



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE
Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica
Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

Tesi di Laurea:

**Focalizzazione elettromagnetica su diverse mappe umane
utilizzando una schiera di antenne**

Electromagnetic focusing on several human maps using an antenna array

Relatore
Prof. Valter Mariani Primiani

Laureando
Kristiana Bashuri

Correlatore
Prof. Franco Moglie

Anno Accademico 2021/2022

INDICE

| | |
|--|-----------|
| INTRODUZIONE..... | 3 |
| 1. FINITE-DIFFERENCE TIME-DOMAIN(FDTD)..... | 6 |
| 1.1 CELLA DI YEE..... | 6 |
| 1.2 BASI DEL MODELLO FDTD..... | 9 |
| 2. TECNICA DEL TIME-REVERSAL | 11 |
| 2.1 PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO..... | 12 |
| 2.2 CAMERA RIVERBERANTE..... | 14 |
| 3. GEOMETRIA DELLE SIMULAZIONI..... | 16 |
| 3.1 LE MAPPE UMANE | 16 |
| 3.2 GEOMETRIA DELLE ANTENNE | 19 |
| 3.3 GEOMETRIA DELLA CAMERA | 20 |
| 4. SIMULAZIONI EFFETTUATE E RISULTATI..... | 22 |
| 4.1 SIMULAZIONE IN UNA SFERA DI MUSCOLO..... | 23 |
| 4.2 SIMULAZIONE IN UNA SFERA DI GRASSO..... | 29 |
| 4.3 SIMULAZIONE IN UNA SFERA DI PELLE | 35 |
| 5. CONCLUSIONI | 41 |
| BIBLIOGRAFIA..... | 42 |
| SITOGRAFIA..... | 43 |

INTRODUZIONE

Il corpo umano è costantemente esposto a campi elettromagnetici che vengono generati sia da sorgenti naturali, quali il sole e la terra, che da sorgenti artificiali, come telefoni cellulari, forni a microonde, radar, antenne radio e apparati ISM.

Le onde elettromagnetiche possono avere diversi effetti sui nostri tessuti biologici: l'interazione con le radiazioni elettromagnetiche può infatti provocare delle conseguenze sanitarie a breve termine sull'uomo, come la stimolazione elettrica dei tessuti muscolari e nervosi elettricamente eccitabili. Inoltre, l'esposizione ai campi ad alta frequenza può anche generare effetti termici quali il riscaldamento di organi e tessuti corporei.

Tali effetti variano al variare della frequenza e, per limitare i possibili danni fisiologici provocati dalle sorgenti artificiali, la normativa italiana ha imposto dei valori limite da rispettare contenuti nel DPCM del 08/07/2003 sulla "protezione della popolazione dalle esposizioni a campi elettrici, magnetici ed elettromagnetici generati a frequenze comprese tra 100 kHz e 300 GHz" [1].

È stato anche di forte dibattito che l'esposizione ai campi elettromagnetici potesse causare l'insorgenza di tumori della pelle o leucemia, tuttavia, secondo l'IARC (International Agency for Research on Cancer) non esistono evidenze scientifiche sufficienti per classificare i campi magnetici statici in relazione alla loro cancerogenicità per l'uomo [2]. Anche secondo l'OMS (Organizzazione Mondiale della Sanità), non sono stati evidenziati ulteriori rischi salutari provocati dai campi ELF (frequenze industriali minori di 100 Hz).

Lo studio dei campi elettromagnetici rimane comunque di grande interesse specialmente in ambito biomedico, dove ha consentito diversi progressi sia nella diagnosi che nella terapia.

Le tecniche terapeutiche che sfruttano l'utilizzo dei campi elettromagnetici sono infatti varie:

- Ipertermia: è una tecnica non invasiva che utilizza le onde elettromagnetiche alla frequenza delle microonde per il riscaldamento dei tessuti corporei in modo selettivo, controllato e ripetibile. Un'importante applicazione terapeutica di questa tecnica è rappresentata dal trattamento di malattie oncologiche.
- Ablazione: è una tecnica a ridotta invasività che utilizza sempre le radiofrequenze attraverso l'incremento della temperatura, andando a danneggiare o distruggere tessuti patologici. Trova una forte applicazione nel trattamento delle aritmie.
- Defibrillatore: è un dispositivo elettromedicale che attraverso una defibrillazione elettrica cardiaca va a ripristinare il normale ritmo cardiaco nei soggetti con un'aritmia.

Per quanto riguarda invece le applicazioni dei campi elettromagnetici nella diagnostica, abbiamo:

- MRI: tecnica di generazione di immagini utile per analizzare la presenza di patologie come l'Alzheimer.
- Stimolazione magnetica Transcraniale (TMS): è una tecnica non invasiva basata sul principio dell'induzione elettromagnetica. Permette di stimolare o inibire l'attività neuronale di specifiche aree cerebrali e viene utilizzata oltre che per la terapia, anche nella diagnosi di disturbi neurologici.

Visti i tanti benefici derivanti dall'applicazione dei campi elettromagnetici, è fondamentale effettuare degli studi sulle modalità di interazione con il corpo umano volti a migliorare la capacità di focalizzazione delle onde elettromagnetiche.

In questa tesi andremo ad analizzare in modo più approfondito come avviene la focalizzazione elettromagnetica di un segnale irradiato da più antenne sui nostri tessuti biologici posti all'interno di una cavità risonante. Effettueremo inoltre la valutazione su diverse mappe umane sfruttando la tecnica del Time-Reversal.

1. Finite-Difference Time-Domain (FDTD)

Il metodo delle differenze finite nel dominio del tempo (FDTD) è oggi una delle tecniche più popolari per la soluzione di problemi elettromagnetici. La ragione principale del successo del metodo FDTD risiede nel fatto che il metodo stesso è estremamente semplice anche per la programmazione di un codice tridimensionale. Alcuni sistemi che possono essere modellati con FDTD sono: antenne, corpo umano, satelliti, circuiti e metamateriali.

1.1 *CELLA DI YEE*

Il metodo numerico Finite-Difference Time-Domain è un modello numerico che risolve contemporaneamente le equazioni per i campi elettrici e magnetici, nel tempo e nello spazio, utilizzando le equazioni di Maxwell, anziché risolverli separatamente con un'equazione d'onda.

L'algoritmo fu proposto per la prima volta dal matematico Kane Yee nel 1966, e poi migliorato da altri studiosi verso la fine degli anni '70.

L'obiettivo è quello di discretizzare spazio e tempo in modo che i campi elettrici e magnetici siano sfalsati sia nello spazio che nel tempo.

Per capire l'utilità dell'algoritmo FDTD, consideriamo di modellare un oggetto d'interesse e lo spazio tridimensionale circostante, scomponendolo in migliaia di piccole celle, ognuna delle quali è un volume che contiene una piccola porzione di materiale omogeneo. Se conosciamo i valori d'ingresso del campo elettrico (E) e del campo magnetico (H) che entrano in una qualsiasi direzione nella cella e le proprietà dielettriche del materiale contenuto nel volume, possiamo valutare la sua propagazione attraverso la cella utilizzando l'Equazione di Maxwell e determinare il

campo elettromagnetico che uscirà dall'altra parte della cella un periodo di tempo successivo [5].

La proposta di Yee, come si vede nella figura sottostante, è una griglia rettangolare strutturata da varie celle e ogni cella ha dimensioni Δx , Δy e Δz 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 Δz sono gli incrementi spaziali nelle rispettive direzioni [6].

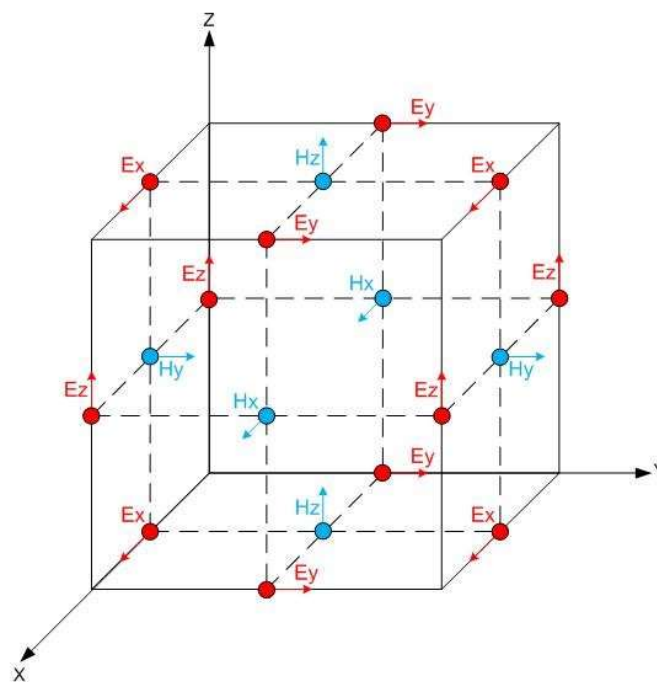


Figura 1.1 la cella di Yee

Dalla figura 1.1 “la cella di Yee” i campi elettrici E sono posti ai lati della cella (in rosso), i campi magnetici H al centro della superficie sottesa della singola cella (in blu), così che risultino disallineati di mezza cella.

Ciascuno di questi componenti sono vettori centrati nello spazio tridimensionale in modo che ogni componente E sia circondata da quattro componenti H circolanti e viceversa.

Yee sceglie una geometria per il campionamento spaziale delle componenti vettoriali del campo elettrico e magnetico che rappresenta in modo robusto sia la forma differenziale che quella integrale delle equazioni di Maxwell [4].

Per ridurre al minimo l'errore di discretizzazione è necessario rispettare delle condizioni di stabilità, sia nello spazio che nel tempo. La dimensione del lato della cella (Δ) viene determinata in base alla lunghezza d'onda minima della simulazione:

$$\Delta \leq \frac{\lambda_{min}}{10} \quad (1.1)$$

$$\Delta = \frac{\lambda_{min}}{20} \quad (1.2)$$

La scelta della (1.2) genera un errore di circa il 2% mentre per la (1.1) l'errore è di circa 10%.

Una volta scelta la dimensione della cella, anche il passo temporale deve essere rispettato in base alle condizioni di stabilità del criterio di Courant-Friedrichs-Lewy:

$$\Delta t \leq \frac{1}{c_0 \sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}}} \quad (1.3)$$

Con C_0 il valore della velocità della luce nel vuoto. Questo si interpreta come una componente del campo che non possa propagarsi per più di una lunghezza della diagonale della cella in un passo temporale Δt [7].

1.2 BASI DEL MODELLO FDTD

Il Finite-Difference Time-Domain impiega differenze finite come approssimazioni alle derivate spaziali e temporali che compaiono nelle equazioni di Maxwell, in particolare nelle seguenti leggi di Ampere e Faraday:

$$\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = -\frac{1}{\epsilon_0} \nabla \times \mathbf{H} \quad (1.4)$$

$$\frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \nabla \times \mathbf{E} \quad (1.5)$$

Considerando un mezzo isotropo, omogeneo, invariante nel tempo e senza perdite elettriche o magnetiche, dove ϵ è la permittività, μ è la permeabilità, \mathbf{H} campo magnetico e \mathbf{E} campo elettrico.

Decomponendo queste equazioni (1.4) e (1.5) lungo le coordinate cartesiane (x , y e z), è possibile scrivere sei equazioni differenziali parziali accoppiate come, ad esempio, l'equazione dei campi vettoriali con verso lungo l'asse x :

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right) \quad , \quad \frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon} \left(\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma E_x \right) \quad (1.6)$$

Per le altre componenti lungo gli assi y e z abbiamo delle equazioni simili alla (1.6).

Tali equazioni sono la base dell'algorithmo numerico FDTD per le interazioni delle onde elettromagnetiche con oggetti tridimensionali generici.

Al fine di calcolare una delle componenti del campo magnetico \mathbf{H} (vedi figura 1.1) in uno specifico istante di tempo, è sufficiente conoscere le quattro componenti elettriche \mathbf{E} che circondano il campo \mathbf{H} nell'istante di tempo precedente. L'algorithmo semplifica di molto la risoluzione di problemi elettromagnetici in quanto queste

equazioni possono essere implementate direttamente in un codice di calcolo. Ad ogni istante temporale il simulatore calcola alternativamente E e H all'interno di una cella.

Queste equazioni di Maxwell discrete, dipendenti dal tempo, sono state implementate nelle nostre simulazioni utilizzando le approssimazioni di differenza centrale alle derivate parziali nello spazio e nel tempo.

FDTD viene scritto sottoforma di codice in linguaggio C ed eseguito su un supercomputer ad elevate prestazioni localizzato in Francia, al CEA (Commissariat à l'énergie atomique et aux énergies alternatives).

2. Tecnica del Time-Reversal

Il Time-Reversal (TR) è una tecnica che ha la capacità di focalizzare l'energia di un'onda, sia sonora che elettromagnetica, in uno specifico punto nel tempo e nello spazio.

La trasmissione del segnale avviene da una sorgente verso una ricevente all'interno di un ambiente riverberante: dopo essere stato captato dall'antenna ricevente, il segnale viene rovesciato nel tempo e ritrasmesso di nuovo al punto di partenza. È come se il segnale venisse portato indietro nel tempo, da qui prende il nome la tecnica (Time Reversal) che va quindi ad invertire la direzione del tempo: $t \rightarrow -t$

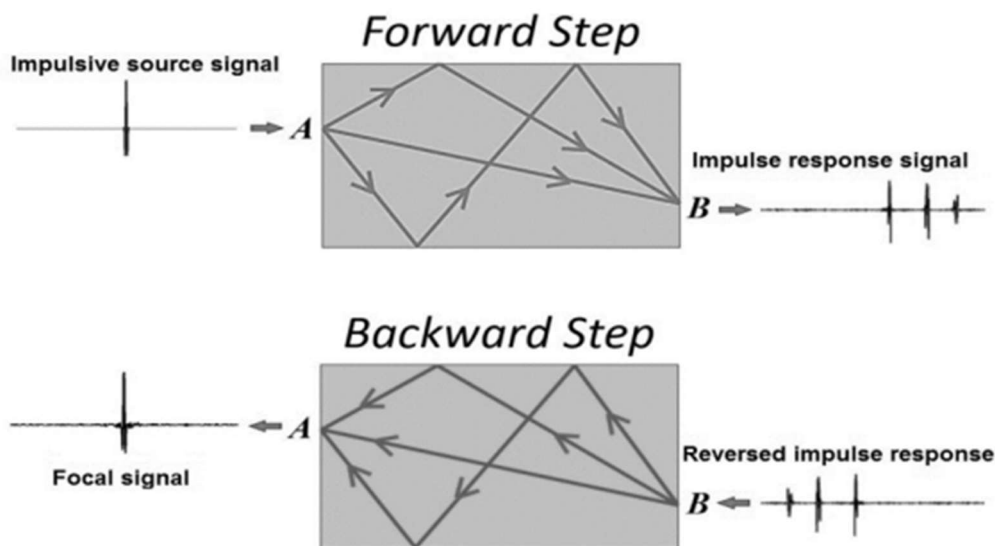


Figura 2.0: esempio del Time Reversal

Il TR è una tecnica che ha applicazione nel campo biomedico e rappresenta un importante strumento sia per la diagnostica che per la terapia, come nell'ipertermia o nella localizzazione di impianti medici.

2.1 PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO

Il Time Reversal si basa sulla proprietà di reciprocità dell'equazione d'onda ovvero, data una soluzione dell'equazione d'onda, l'inversione del tempo della soluzione è ancora una sua soluzione.

Dunque, una condizione necessaria per la sua applicazione è l'invarianza al Time Reversal delle equazioni fisiche che governano l'elettromagnetismo.

Per descrivere il processo TR consideriamo un sistema lineare tempo-invariante (sistema LTI):

- dato un segnale in ingresso noto $x(t)$ otteniamo un determinato segnale in uscita $y(t)$ in funzione della funzione di trasferimento $h(t)$ che misura la risposta impulsiva del sistema, come rappresentato dalla seguente figura:

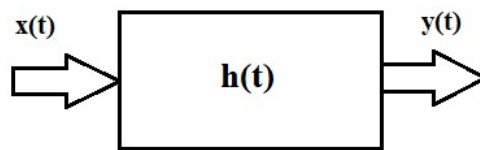


Figura 2.1: sistema lineare tempo-invariante

Si calcola l'uscita del segnale con l'operatore della convoluzione del tempo “ \otimes ” tra la risposta impulsiva del sistema $h(t)$ e ingresso $x(t)$, come si vede nella seguente equazione:

$$y(t) = x(t) \otimes h(t) \quad (2.1)$$

Passiamo dal dominio del tempo al dominio della frequenza utilizzando la trasformata di Fourier, utile per sfruttare il teorema della convoluzione che afferma

che fare la convoluzione di due segnali in ambito temporale è equivalente a fare il prodotto delle trasformate di Fourier degli stessi:

$$Y(f) = X(f) \cdot H(f) \quad (2.2)$$

In questo modo, per calcolare la risposta dell'impulso secondo equazione (2.1), noto ingresso e nota uscita del sistema, è sufficiente applicare ai segnali la trasformata di Fourier. Invertendo la (2.2) otteniamo la seguente funzione di trasferimento $H(f)$:

$$H(f) = \frac{Y(f)}{X(f)} \quad (2.3)$$

Questo è la base del principio per la propagazione diretta del segnale, da una sorgente alla ricevente, mentre per applicare il metodo del Time-Reversal è necessario l'inversione temporale come riportato in figura 2.2.

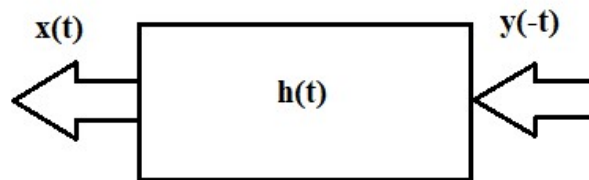


figura 2.2: sistema lineare tempo-invariante con la tecnica del Time Reversal

Il segnale captato viene rovesciato e rimesso di nuovo al sistema $y(-t)$. Applicando la trasformata di Fourier otteniamo:

$$X(f) = Y^*(f) \cdot H(f) \quad (2.4)$$

Con $y(-t) = Y^*(f)$, attraverso la propagazione inversa del segnale si riescono a focalizzare le onde elettromagnetiche in una specifica posizione e in un determinato istante temporale. [8]

2.2 CAMERA RIVERBERANTE

La tecnica del Time-Reversal viene simulata utilizzando una camera riverberante, tenendo fermi i mescolatori.

L'obiettivo della camera è quello di generare un campo statisticamente uniforme, isotropo e depolarizzato all'interno del volume di lavoro, dove verrà posizionato l'oggetto che andremo a testare, ovvero una testa umana.

Le pareti della camera schermata non assorbono energia elettromagnetica (idealmente) bensì riflettono le onde incidenti, andando ad amplificare l'intensità del campo elettromagnetico iniettato da un segnale d'ingresso di moderata potenza.

L'elevata capacità riflessiva della cavità crea una "caocità" al suo interno che genera onde piane aventi tutte le possibili direzioni di propagazione e diversa polarizzazione che vanno a colpire la testa in ogni istante e in qualunque posizione si trovi [9], come di può notare nella figura sottostante:

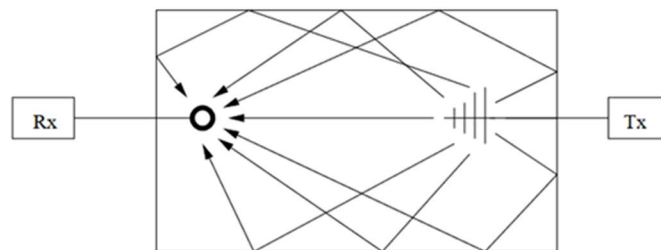


Figura 2.3: Rappresentazione delle onde riflesse in una camera riverberante

Le principali caratteristiche della camera riverberante sono:

- *Un fattore di merito Q* elevato per avere una maggiore capacità della camera di immagazzinare energia.
- Una *minima frequenza* di utilizzo della camera alla quale si raggiunge l'uniformità del campo: $LUF = 6 \times f_0$, con f_0 è la frequenza del primo modo della cavità.

- *Un volume di lavoro (WV)* di dimensioni pari a $\lambda LUF / 4$, rappresenta lo spazio dove sicuramente sono rispettate le proprietà di uniformità, isotropia ed omogeneità dei campi [8].
- *Stirrer (o mescolatore)* sono dei grandi riflettori metallici orientati con diverse angolazioni e ruotano in modo da alterare le condizioni al contorno della camera. Lo scopo è quello di rendere l'ambiente elettromagnetico statisticamente uniforme, isotropo e omogeneo, conferendo la desiderata caoticità all'ambiente elettromagnetico. Aumentando le riflessioni all'interno della camera aumentano il numero di modi eccitati. Essi devono avere dimensioni pari ad almeno a $\lambda/4$ considerando la minima frequenza di lavoro (LUF). Nelle nostre simulazioni, come verrà trattato successivamente nel prossimo capitolo, utilizzeremo più di un diffusore per garantire una maggiore caocità nel nostro volume di lavoro.
- *Antenna trasmittente*, un monopolo di tipo lineare che immette il segnale originale ed è orientato verso un certo angolo nella camera. Verrà trattato con maggior approfondimento nel capitolo delle geometrie.
- *Antenna ricevente*, un altro monopolo di tipo lineare. Nel caso si volessero effettuare delle misure sperimentali bisognerebbe aggiungere anche un dispositivo di analisi di segnale come un oscilloscopio o analizzatore di spettro e un generatore di campo elettromagnetico.

3. GEOMETRIA DELLE SIMULAZIONI

3.1 LE MAPPE UMANE

Le simulazioni FDTD effettuate nella tesi utilizzano le mappe umane “Virtual Population (ViP)” fornite dalla “Foundation for Research on Information Technologies in Society” (ITIS) create a partire da immagini di risonanza magnetica da volontari sani, ad elevata risoluzione $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. [10]

I modelli della famiglia virtuale utilizzati durante le nostre simulazioni sono quelli della prima generazione, in particolare di Duke, Ella e Billie:

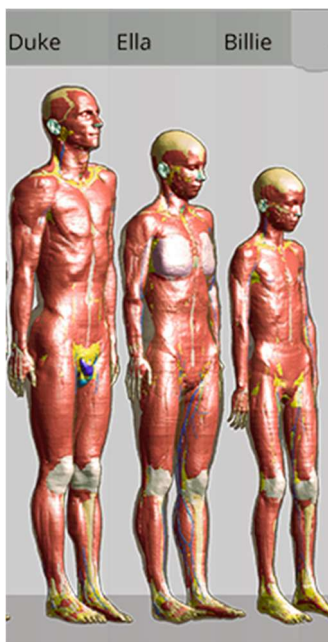


Figura 3.1: Modello ViP

| Nome | Sesso | Tipo | Età | Altezza (m) | Peso (kg) |
|--------|---------|-----------------|-----|-------------|-----------|
| Billie | Femmina | Pre-Adolescente | 11 | 1.49 | 34 |
| Ella | Femmina | Giovane Adulta | 26 | 1.63 | 57.3 |
| Duke | Maschio | Giovane Adulto | 34 | 1.77 | 70.2 |

Tabella 1: Descrizione delle mappe umane

Sono modelli accurati che descrivono correttamente la posizione relativa, l’orientamento relativo e le proprietà elettriche dei tessuti.

Attraverso il software ParaView è possibile rappresentare i tre modelli in 3D, con diverso orientamento nelle rispettive coordinate cartesiane x (in rosso), y (giallo) e z

(verde). I modelli di seguito rappresentano diverse teste umane dove andremo a focalizzare il campo elettromagnetico attraverso la tecnica del Time Reversal.

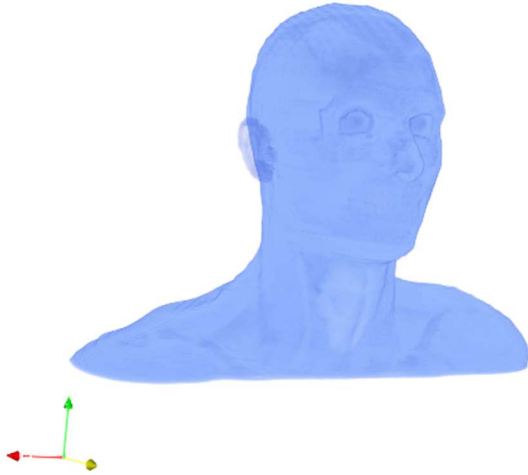


Figura 3.2 Testa di Duke

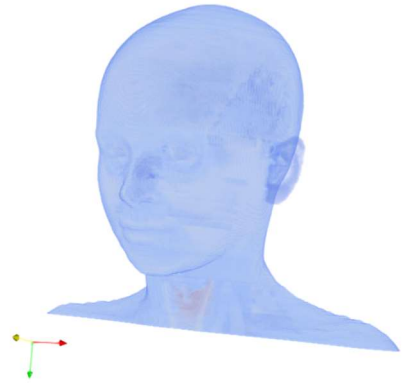


Figura 3.3 Testa di Billie



Figura 3.4 Corpo completo di Ella

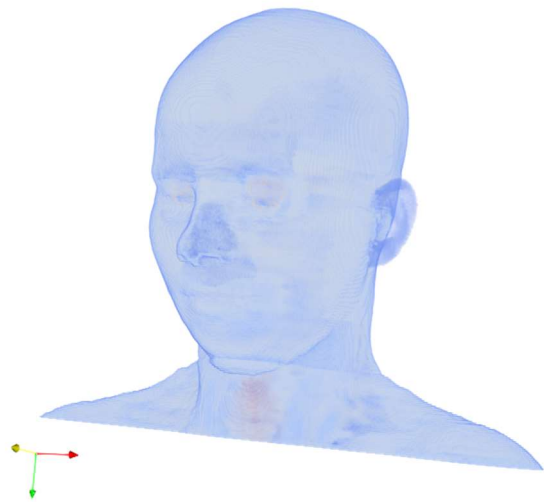


Figura 3.5 Testa di Ella

I modelli elaborati non sono omogenei e bisogna tener conto delle diverse componenti tissutali come la densità, la permittività elettrica relativa ϵ_r e la conducibilità elettrica σ riferita alla frequenza di $f=2.45$ GHz.

Il comportamento dielettrico dei tessuti corporei è fondamentale per comprendere l'interazione tra il campo elettromagnetico e il corpo umano.

La permittività dielettrica complessa di un materiale dielettrico con perdite viene calcolata tramite l'equazione di Cole-Cole [10] come riportato di seguito:

$$\epsilon_r = \epsilon_\infty + \sum_{m=1}^4 \frac{\epsilon_{sm} - \epsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau_m)^{1-\alpha_m}} - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \quad (3.1)$$

Con α è il parametro Cole-Cole, ϵ_{sm} e ϵ_∞ sono le costanti dielettriche a frequenza rispettivamente “statica” e “infinita”, ϵ_0 è la permittività dello spazio libero, ω è la frequenza angolare, τ è una costante di tempo e j l'unità immaginaria.

Come si può notare dall'equazione (3.1) la permittività relativa è inversamente proporzionale alla frequenza come dimostrato nella figura 3.6.

La riduzione della costante dielettrica dei tessuti biologici all'aumentare della frequenza consente una maggiore penetrazione del campo elettrico all'interno dei tessuti stessi e quindi un aumento della potenza assorbita [12].

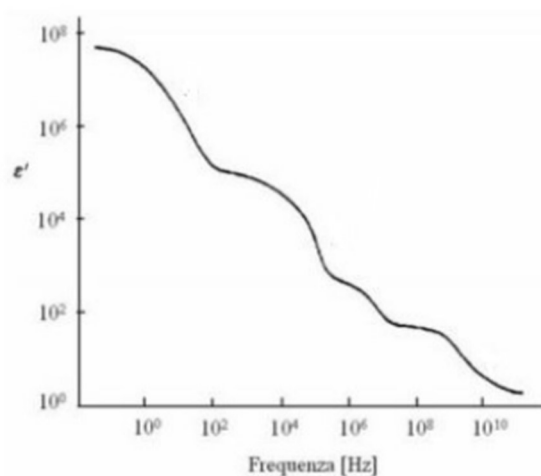


Figura 3.6: variazione della permittività elettrica dei tessuti all'aumentare della frequenza.

3.2 GEOMETRIA DELLE ANTENNE

Nelle nostre simulazioni utilizzeremo un numero maggiore di antenne trasmettenti per ottenere un miglioramento della focalizzazione delle onde elettromagnetiche sulle diverse teste umane precedentemente descritte.

Come descritto nel capitolo 2, nel Time Reversal distinguiamo due fasi: nella prima fase, l'impulso emesso da una sorgente verso un ricevente viene registrato utilizzando una simulazione FDTD. Nella seconda fase, il segnale registrato viene rovesciato e ritrasmesso da più antenne poste in parallelo in diverse posizioni. Inizialmente, ogni antenna risponderà in un determinato modo per poi convergere sullo stesso punto di focalizzazione. La sorgente o eccitazione è un segnale sinusoidale, a frequenze centrate di 2,45 GHz modulato da un impulso gaussiano.

L'impulso è irradiato da un'antenna monopolare, un conduttore a forma di barra rettilinea, che è la metà di un'antenna dipolare, generalmente montata sopra una sorta di piano terra, come si vede nella figura 3.7. Quest'ultimo è un piano riflettente, che in questo studio è rappresentato da una parete metallica della camera riverberante.

La componente di un monopolo (verticale) ha una lunghezza pari a un quarto della lunghezza d'onda del segnale da trasmettere, quindi $\lambda/4$.

Il cavo coassiale, che è simulato avere una lunghezza totale di 100 mm, entra nella camera riverberante per 61 mm, ed è disposto asimmetricamente sulla base della camera in tre distinti punti [6].

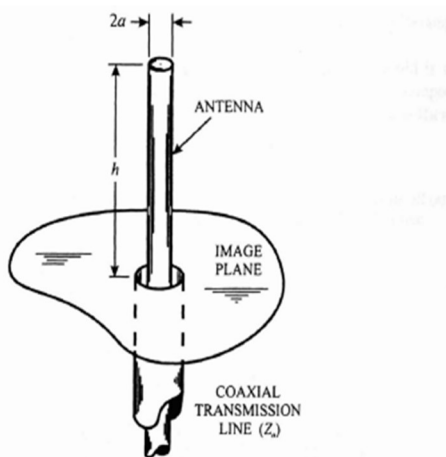


Figura 3.7 Struttura di un monopolo

Nelle nostre simulazioni utilizzeremo tre monopoli di altezza 6 cm, verso 12 nella direzione dell'asse z, dal basso verso l'alto. Poiché la sua parte attiva è lungo l'asse z nello spazio 3D, d'ora in poi ci riferiremo alla componente z del segnale ricevuto.

Le coordinate cartesiane delle tre antenne all'interno della camera sono le seguenti:

- Prima antenna:

monopolo_probe->i_a = 50;

monopolo_probe->j_a = 70;

monopolo_probe->k_a = 0;

- Seconda antenna:

monopolo_probe->i_a = 60;

monopolo_probe->j_a = 75;

monopolo_probe->k_a = 0;

- Terza antenna:

monopolo_probe->i_a = 75;

monopolo_probe->j_a = 80;

monopolo_probe->k_a = 0;

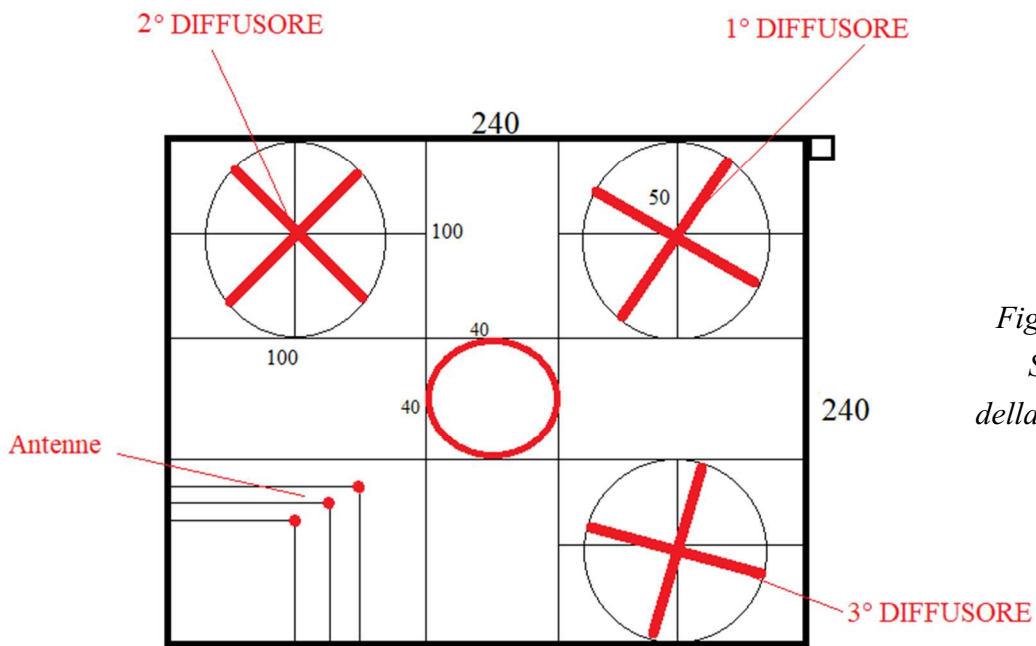
3.3 GEOMETRIA DELLA CAMERA

Come raffigurato nell'immagine sottostante, le antenne sono disposte sulla base lungo il bordo della griglia, in basso a sinistra.

La griglia ha dimensione 241x241 (celle), considerando che con FDTD bisogna aggiungere anche un'ulteriore cella esterna. Nell'ambiente riverberante includiamo tre diffusori con angolazioni differenti, costituiti da due piastre metalliche ideali e con

fulcro, rispetto all'origine del dominio FDTD nel piano xy, posizionato nelle seguenti coordinate:

1. Diffusore: $(x, y) = (190, 190)$, angolo di rotazione 30°
2. Diffusore: $(x, y) = (50, 190)$, angolo di rotazione 50°
3. Diffusore: $(x, y) = (190, 50)$, angolo di rotazione 105°



*Figura 3.8:
Struttura
della camera*

I diffusori hanno un raggio max di 50 celle, iniziano a 20 celle dal pavimento e finiscono a 10 celle dal soffitto. La presenza dei diffusori nell'ambiente riverberante è importante perché, come spiegato nel paragrafo 2.2, rendono la camera più caotica, riducono la disomogeneità del campo e permettono una focalizzazione migliore sul bersaglio posizionato al centro della camera.

4. SIMULAZIONI EFFETTUATE E RISULTATI

Come precedentemente indicato, le teste delle diverse mappe umane non omogenee sono il bersaglio su cui abbiamo focalizzato le onde elettromagnetiche sfruttando la tecnica del Time Reversal. Tuttavia, le seguenti simulazioni non sono state effettuate sulle diverse teste umane viste nel paragrafo 3.1 ma, per una manutenzione straordinaria del calcolatore al CEA, abbiamo utilizzato una mappa omogenea di forma sferica, con una superficie ridotta che simulerà la testa umana. Quindi, le nostre mappe umane anziché essere Duke, Ella e Billie saranno delle sfere omogenee di diverso tessuto, con diversa costante dielettrica e conducibilità come riportato nella tabella:

| <i>Nome tessuto</i> | <i>Frequenza (GHz)</i> | <i>Costante dielettrica ϵ_r</i> | <i>Conducibilità σ (S/m)</i> |
|---------------------|------------------------|---|--|
| Muscolo | 2,45 | 52,729 | 1,7387 |
| Pelle secca | 2,45 | 38,007 | 1,464 |
| Grasso | 2,45 | 5,2801 | 0,10452 |

Tabella 2: Proprietà dei tessuti

La sfera omogenea è di raggio 2 cm, racchiusa in una griglia cubica di dimensioni 40(i)x40(j)x40(k) con centro nel centro della mappa.

Il punto all'interno della sfera dove vogliamo focalizzare il campo ha coordinate:

probed_points[0].i = BCINX + 21;

probed_points[0].j = BCINY + 22;

probed_points[0].k = BCINZ + 23;

Nei seguenti paragrafi andremo ad analizzare i risultati ottenuti dalle simulazioni per ciascuna delle sfere omogenee e confronteremo i dati ottenuti da una singola antenna con quelli ottenuti con una schiera di antenne. E' da tenere in considerazione che per

tutti i casi possiamo effettuare una sola simulazione diretta e ricavare il segnale ricevuto dalle tre antenne.

4.1 SIMULAZIONE IN UNA SFERA DI MUSCOLO

Nella nostra prima simulazione è stato applicato un impulso diretto in un punto sulla sfera di muscolo. Vediamo lo sviluppo del segnale attraverso le seguenti animazioni:

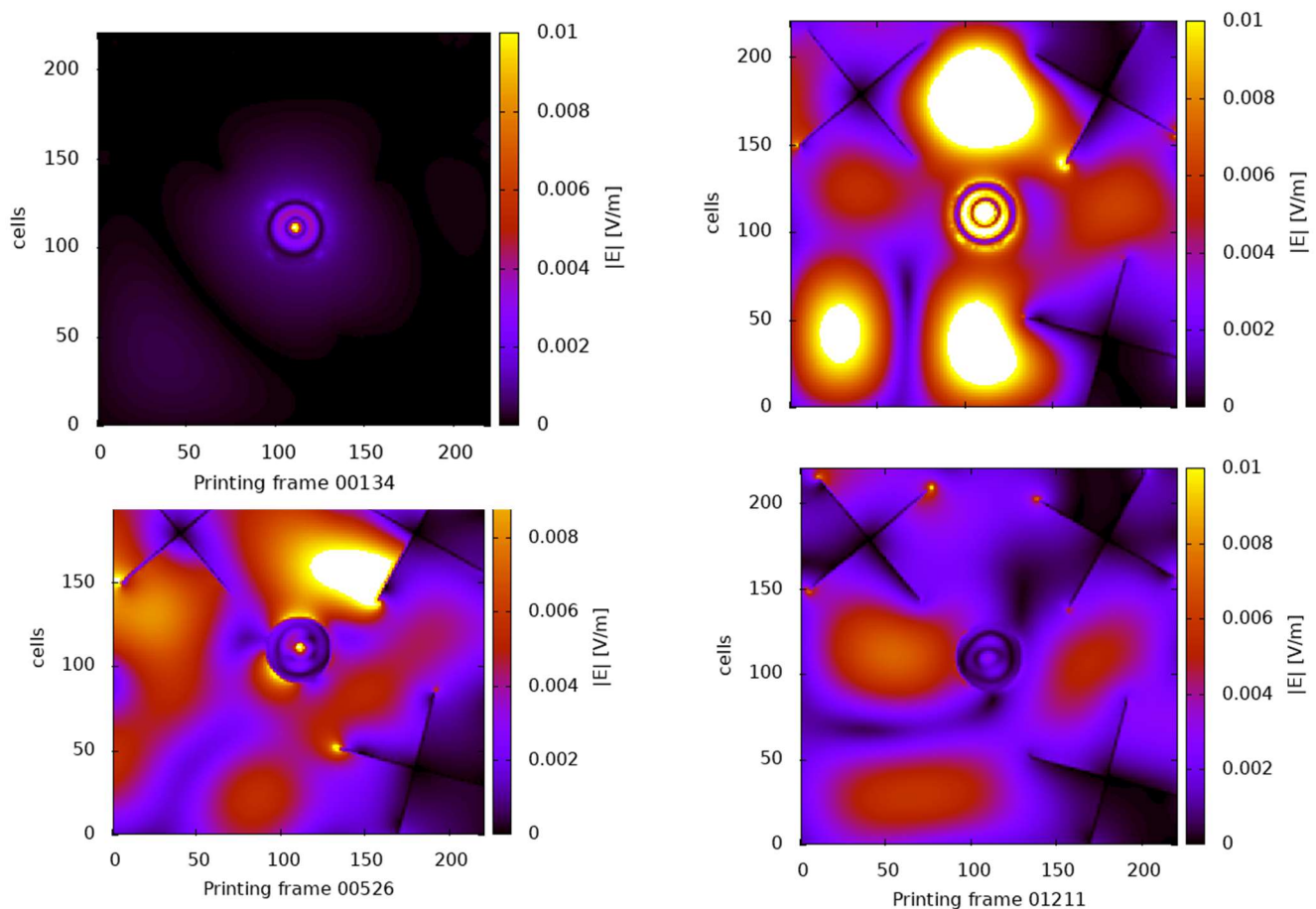


Figura 4.1: simulazione diretta di una sfera di muscolo in diversi frame

In questi frame si può notare come la propagazione diretta del segnale si è sviluppata. La sorgente è stata volontariamente appena decentrata sulla sfera. I tre diffusori hanno aumentato la caoticità del sistema rompendo la simmetria dei modi, inoltre notiamo dei punti caldi sugli spigoli dovuti alla divergenza del campo elettrico. Si visualizza una migliore focalizzazione nel punto interno della sfera omogenea.

Nella propagazione inversa il segnale ricevuto dalla prima antenna è stato rovesciato e poi ritrasmesso dalla stessa; invece, nella seconda simulazione inversa i segnali ricevuti dalle tre antenne sono stati rovesciati e ritrasmessi contemporaneamente dalle stesse. Confrontiamo quest'ultime simulazioni nella figura sottostante:

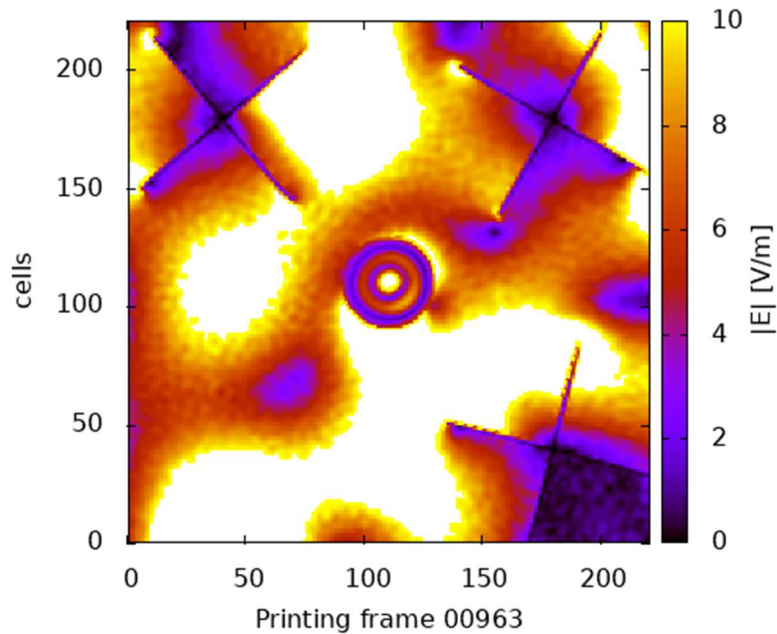


Figura 4.2: Simulazione inversa di una sfera di muscolo con una singola antenna

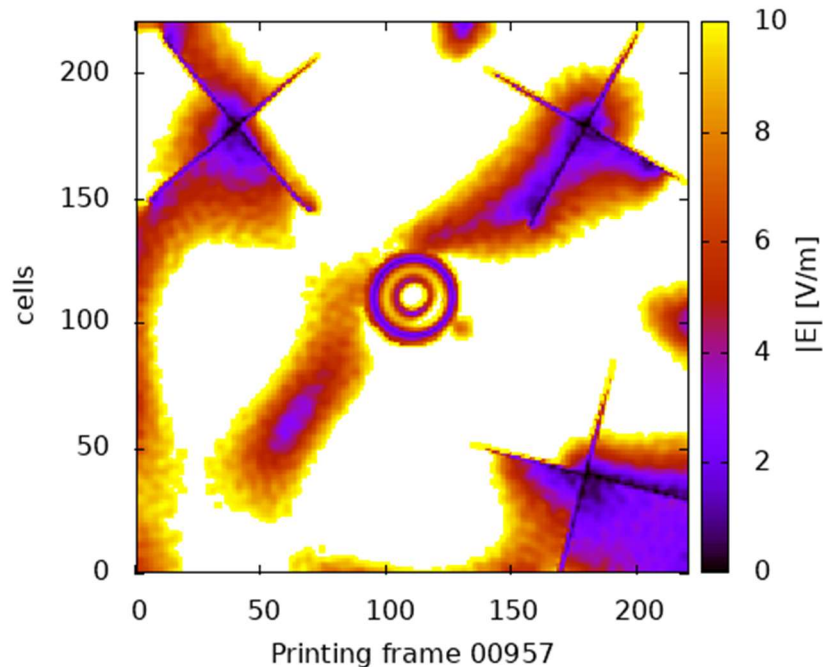


Figura 4.3: Simulazione inversa di una sfera di muscolo con tre antenne

Si può notare una miglior focalizzazione nella figura 4.3 rispetto alla figura 4.2 dove la potenza irradiata è minore perché soltanto un'antenna ritrasmette il segnale.

Successivamente sono stati analizzati i vari segnali nel tempo, tenendo in considerazione che il segnale d'origine è in tensione (V) mentre il segnale ricevuto nella sfera è un campo elettrico E (V/m): per confrontarne quindi la forma li abbiamo normalizzati rispetto al loro valore massimo.

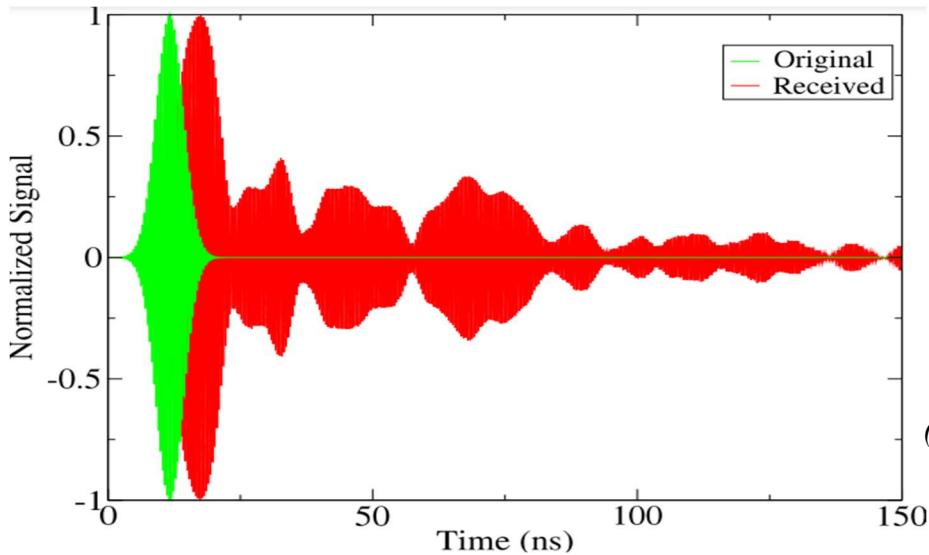


Figura 4.4: Confronto del segnale originale con il segnale ricevuto da una singola antenna (sfera omogenea di muscolo)

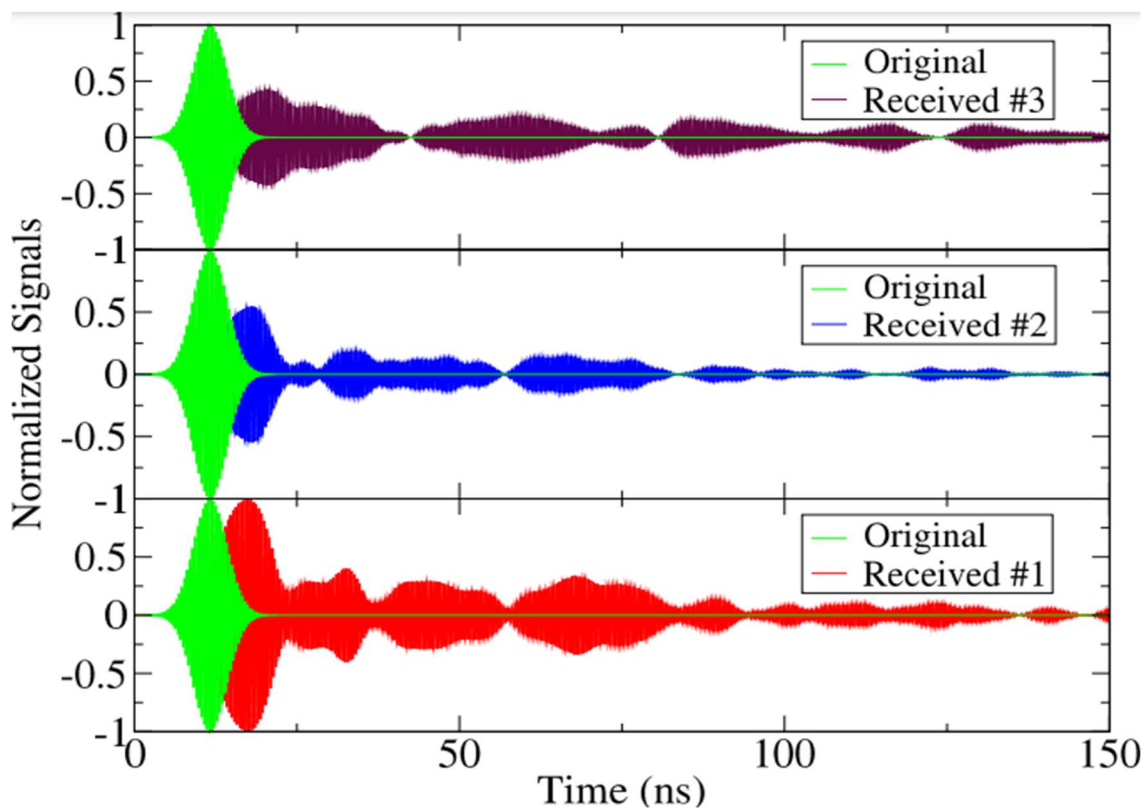


Figura 4.5: Confronto segnale originale con i tre segnali ricevuti dalle tre antenne (sfera omogenea di muscolo)

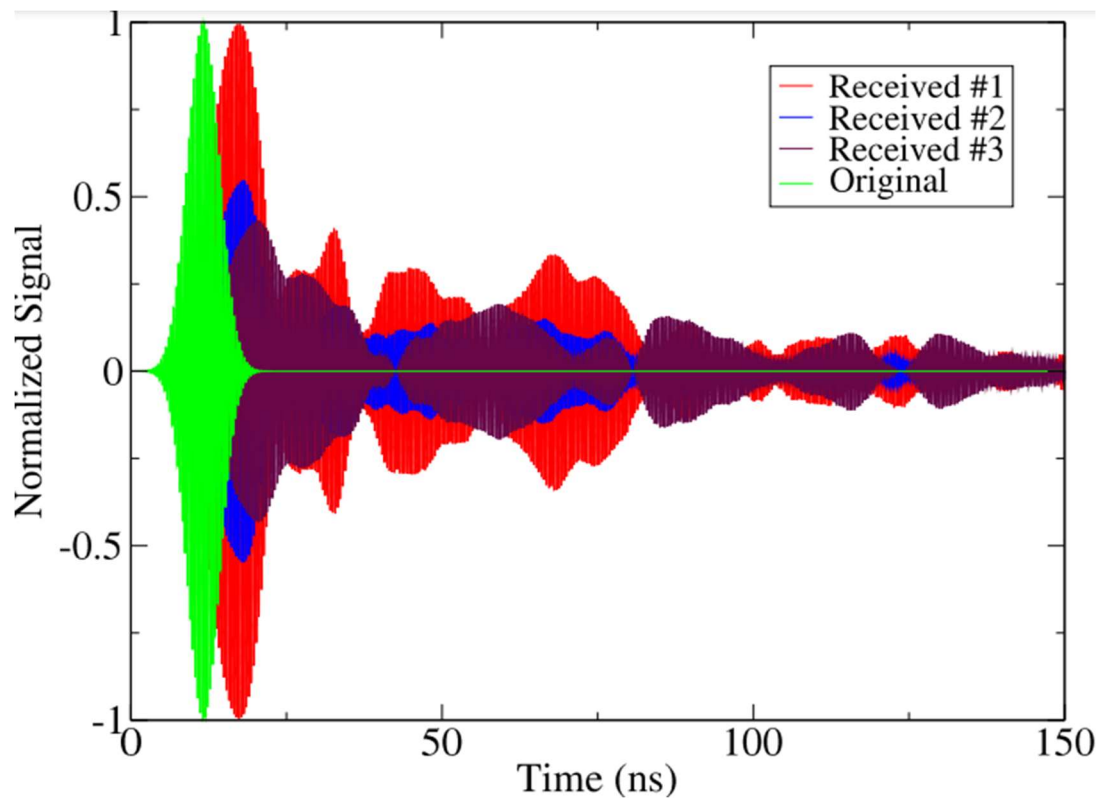


Figura 4.6: Sovrapposizione dei tre segnali ricevuti nella figura 4.5 a quello originale (sfera omogenea di muscolo)

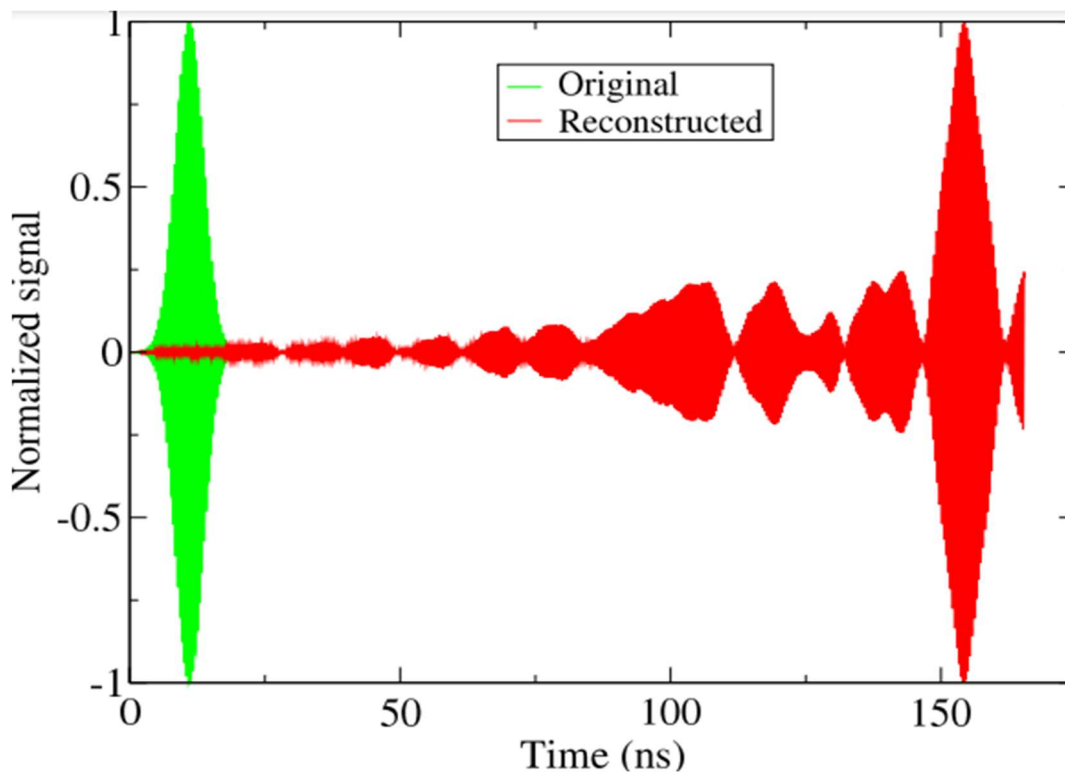


Figura 4.7: confronto del segnale originale e segnale ricostruito nel caso ritrasmetta una singola antenna (sfera omogenea di muscolo)

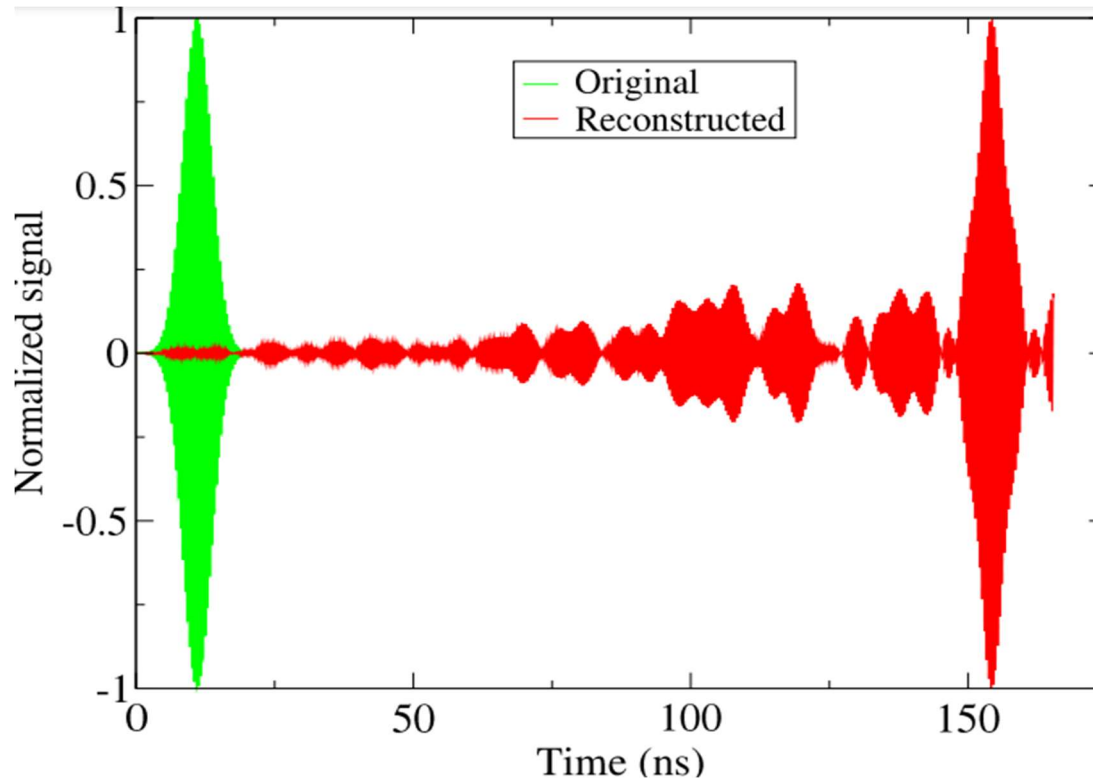


Figura 4.8: confronto del segnale originale e segnale ricostruito nel caso ritrasmettano tutte e tre le antenne (sfera omogenea di muscolo)

Possiamo notare nella figura 4.7 e meglio ancora nella figura 4.8 che i lobi secondari hanno un valore basso e questo sta ad indicare una buona ricostruzione del segnale dovuto a un buon funzionamento dei diffusori.

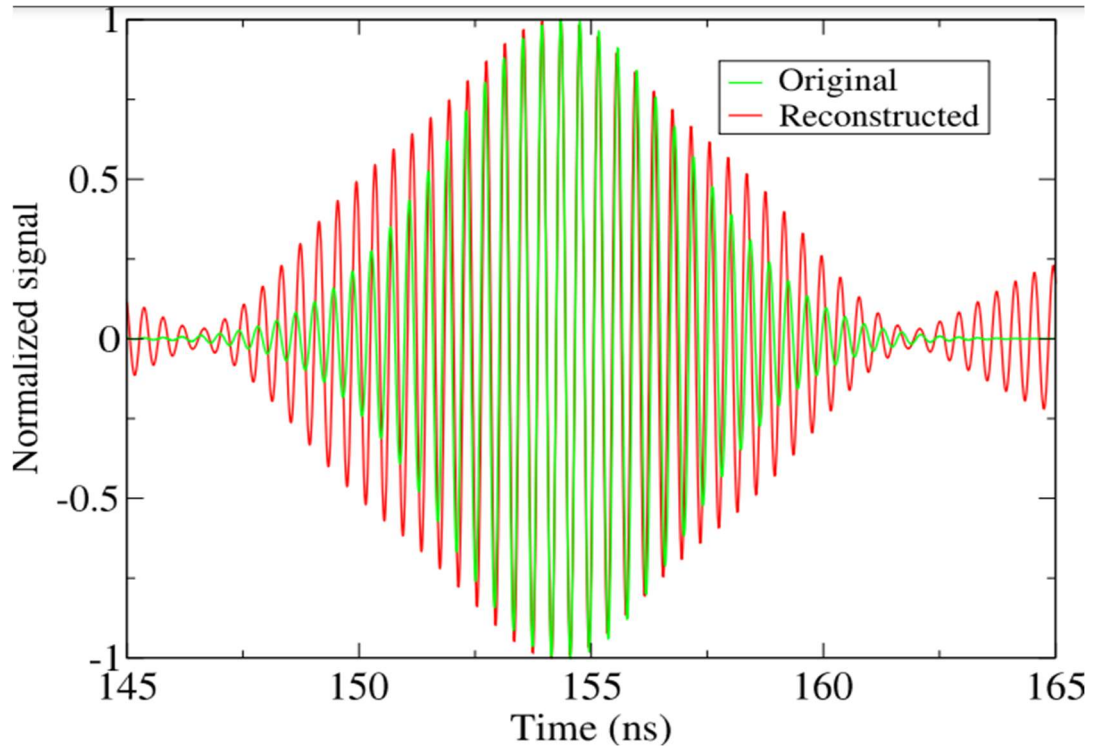


Figura 4.9: Segnale originale traslato e sovrapposto al segnale ricostruito nel caso ritrasmetta una singola antenna (sfera omogenea di muscolo)

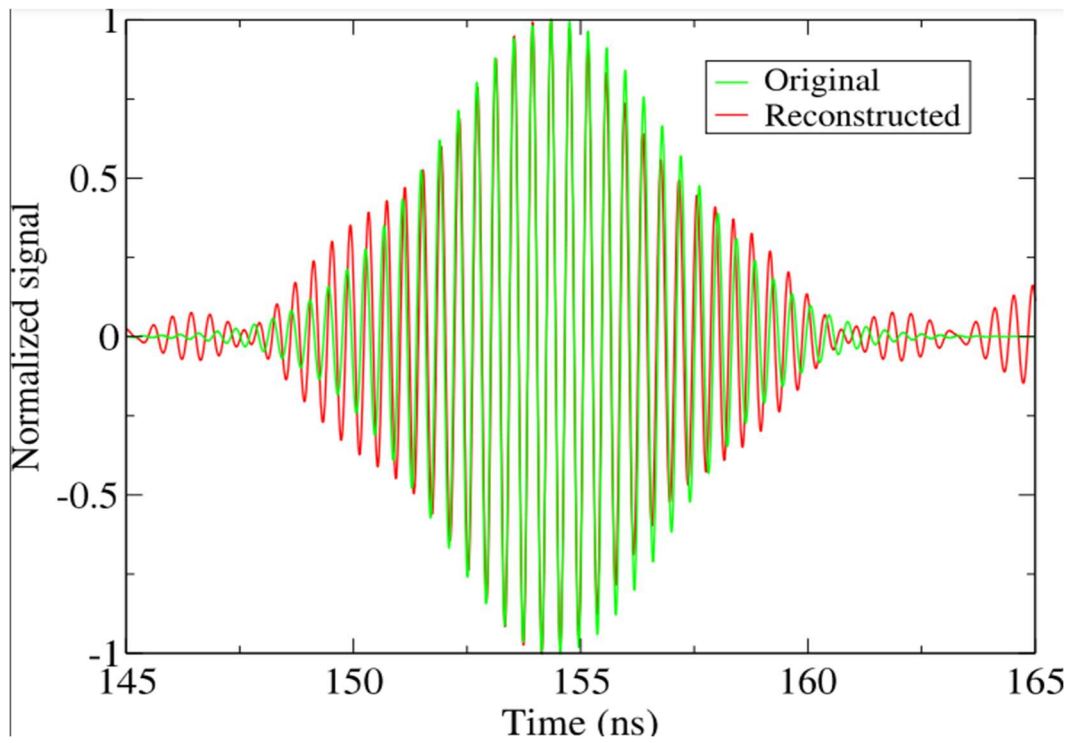


Figura 4.10: Segnale originale traslato e sovrapposto al segnale ricostruito nel caso ritrasmettano tutte e tre le antenne (sfera omogenea di muscolo)

Nelle figure 4.9 e 4.10 l'impulso è ben ricostruito sia nel caso di una singola antenna che nel caso di tre antenne; anche in questa rappresentazione si possono notare che le oscillazioni laterali sono relativamente basse in entrambi i casi grazie alla presenza di diffusori che hanno permesso un miglioramento del filtraggio dei lobi laterali. Confrontando la focalizzazione spaziale e quella temporale con i risultati ottenuti nelle precedenti tesi si nota un miglioramento della focalizzazione spaziale e un leggero peggioramento della focalizzazione temporale sul lobo principale. Nel complesso, si evidenzia un miglioramento della focalizzazione spaziale dell'energia.

4.2 SIMULAZIONE IN UNA SFERA DI GRASSO

Ripetiamo le simulazioni precedenti del paragrafo 4.1 cambiando solamente la costante dielettrica della sfera. Analizziamo il comportamento di una sfera omogenea di grasso che, come visto nella tabella 2, ha una permittività di circa 10 volte inferiore rispetto a quella del muscolo e una conducibilità quasi 17 volte inferiore.

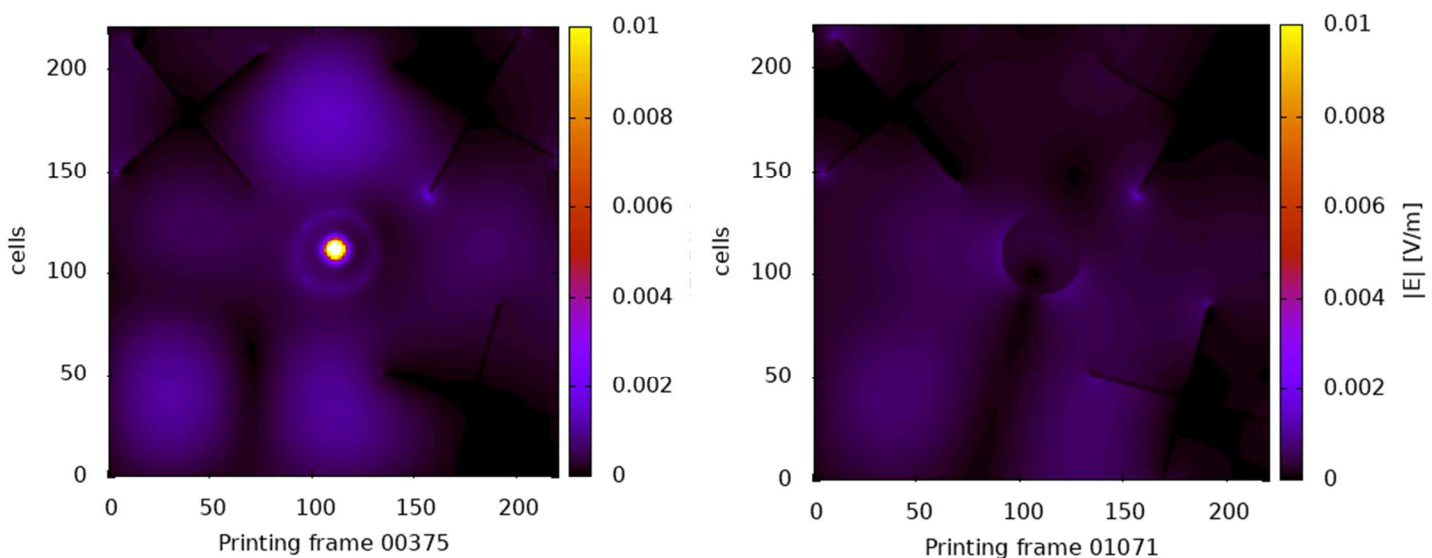


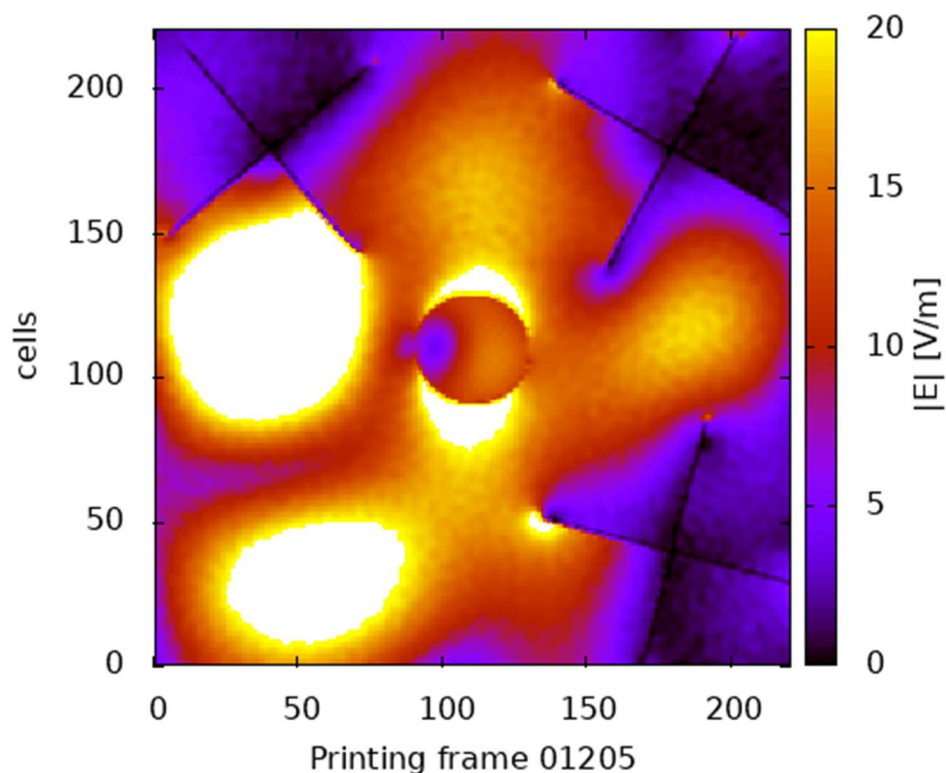
Figura 4.12: Simulazione diretta di una sfera di grasso in diversi frame

Come possiamo notare dalla simulazione diretta di una sfera di muscolo (figura 4.1), nella figura 4.12 abbiamo una minor energia e il livello del segnale è molto basso. Questo fenomeno è dovuto dalla minore costante dielettrica del grasso, come riportato nella formula (4.1): l'energia volumetrica del campo elettrico U_{vol} per unità di volume (J/m^3) è direttamente proporzionale alla costante dielettrica.

$$U_{vol} = \frac{1}{2} \epsilon E^2 \quad (4.1)$$

Mantenendo la stessa intensità del segnale del caso precedente e sostituendo il grasso nel muscolo si ha un'energia inferiore e conseguentemente il campo su tutta la cavità è inferiore.

Invece nelle simulazioni inverse, normalizzando il valore massimo dei segnali trasmessi a 1 V/m, abbiamo una minor dissipazione di potenza dovuta alla bassa conducibilità del grasso e quindi campi elettrici più alti. Per una miglior visualizzazione abbiamo dovuto cambiare il fattore di scala e passare da 10 a 20 V/m.



4.13: Simulazione inversa di una sfera di grasso con una singola antenna

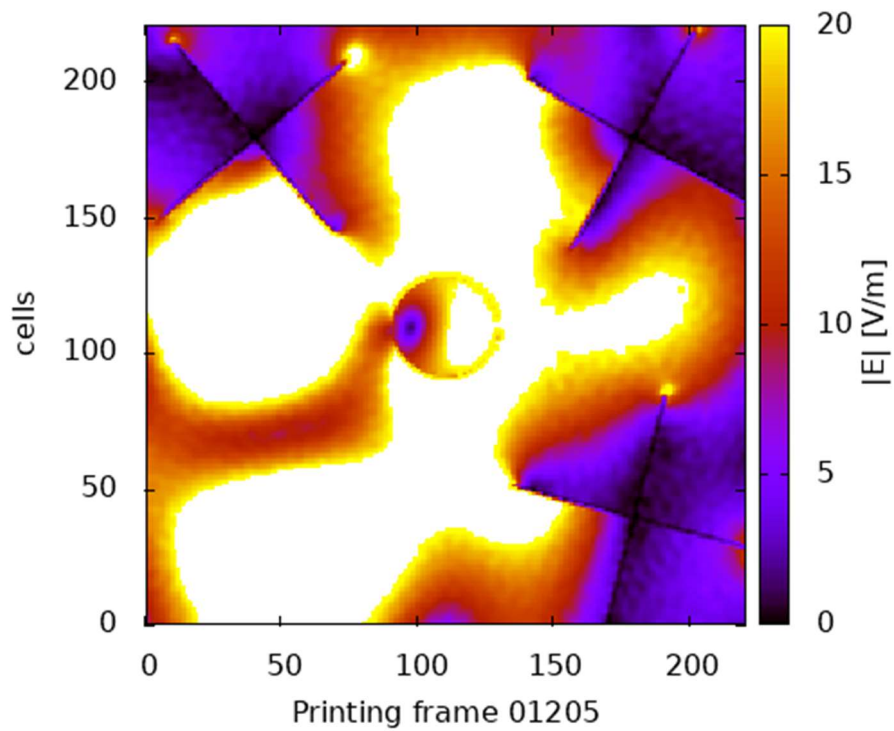


Figura 4.14: Simulazione inversa di una sfera di grasso con tre antenne trasmettenti

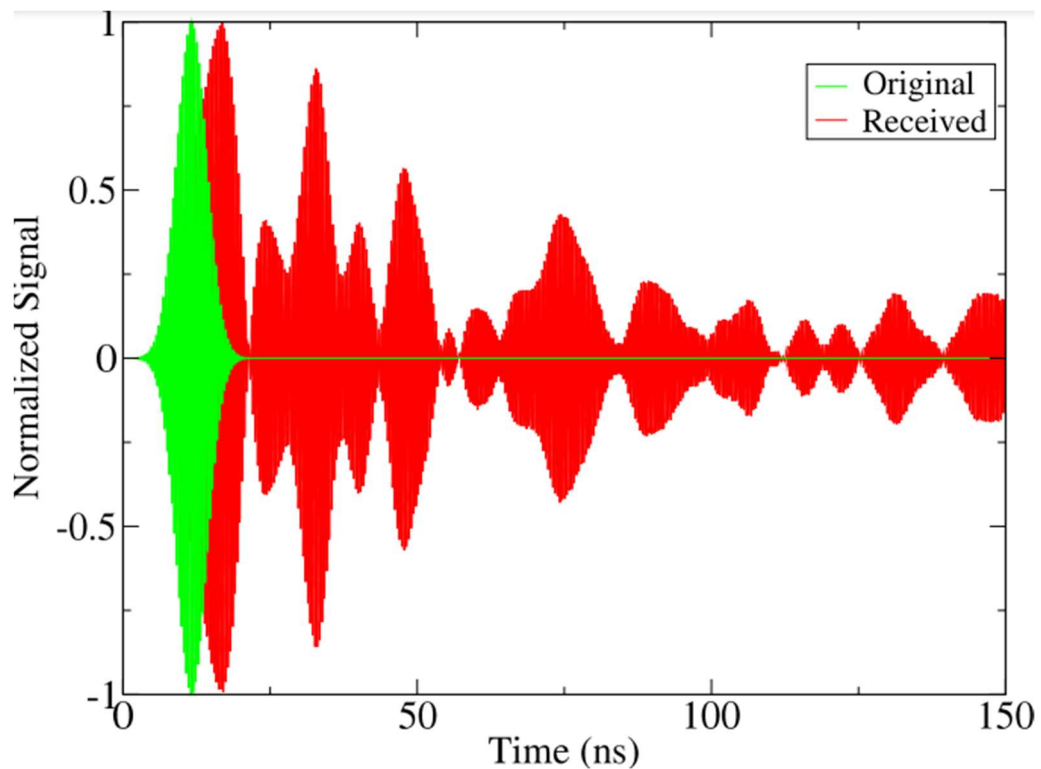


Figura 4.15: Confronto del segnale originale con il segnale ricevuto da una singola antenna (sfera omogenea di grasso)

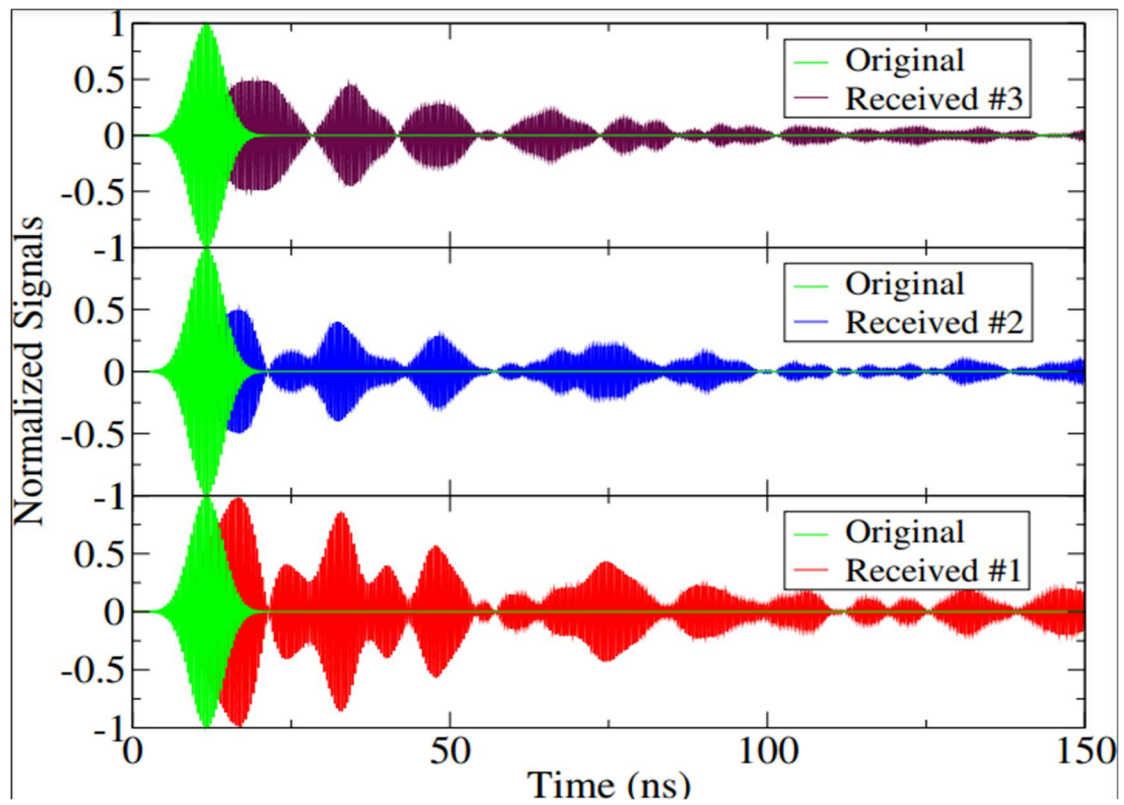


Figura 4.16: Confronto segnale originale con i tre segnali ricevuti dalle tre antenne (sfera omogenea di grasso)

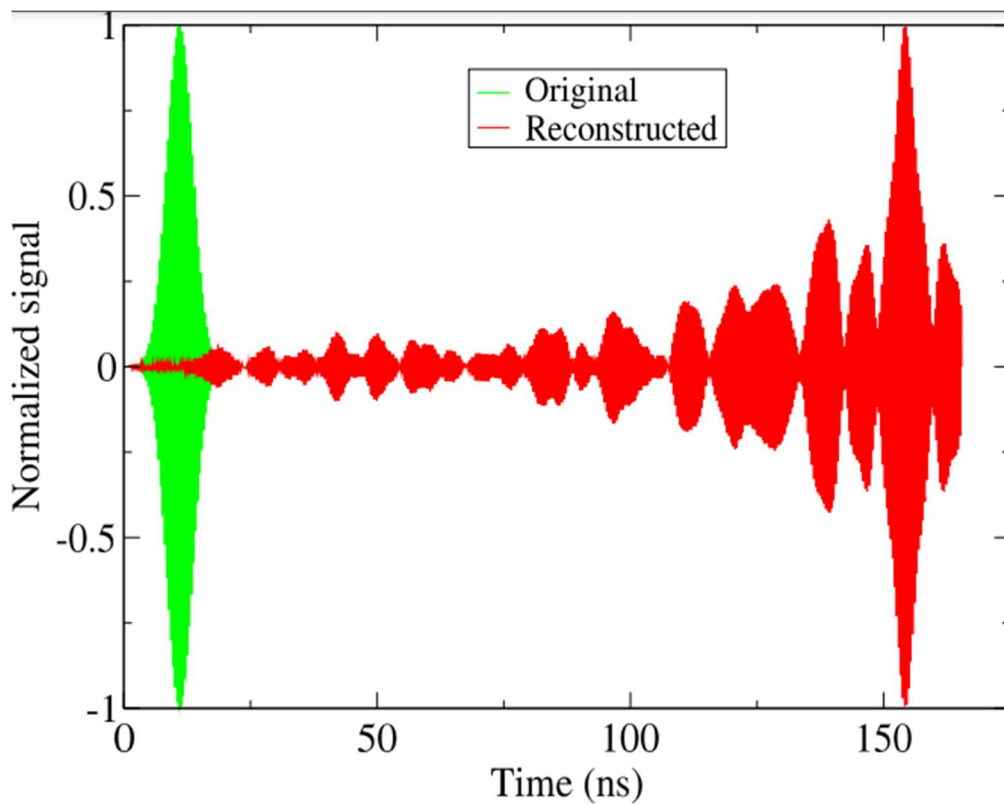


Figura 4.17: Confronto tra il segnale originale e segnale ricostruito nel caso ritrasmetta una singola antenna (sfera omogenea di grasso)

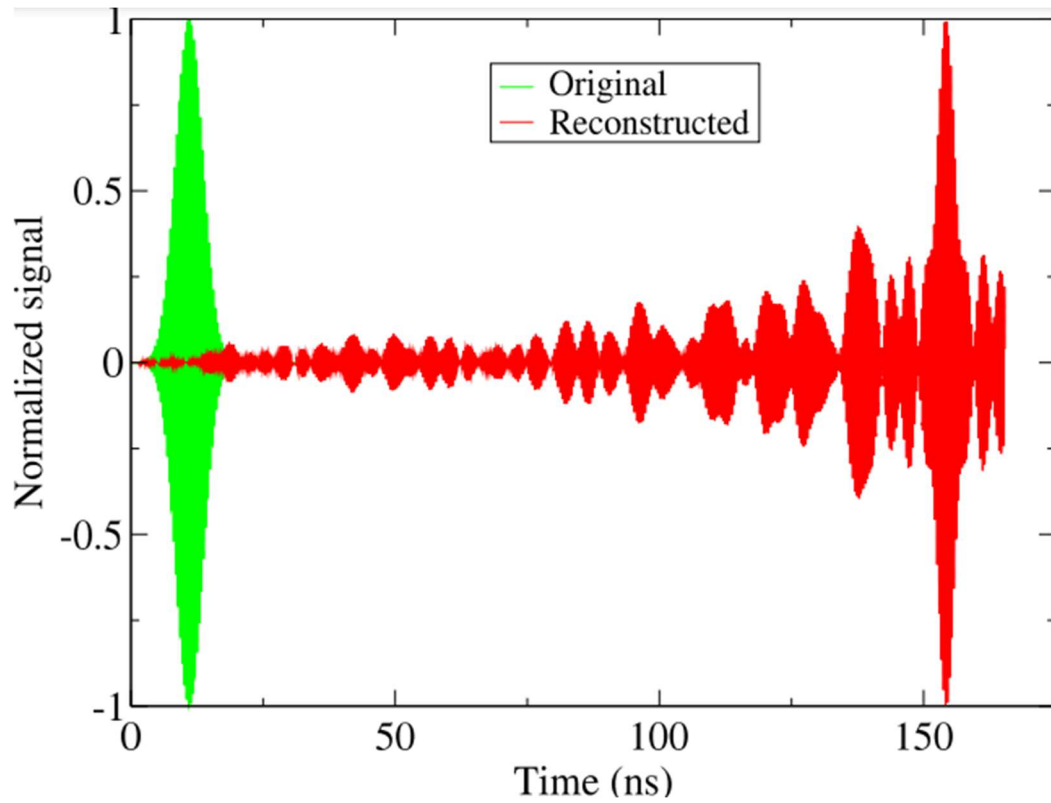


Figura 4.18: confronto del segnale originale e segnale ricostruito nel caso ritrasmettano tutte e tre le antenne (sfera omogenea di grasso)

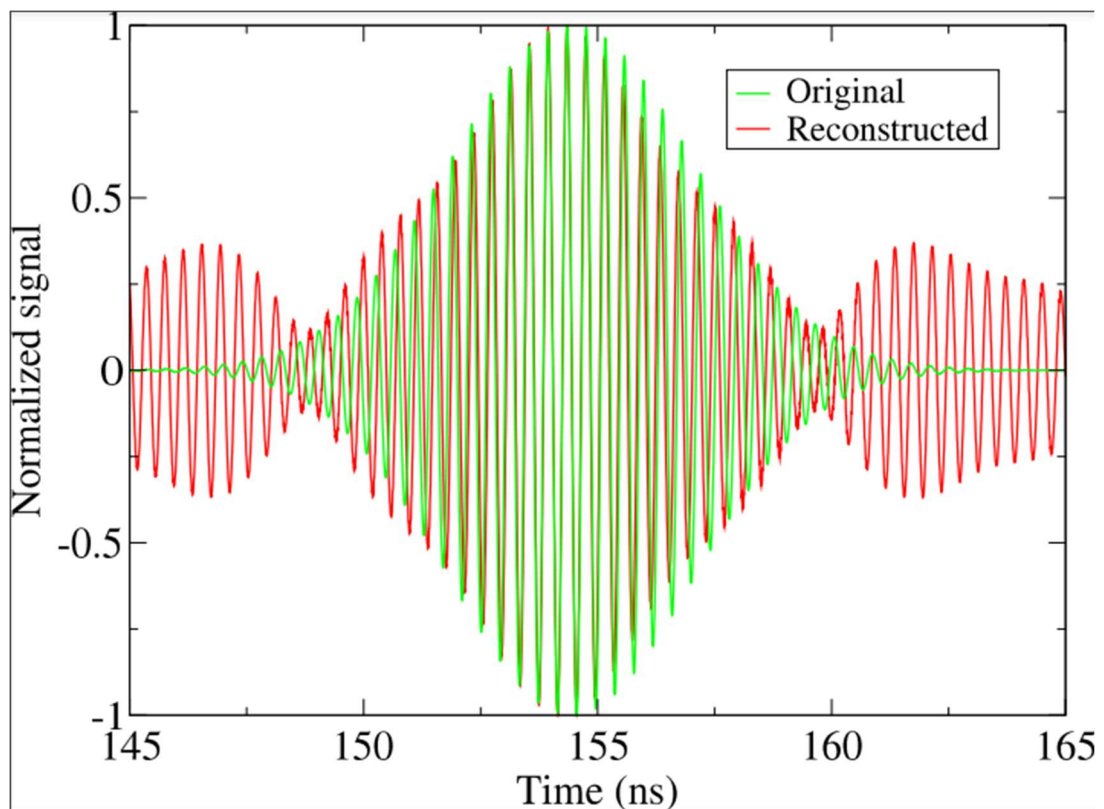


Figura 4.19: Segnale originale traslato e sovrapposto al segnale ricostruito nel caso ritrasmetta una singola antenna (sfera omogenea di grasso)

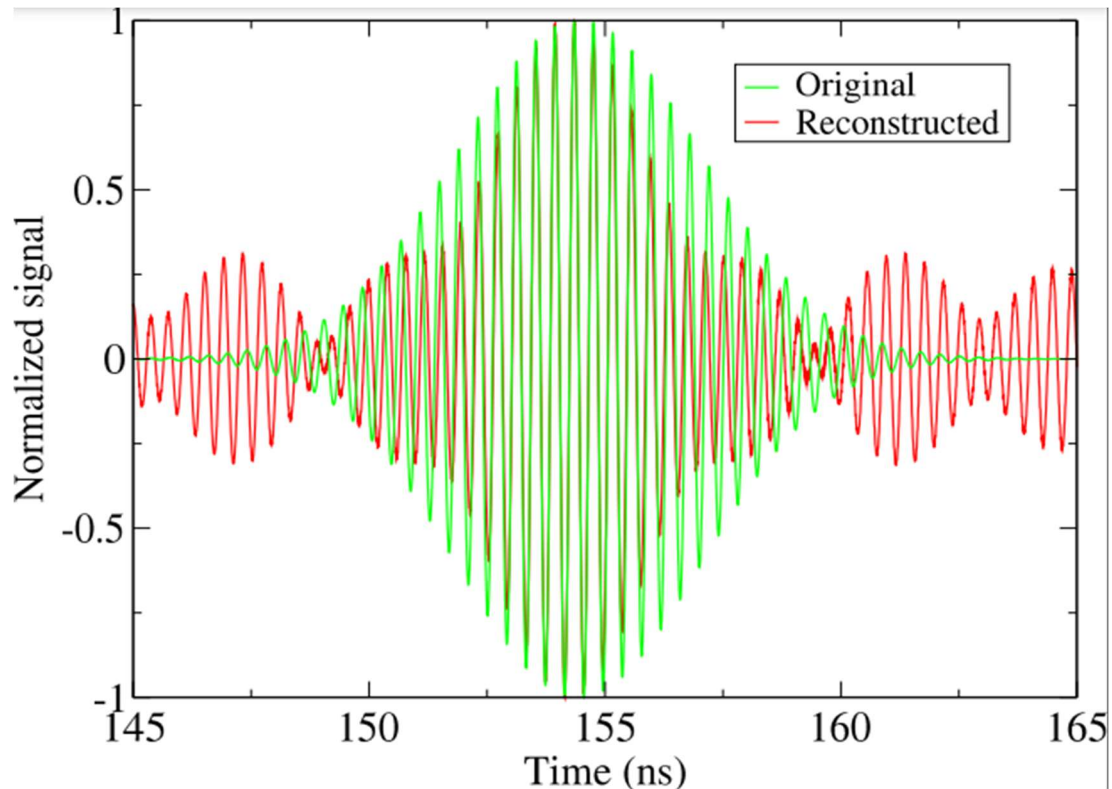


Figura 4.20: Segnale originale traslato e sovrapposto al segnale ricostruito nel caso ritrasmettano tutte e tre le antenne (sfera omogenea di grasso)

Come si può notare dal confronto tra i grafici precedenti, la ricostruzione del segnale è leggermente peggiore rispetto a quella ottenuta nella sfera omogenea di muscolo (vedi figura 4.10). Infatti, la focalizzazione del segnale in una sfera omogenea di grasso è peggiorata in quanto la più bassa costante dielettrica del grasso fa aumentare la lunghezza d'onda all'interno dello stesso. Notiamo anche che i lobi laterali sono più elevati, di circa il doppio di quelle nel muscolo; infatti, il picco massimo nel grasso è di 0,4 V mentre nel muscolo è di 0,25 V. A differenza del caso precedente, nella simulazione inversa con più antenne notiamo un debolissimo miglioramento nella ricostruzione del segnale originale (figura 4.20).

4.3 SIMULAZIONE IN UNA SFERA DI PELLE

Infine, andiamo ad effettuare delle simulazioni utilizzando una sfera di pelle. Le due immagini riportate di seguito corrispondono a due frame estratti dal risultato della simulazione diretta in due istanti successivi.

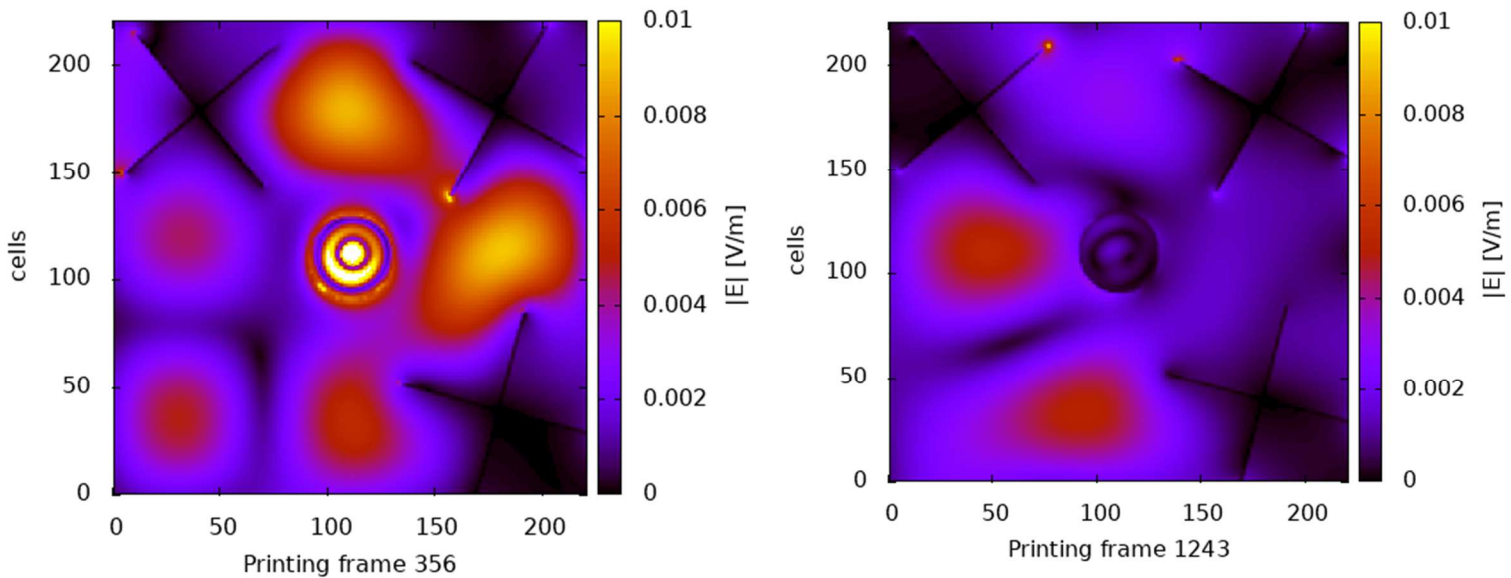
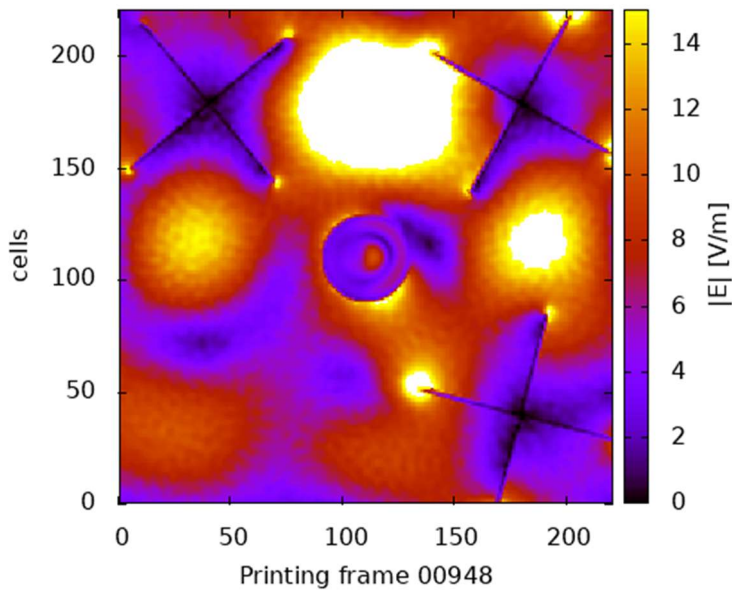


Figura 4.21: simulazione diretta di una sfera di pelle in due frame

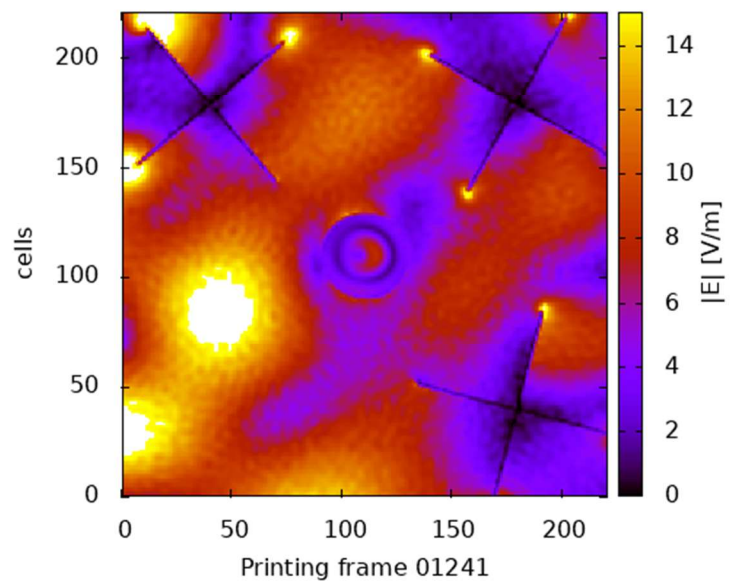
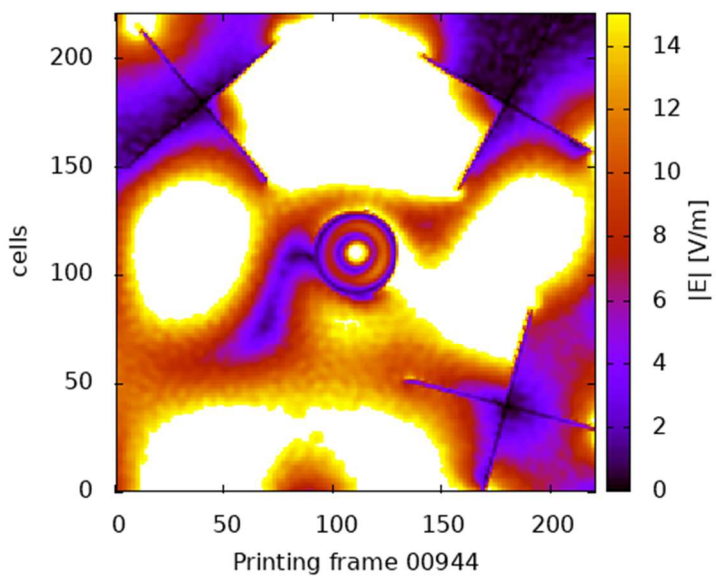
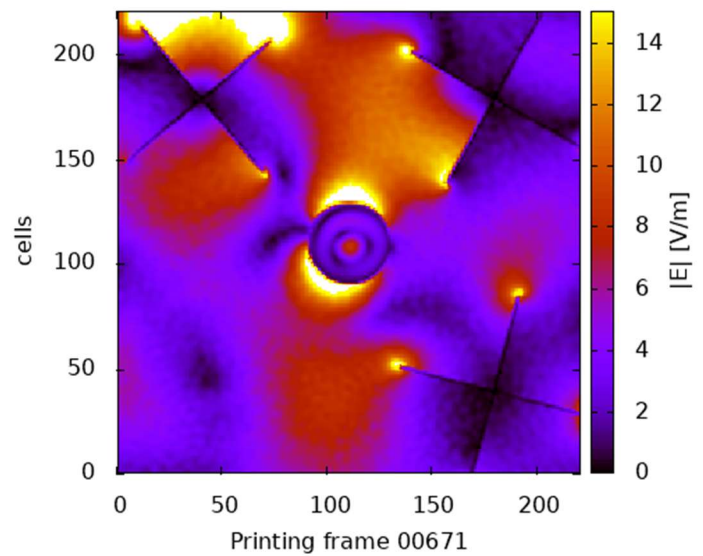
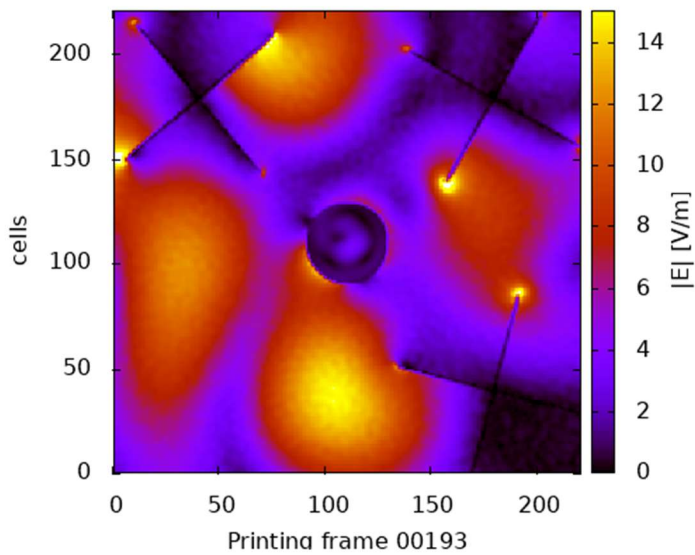
Nel primo frame il segnale d'ingresso è ancora presente mentre nel secondo frame si è completamente attenuato.

Per lo stesso motivo spiegato nel caso del grasso, anche nella simulazione inversa abbiamo dovuto utilizzare un fattore di scala di 15 V/m, essendo la costante dielettrica della pelle minore rispetto a quella del muscolo ma maggiore rispetto a quella del grasso.

Nelle seguenti figure visualizziamo il comportamento della propagazione inversa di una sfera di pelle con l'utilizzo di una o tre antenne trasmittenti.

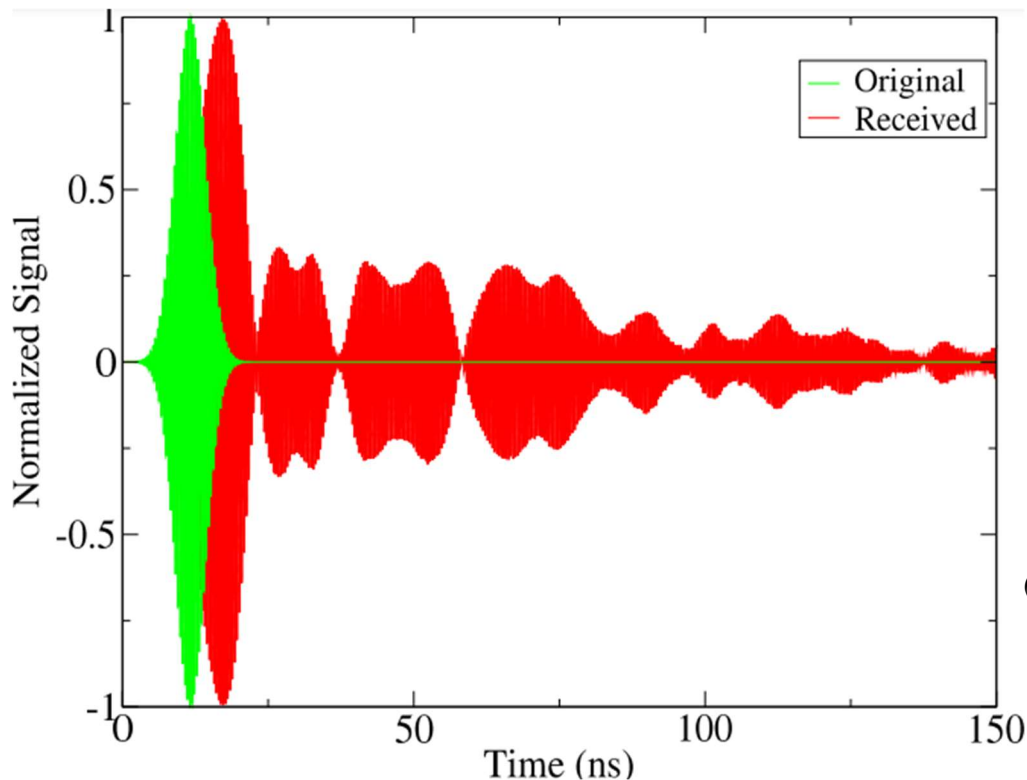


*Figura 4.22: Simulazione inversa
di una sfera di pelle
con una singola
antenna trasmittente*

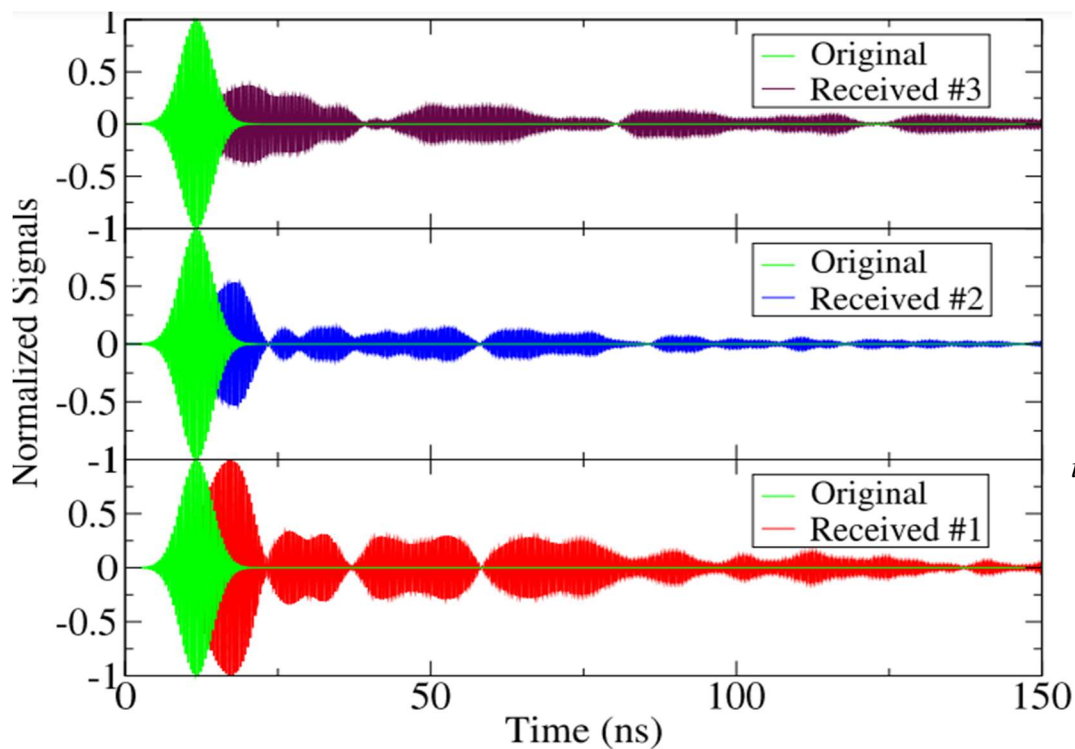


*Figura 4.23: Quattro frame ottenuti dalla simulazione inversa in una sfera di pelle
con tre antenne che ritrasmettono*

Abbiamo una buona focalizzazione all'interno della sfera nella simulazione inversa con tre antenne, come si vede nel frame 944 rispetto a quella singola come raffigura la 4.23 al frame 948. Confrontando questi risultati con la simulazione inversa del muscolo, il campo è più basso nella pelle rispetto alla figura 4.3.



*Figura 4.24:
Confronto del segnale
originale con il segnale
ricevuto da una
singola antenna
(sfera omogenea di pelle)*



*Figura 4.25:
Confronto segnale
originale con
i tre segnali ricevuti
dalle tre antenne
(sfera omogenea
di pelle)*

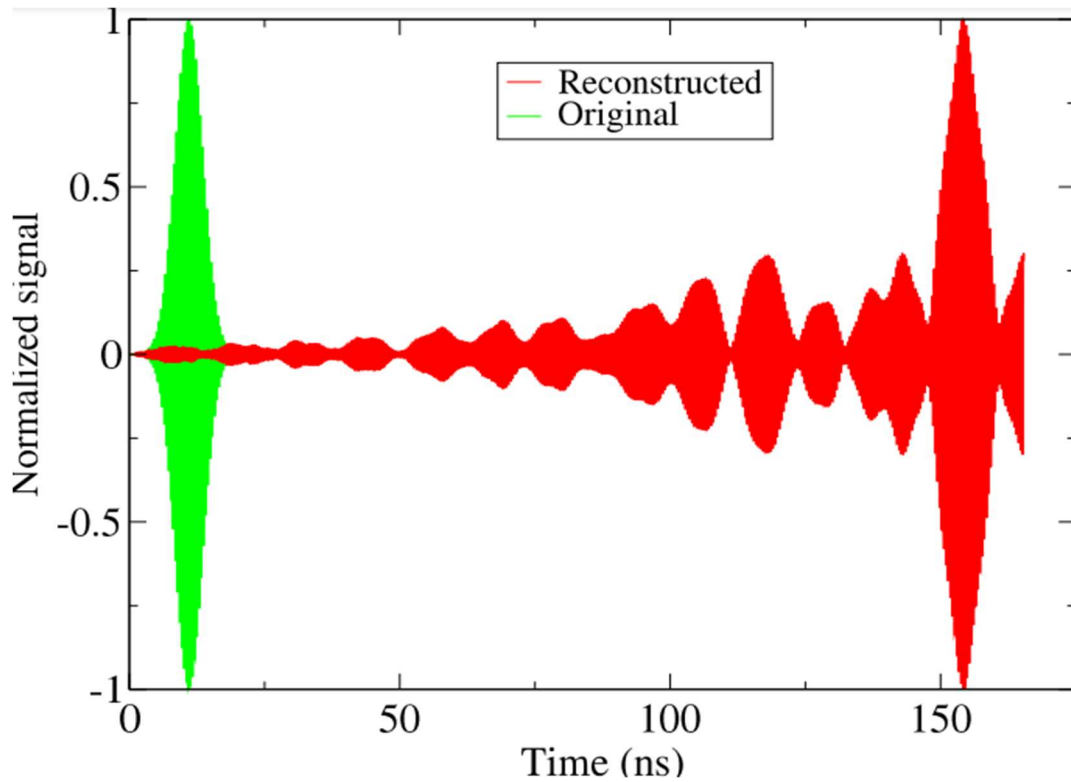


Figura 4.26: Confronto tra il segnale originale e segnale ricostruito nel caso ritrasmetta una singola antenna (sfera omogenea di pelle)

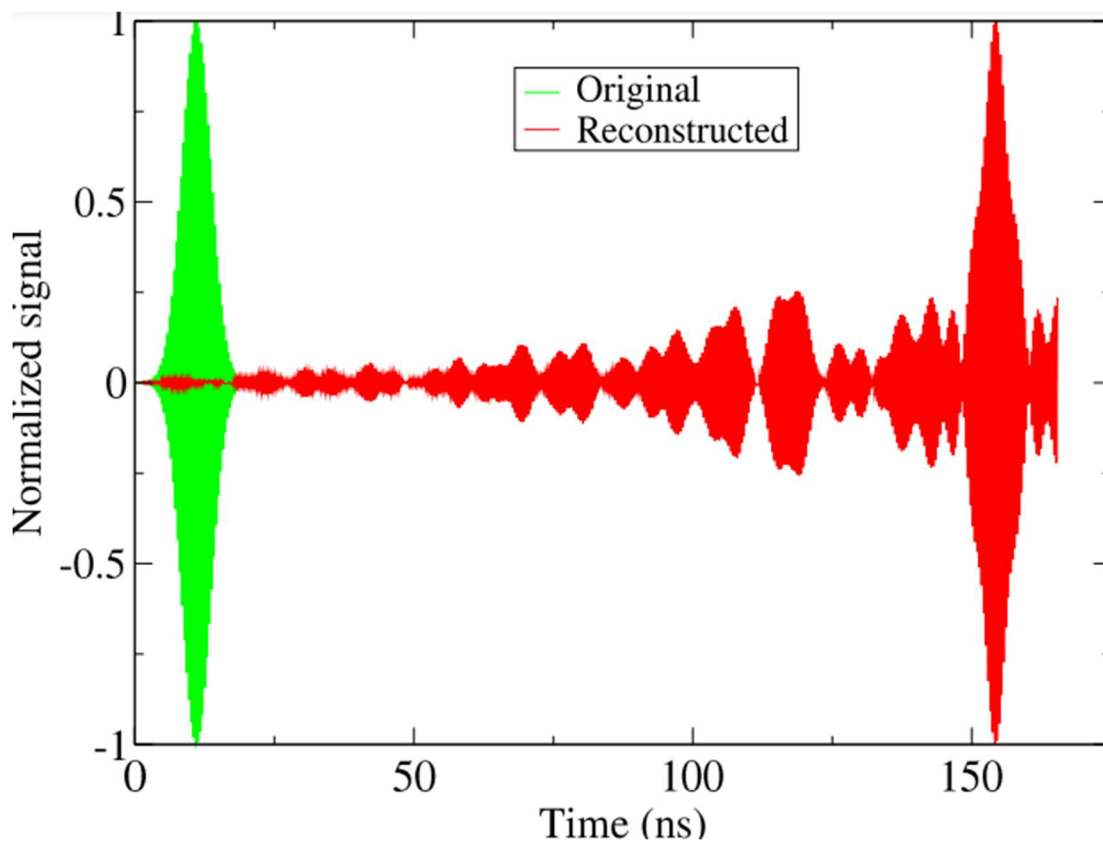


Figura 4.27: Confronto del segnale originale e segnale ricostruito nel caso ritrasmettano tutte e tre le antenne (sfera omogenea di pelle)

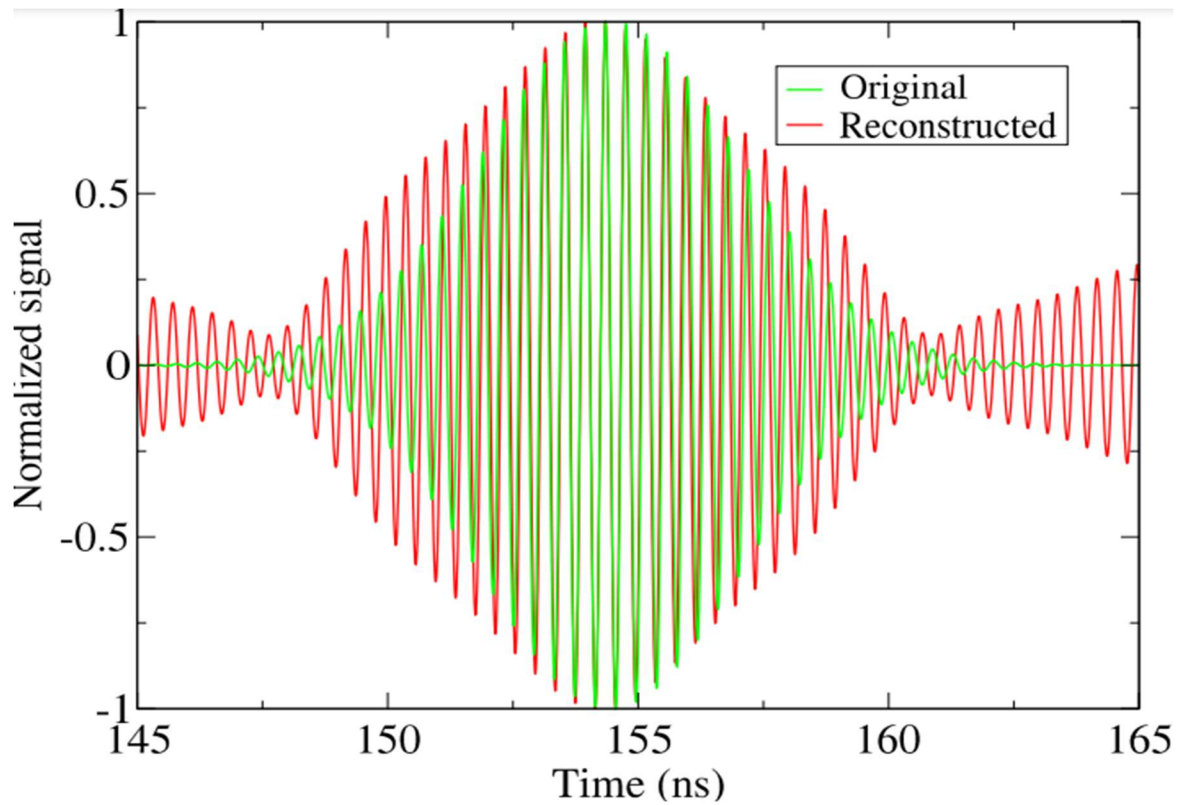


Figura 4.28: Segnale originale traslato e sovrapposto al segnale ricostruito nel caso ritrasmetta una singola antenna (sfera omogenea di pelle)

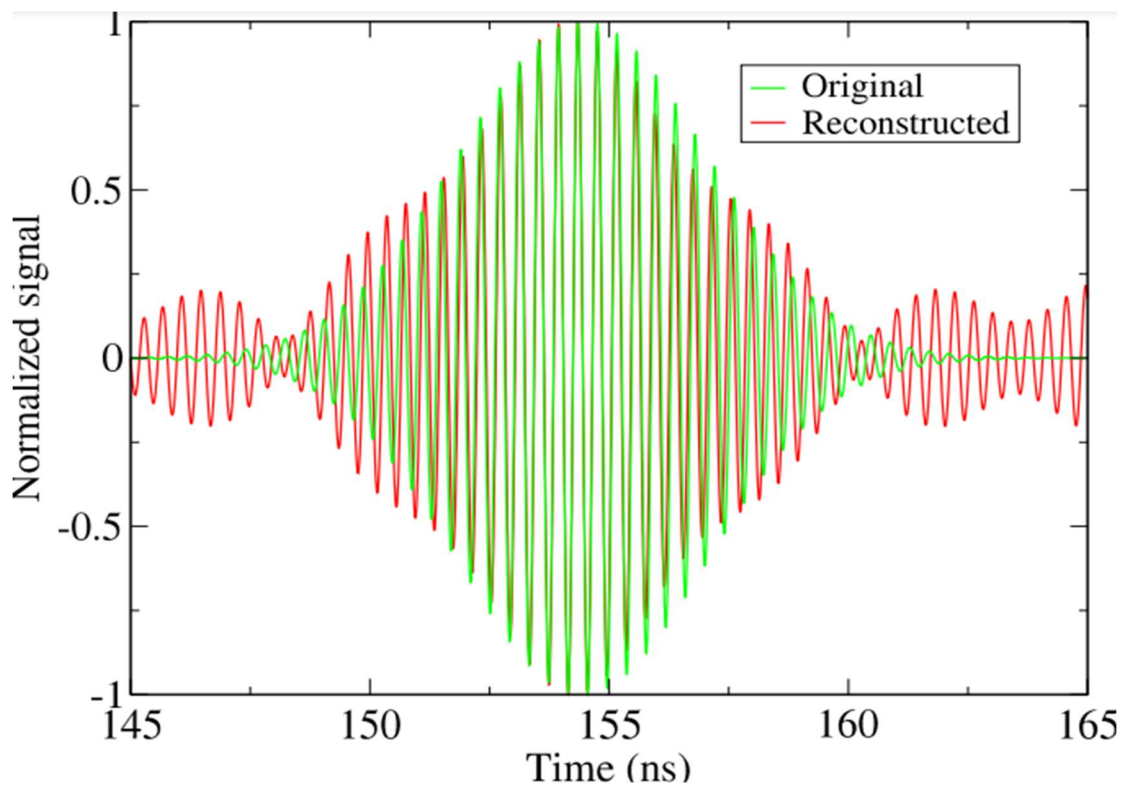


Figura 4.29: Segnale originale traslato e sovrapposto al segnale ricostruito nel caso ritrasmettano tutte e tre le antenne (sfera omogenea di pelle)

Confrontando il segnale impulsivo originale con il segnale ricostruito, vediamo che la forma del segnale ricostruito nel caso di una singola antenna (figura 4.28) è peggiore della forma del segnale ricostruito nel caso di tre antenne.

Possiamo quindi affermare che il segnale originale si rispecchia moderatamente bene nonostante la presenza di lobi laterali più alti rispetto a quelli del muscolo (vedi figura 4.10): ciò potrebbe essere spiegato dalla diversa permittività e dalla presenza di un campo inferiore.

5. CONCLUSIONI

Dalle simulazioni possiamo concludere che la diversa permittività elettrica dei tessuti corporei influenza l'interazione tra il campo elettromagnetico e il corpo umano e quindi la focalizzazione dei segnali. Infatti, nel caso di tessuti con costanti dielettriche maggiori abbiamo ottenuto dei risultati più promettenti. Per quanto riguarda la sfera di grasso con costante dielettrica più bassa abbiamo notato delle perdite più ridotte e un'attenuazione del segnale maggiore e quindi una focalizzazione discreta dell'energia. Si potrebbero fare delle ulteriori simulazioni per confrontare il grasso e il muscolo, mantenendo costante la lunghezza d'onda e aumentando la frequenza nel caso del grasso di poco più di tre volte.

Si è inoltre notato che l'utilizzo di più diffusori all'interno della camera è essenziale per rendere l'ambiente più caotico e aumentare le riflessioni interne nella cavità, permettendo una buona interazione del campo elettromagnetico con le sfere di tessuto omogeneo.

Durante le simulazioni, infine, abbiamo notato che l'utilizzo di una sfera omogenea di piccole dimensioni, quindi un ambiente più ridotto, è stato utile per diminuire lo sforzo computazionale e accelerare i tempi di simulazione senza ricorrere a un computer remoto ad alte prestazioni.

Lo studio principale di questa tesi è stata l'applicazione del Time Reversal con più antenne trasmettenti su diversi tipi di sfere. Abbiamo evidenziato per queste geometrie una miglior focalizzazione spaziale e temporale del segnale originale rispetto al caso di una singola antenna su tutti i tre tipi di sfere omogenee.

BIBLIOGRAFIA

[2] “Campi elettromagnetici: la normativa vigente, gli effetti dell’esposizione”, Frascati, 2017.

[3] “Understanding the FDTD Method” by John B. Schneider, September 6, 2022.

[4] “Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method” by Allen Taflove and Susan C. Hagness, Third Edition.

[6] “Finite-Difference Time-Domain Analysis of Time Reversal Technique for Electromagnetic Fields Focusing on Human Head” F. Dragano, Ancona, 2021.

[7] “FDTD high performance computation of reverberation chambers on Blue Gene machines” by Franco Moglie, Ancona, 2016.

[8] “Focalizzazione di campi elettromagnetici in mezzi dissipativi mediante tecnica dell’inversione temporale in camere riverberanti”, tesi di Ausilia Teresa Frisco, UNIVPM, Ancona, 2018.

[11] “Time Reversal in Reverberating Structures for Deep Focusing in Human Bodies” by E. Colella, L. Bastianelli, F. Dragano, V. Mariani Primiani and F. Moglie, 2022.

[9] “Unique Applications of Time-Reversed Electromagnetic Waves” by Steven M. Anlage, University of Maryland, 2018.

SITOGRAFIA

[1] <https://www.gazzettaufficiale.it/eli/id/2003/08/28/03A09711/sg>

[5] <https://nanohub.org/resources/17357/watch?resid=17544>

[10] <https://itis.swiss/virtual-population/virtual-population/overview/>

[12] <https://studylibit.com/doc/4992470/5-propriet-a-dielettriche-dei-tessuti-biologici>