maggiore rispetto all'originale.

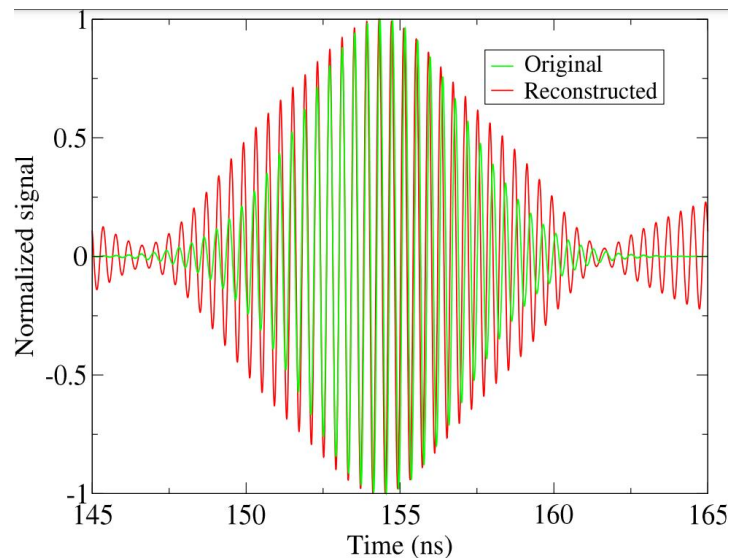


Figura 5.9a: Confronto tra il segnale originale della simulazione diretta e il segnale ricostruito della simulazione inversa

Il grafico della Figura 5.9 può essere confrontato con quello ottenuto dalla medesima simulazione, nella quale però è stato focalizzato un solo punto, quello con coordinate:

```
probed_points[0].i= BCINX (100) +21;
```

```
probed_points[0].j= BCINY (100) +22;
```

```
probed_points[0].k= BCINZ (100) +23;
```

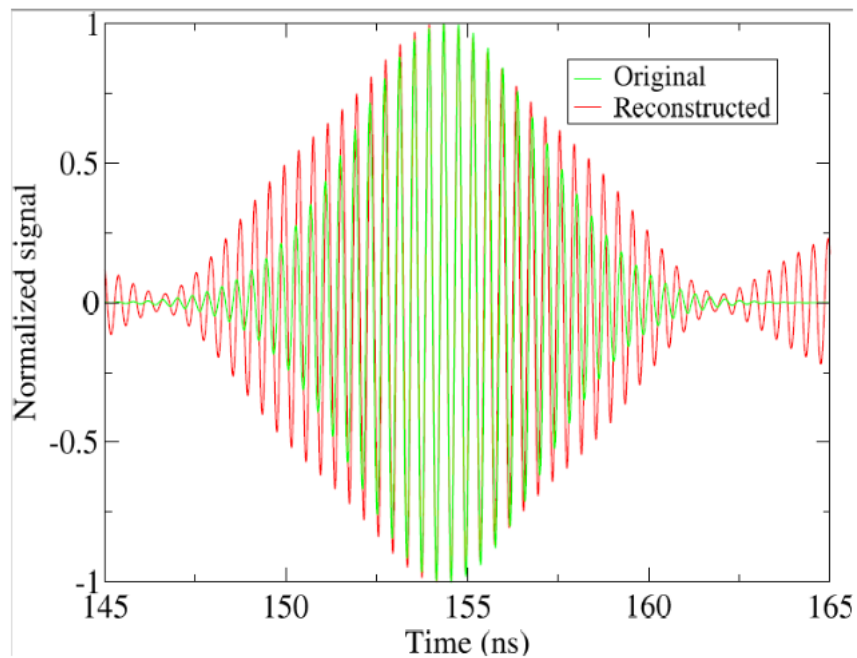


Figura 5.9b: Confronto tra il segnale originale della simulazione diretta e il segnale ricostruito della simulazione inversa, considerando un solo punto all'interno della sfera

Osservando i due grafici si può notare che il loro sfasamento è minimo, questo potrebbe essere dovuto al posizionamento dei cinque punti. Infatti, la loro posizione baricentrica potrebbe incidere sul risultato della focalizzazione. Per ottenere delle differenze più marcate sarebbe auspicabile scegliere posizioni più casuali oppure diminuire il numero di punti presi in esame.

Sebbene i due grafici risultino piuttosto simili, nelle animazioni, che descrivono l'andamento temporale della distribuzione del campo elettrico sia all'interno della sfera che fuori, le differenze sembrano più evidenti.

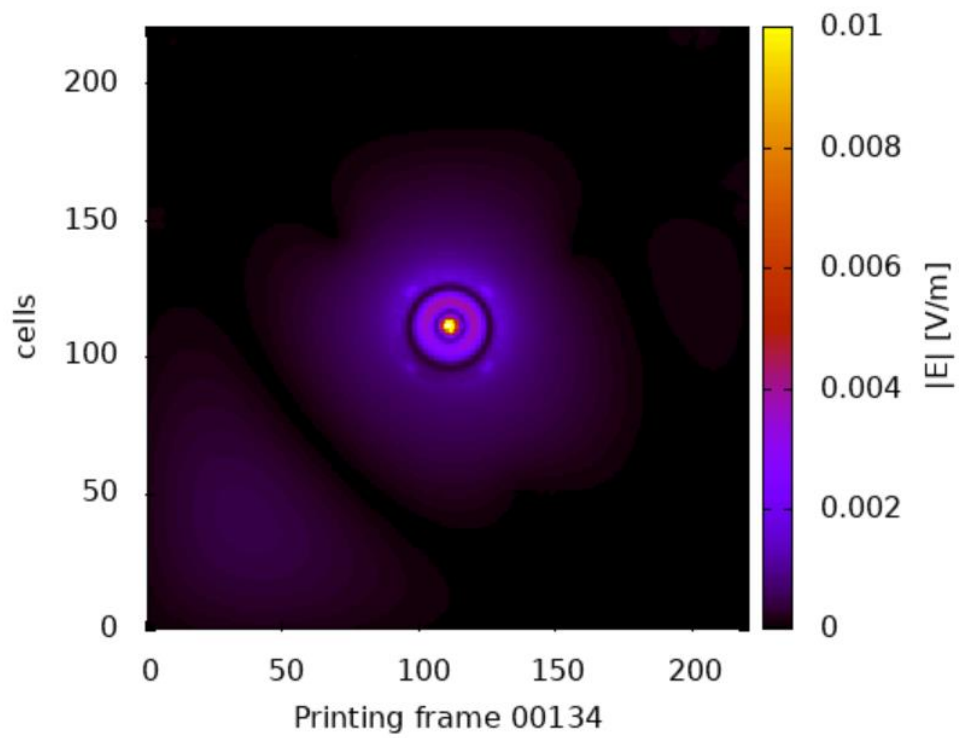


Figura 5.10: Frame dell'animazione della simulazione diretta con un punto solo

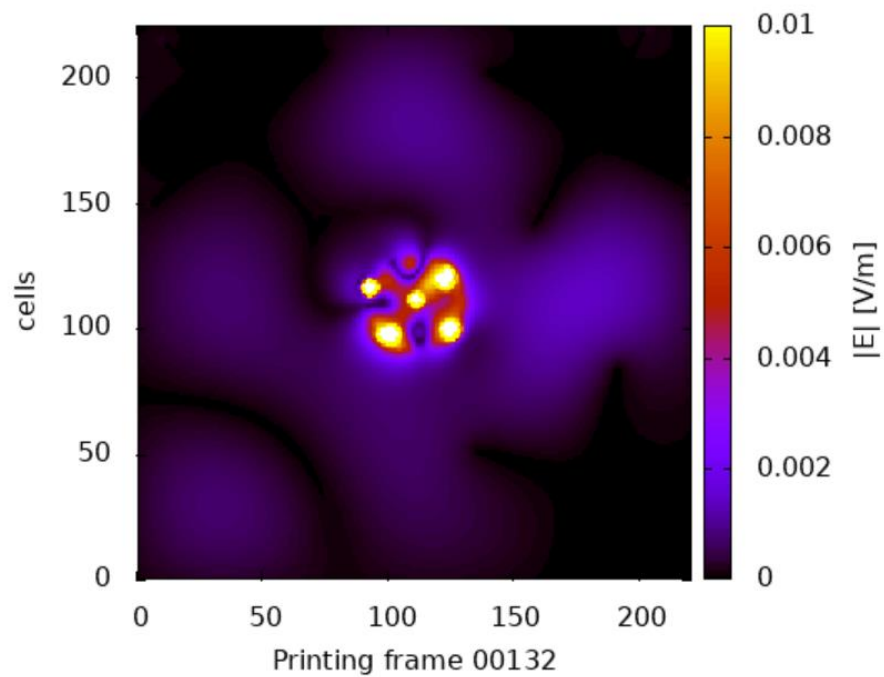


Figura 5.11: Frame dell'animazione della simulazione diretta con più punti

Nei due frame, catturati all'incirca nello stesso istante (00134 nel primo caso e 00132 nel secondo), risulta evidente come la presenza di più punti

garantisca una migliore focalizzazione. In entrambi i casi il segnale si concentra all'interno della sfera mentre al di fuori si annulla, ciò è dovuto anche alla presenza dei diffusori.

Nel frame della simulazione con più punti si osserva come le coordinate dei punti si concentrino attorno ad un punto centrale che non coincide volutamente con il centro della sfera. Questa scelta ci permette infatti di osservare meglio gli effetti della focalizzazione.

Lo stesso confronto può essere effettuato analizzando i rispettivi frame delle simulazioni inverse:

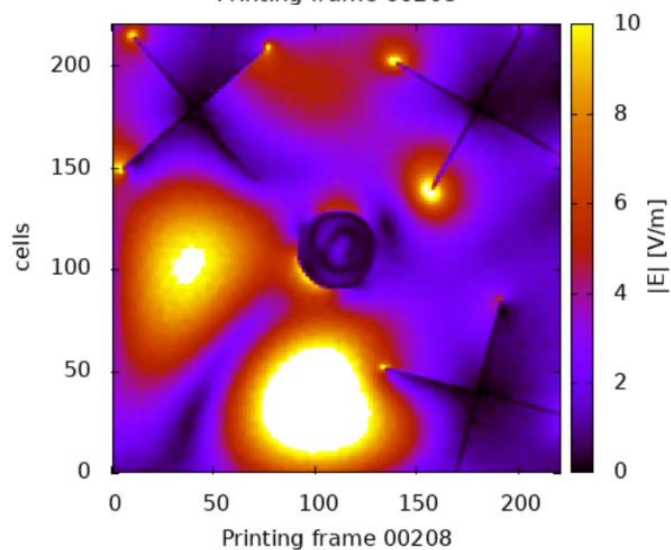
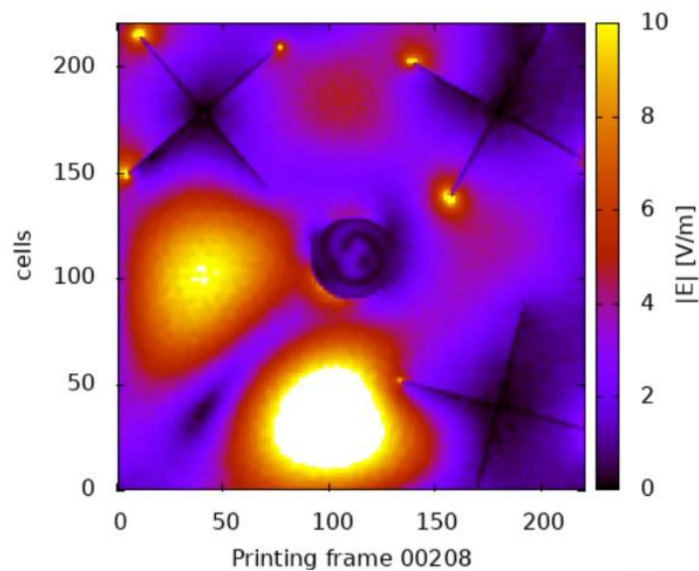


Figura 5.12a: Frame simulazione inversa con un punto (figura in alto) e simulazione inversa con più punti (figura in basso)

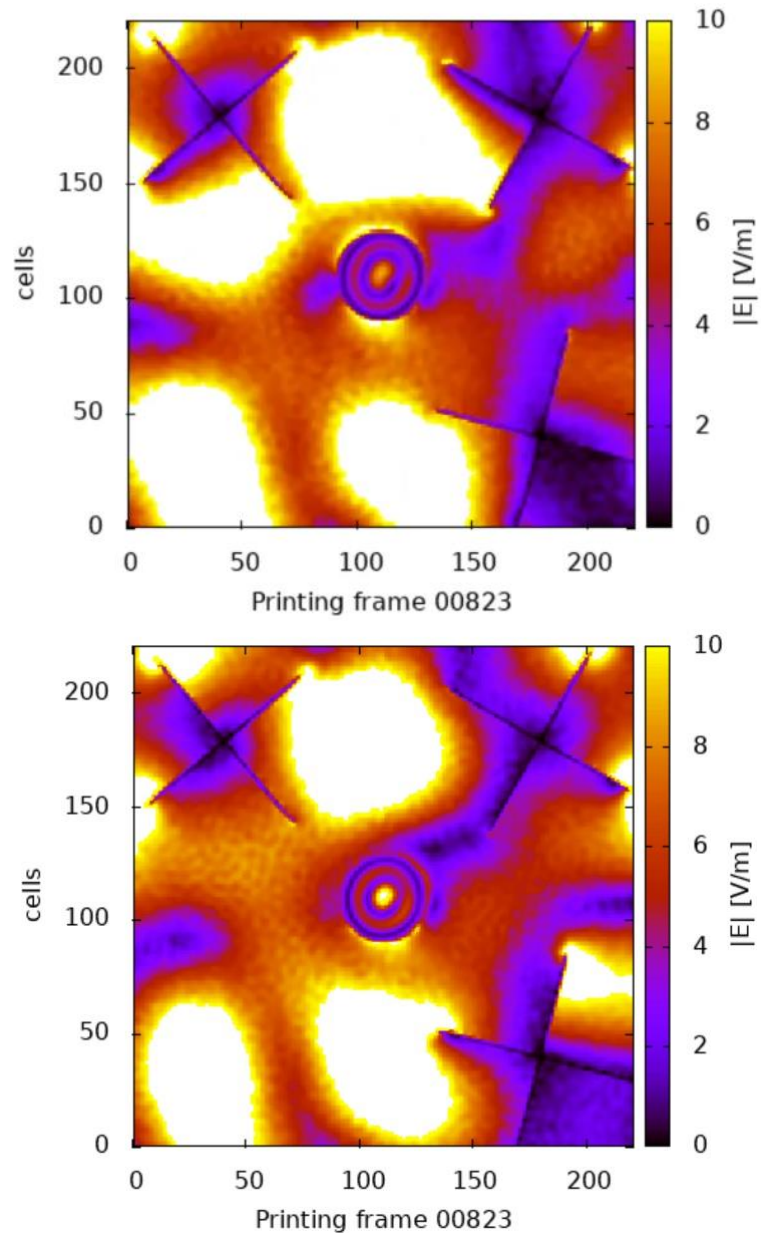


Figura 5.12b: Frame simulazione inversa con un punto (figura in alto) e simulazione inversa con più punti (figura in basso)

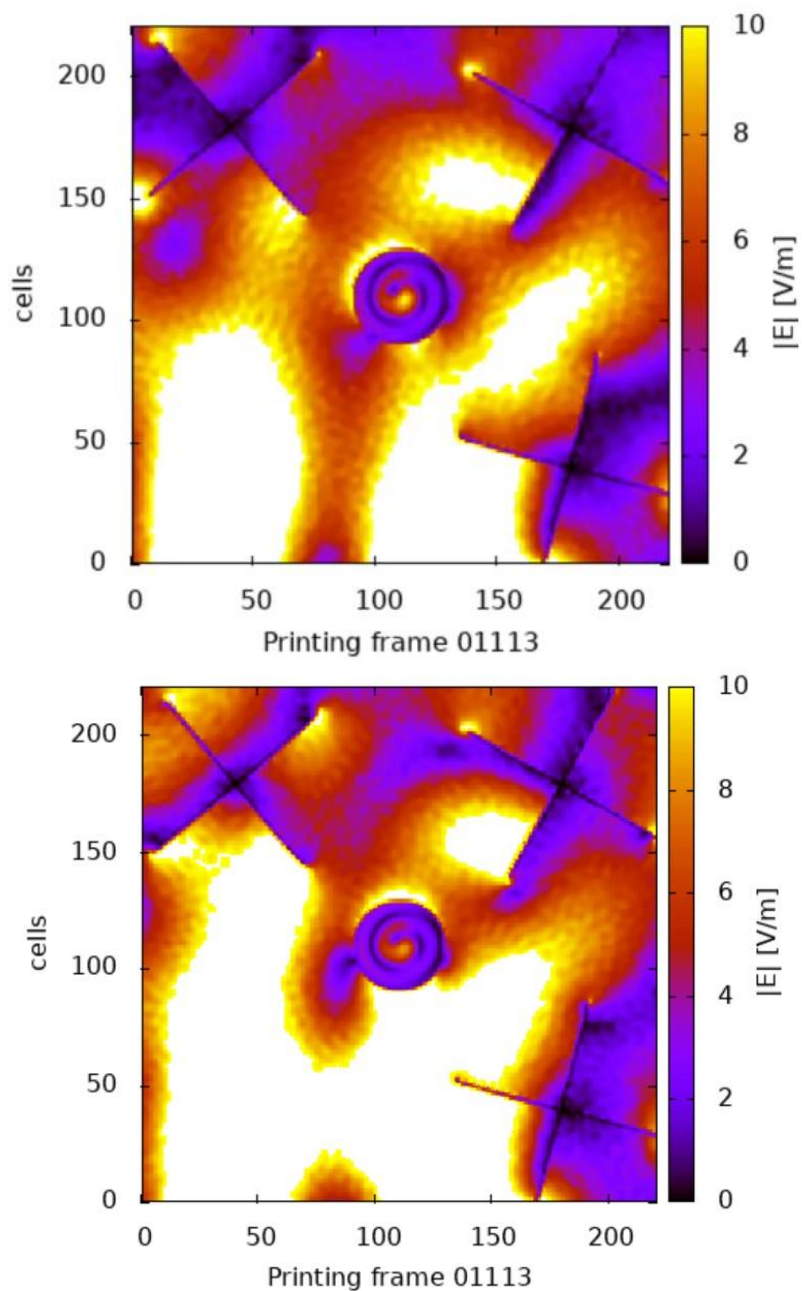


Figura 5.12c: Frame simulazione inversa con un punto (figura in alto) e simulazione inversa con più punti (figura in basso)

Dall'osservazione delle tre coppie di immagini, ottenute in tre istanti differenti, rispettivamente 00208, 00823 e 01113, è possibile dedurre che il punto centrale sia quello che meglio riesca a focalizzare, a differenza dei punti esterni che sembrerebbero non comparire affatto. Questo potrebbe

essere causato da un'eccessiva vicinanza tra i punti presi in considerazione. L'analisi dell'intera animazione sembrerebbe inoltre evidenziare nella simulazione con più punti, un movimento rotatorio tra i punti laterali prima di focalizzare il punto centrale. Lo stesso movimento non sembrerebbe occorrere nella simulazione con un solo punto, ma bisognerebbero effettuare ulteriori simulazioni per avvalorare questa tesi.

In generale, è possibile affermare che il punto centrale della sfera venga riscaldato leggermente meglio rispetto a ciò che avviene considerando un solo punto, anche se le differenze risultano minime.

6. Conclusioni

Con lo studio proposto in questa tesi abbiamo analizzato la focalizzazione delle onde elettromagnetiche all'interno di più punti in una sfera omogenea che riproduce la testa umana. L'analisi numerica è stata ottenuta tramite un codice FDTD che simula l'applicazione della tecnica del Time-Reversal al corpo in esame. Lo studio numerico ci ha dato la possibilità di variare con più facilità diversi parametri, come le coordinate dei punti da focalizzare.

Il mezzo omogeneo è stato posto all'interno di una camera caotica. Oltre a permetterci di sfruttare condizioni di assorbimento semplificate, ciò ci ha permesso di ottenere maggiori informazioni grazie alle numerose riflessioni che le onde elettromagnetiche subiscono nelle pareti metalliche della camera.

A conclusione di questa analisi possiamo affermare di aver ottenuto una buona focalizzazione elettromagnetica in più punti all'interno della sfera.

Nell'analisi diretta, la focalizzazione è nettamente migliore rispetto al caso in cui si è considerato un solo punto, nonostante il contributo maggiore derivi dal punto centrale, ovvero quello preso in esame da entrambe le simulazioni.

I risultati della simulazione inversa invece sono più incoraggianti per quanto riguarda la coordinata centrale, ove tutte le sorgenti hanno un'influenza, meno per i restanti punti dove il miglioramento risulta meno apprezzabile.

La focalizzazione dei campi elettromagnetici in mezzi biologici è una materia che sta suscitando grande interesse nella comunità scientifica per via del suo largo impiego in ambito terapeutico. Sarebbe perciò interessante estendere le simulazioni ad altri casi, ad esempio variando le coordinate dei punti, la geometria dell'oggetto preso in esame o le frequenze del segnale in ingresso, per poter valutare se esistano possibilità di miglioramento.

Bibliografia

- [1] Jayasheela Zambon, “Effetti della stimolazione mediante campi elettrici ad alta frequenza su colture di astrociti murini”.
- [2] R. B. Roemer, Engineering aspects of hyperthermia therapy. Annual Review of Biomedical Engineering, 1(1), 347-376.
- [3] M. Fink. Time reversal of ultrasonic fields. I. basic principles. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 39(5):555–566, September 1992.
- [4] D. Cassereau and M. Fink. Time-reversal of ultrasonic fields. III. theory of the closed time-reversal cavity. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 39(5):579–592, September 1992.
- [5] H. Vallon, A. Cozza, F. Monsef, and A. Chauchat. Time-reversed excitation of reverberation chambers: Improving efficiency and reliability in the generation of radiated stress. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility.
- [6] A. T. Frisco, L. Bastianelli, F. Moglie and V. Mariani Primiani. Time Reversal in Reverberation Chambers: Application to Lossy Media.
- [7] “Elecromagnetic Simulation using the FDTD method”, Dennis M. Sullivan.
- [8] S. Grimnes & O.G. Martinsen; “Bioimpedance and Bioelectricity Basics”. Elsevier; 67 2015.
- [9] B. Li and B. J. Hu, “Imaging Method Based on Time Reversal Channel Compensation,” Int. J. Antennas Propag., vol. 2015, no. Mdm, 2015, doi: 10.1155/2015/894608.
- [10] L. Gun, D. Ning, and Z. Liang, “Effective Permittivity of Biological Tissue: Comparison of Theoretical Model and Experiment,” Math. Probl. Eng., vol. 2017, 2017, doi: 10.1155/2017/7249672.
- [11] K. S. Cole and R. H. Cole, “Dispersion and absorption in dielectrics I. Alternating current characteristics,” J. Chem. Phys., vol. 9, no. 4, pp. 341–351, 1941, doi: 10.1063/1.1750906.
- [12] A. Christ et al., “The Virtual Family - Development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric

simulations,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 2, 2010, doi: 10.1088/0031-9155/55/2/N01.

[13] C. Gabriel, *Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies*, Report N.AL/OE-TR- 1996-0037, Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas (USA), 1996.