



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**INFLUENZA DEI DIFFUSORI SULLA FOCALIZZAZIONE
DEL CAMPO ELETTROMAGNETICO NELLA TESTA UMANA**

**DIFFRACTOR INFLUENCE ON THE FOCUSING
OF THE ELECTROMAGNETIC FIELD IN THE HUMAN HEAD**

Relatore:

Prof. Franco Moglie

Tesi di Laurea di:

Gaia Marconi

Correlatore:

Prof. Valter Mariani Primiani

Anno Accademico 2021 / 2022

INDICE

Introduzione.....	4
Capitolo 1 Finite-Difference Time-Domain Technique.....	6
1.1 Cenni storici.....	6
1.2 Algoritmo di Yee.....	7
1.3 Condizioni di campionamento.....	10
1.4 Condizioni di assorbimento al contorno.....	12
Capitolo 2 Time Reversal Method.....	14
2.1 Cenni storici.....	14
2.2 Condizioni iniziali.....	15
2.3 Principio di funzionamento.....	16
Capitolo 3 Tessuti Biologici.....	19
3.1 Caratteristiche dielettriche.....	19
3.2 Principio biochimico.....	20
3.3 Equazione di Cole-Cole.....	22
Capitolo 4 Set-up sperimentale.....	25
4.1 Ambiente riverberante.....	25
4.2 Modello anatomico.....	27
4.3 Antenne.....	29
4.4 Diffusori.....	31

Capitolo 5 Simulazioni.....	34
5.1 Descrizione funzionale.....	34
5.2 Dati numerici.....	37
5.3 Risultati.....	41
5.3.1 Prima simulazione.....	42
5.3.2 Seconda simulazione.....	44
5.3.3 Terza simulazione.....	46
5.3.4 Quarta simulazione.....	48
Capitolo 6 Conclusioni.....	50
6.1 Confronto.....	50
6.2 Applicazioni.....	52
Bibliografia.....	57

INTRODUZIONE

Interazione tra campi elettromagnetici e corpo umano

In un mondo sempre più tecnologico sorge spontaneo interrogarsi sull'effetto che i segnali di comunicazione abbiamo sulla nostra salute e, altrettanto, come sia possibile sfruttarne i benefici. Nei libri di fisica possiamo apprendere che l'energia e le informazioni possono essere trasportate senza collegamenti fisici attraverso delle onde, forma con cui si propaga nello spazio il campo elettromagnetico. Questo fenomeno, costituito dalla combinazione vettoriale del campo elettrico e del campo magnetico, è generato localmente da qualsiasi distribuzione di carica elettrica variabile nel tempo.

L'uomo è, pertanto, costantemente esposto alla presenza di campi elettromagnetici a diversa frequenza ed intensità, seppur la maggior parte non siano rilevabili dai nostri sensi. Essi provengono dall'ambiente esterno (primo tra tutti l'irraggiamento solare seguito dalle telecomunicazioni e dalle recenti tecnologie elettroniche) ma anche dall'ambiente interno: le cellule muscolari e nervose utilizzano segnali elettrici per comunicare tra di loro. La propagazione di tale corrente nel corpo permette sia le funzionalità contrattili elementari sia i processi cognitivi più complessi.

È sulla base di questa scoperta che, alla fine del 1800, vennero realizzati i primi studi che permisero di utilizzare le radiazioni elettromagnetiche per trasportare energia anche all'interno dei tessuti biologici. Successivi esperimenti dosimetrici evidenziarono come le principali conseguenze dirette dell'esposizione umana ad un campo elettromagnetico fossero due: effetti specifici e termici.

I primi considerano sia i danneggiamenti a livello del DNA da parte dei raggi ionizzanti (ad altissima frequenza) sia l'induzione di correnti elettriche e le alterazioni dell'orientamento delle strutture molecolari dell'organismo in risposta alle radiazioni non ionizzanti (a bassa frequenza). Quest'ultimo meccanismo, osservato in vitro ma senza effettivi riscontri in vivo, comporta la stimolazione cellulare con conseguente generazione di sintomi transitori sensoriali quali tremori, tachicardia e vasodilatazione.

I secondi, gli unici effetti relativi alle radiazioni non ionizzanti noti ed accettati dalla comunità scientifica, sono dovuti alla trasformazione di energia elettromagnetica in calore. La quantità di calore sviluppata dipende da un complesso insieme di parametri tra cui la frequenza e l'intensità del campo, la durata dell'esposizione e il contenuto di acqua presente nel mezzo attraversato.

I tessuti biologici, infatti, dal punto di vista elettrico si comportano come dielettrici non ideali [1]: ognuno possiede proprie caratteristiche di conducibilità elettrica e costante dielettrica assoluta, dipendenti dalla specificità individuale oltre che dagli stati patologici.

Tale resistenza associata alla materia vivente fa sì che una corrente che li attraversa dissipi energia, tanto che l'indice studiato per classificarne gli effetti è la potenza assorbita per unità di massa (SAR). Se la corrente è generata da un'onda elettromagnetica a bassa frequenza (Radiofrequenza), la potenza verrà dissipata sottoforma di calore per effetto Joule. Se, invece, la radiazione elettromagnetica è a più alta frequenza (Microonde) è prevista una minor profondità di penetrazione e verrà prodotto un campo elettromagnetico che attenuandosi incrementerà la temperatura.

La seguente tesi tratta quest'ultime interazioni termiche ed è finalizzata a mettere in luce l'efficacia della tecnica che utilizza campi elettromagnetici per stimolare il corpo umano, in particolare l'organo coordinatore per eccellenza dell'organismo: l'encefalo.

Negli ultimi decenni, infatti, lo studio delle reazioni termiche alle radiazioni sta assumendo sempre maggiore importanza e rilievo scientifico. Il crescente interesse clinico nasce dall'osservazione dei successi riscontrati da numerose applicazioni biomedicali, in ambito terapeutico oltre che diagnostico, principalmente per i vantaggi relativi alla profondità di trattamento raggiungibile. Esempi ne sono: La Diatermia e la Radarterapia, tecniche terapeutiche antidolorifiche che utilizzano onde a particolari frequenze (rispettivamente 3 MHz e 2.45 GHz) in modo tale da indurre un riscaldamento localizzato per il trattamento di traumi relativi soprattutto all'apparato muscolo-scheletrico.

L'Ipertermia, con lo stesso principio di funzionamento, coinvolge frequenze più elevate ed ha ottenuto eccellenti risultati in ambito oncologico. Innalzare selettivamente la temperatura interna di un tessuto neoplastico fa sì che le cellule tumorali più giovani e meno resistenti subiscano un danno irreversibile che gradualmente ne provoca la morte [1].

L'ablazione a radiofrequenza o a microonde, infine, consente di condurre, tramite l'utilizzo di cateteri, una corrente che genera una quantità di calore tale da riuscire a bruciare localmente i tessuti. Questa procedura, applicata principalmente a livello cardiaco, permette la rimozione definitiva dei difetti funzionali e la sostituzione con cellule sane.

È da tenere in considerazione, però, che la risposta corporea a tali interazioni non ha soltanto effetti innocui o vantaggiosi (es: aumento di perfusione sanguigna, produzione di vitamina D) ma anche conseguenze nocive se l'effetto biologico prodotto risulta al di fuori dell'intervallo in cui l'organismo può normalmente compensarlo (es: ustioni, tumori). È necessario, perciò, rispettare i limiti di dannosità che dipendono in particolar modo dall'intensità della radiazione emessa e dal tempo di esposizione ($SAR \leq 4W/Kg$).

Questa trattazione concentrerà l'attenzione su quelli che sono i campi elettromagnetici "sicuri" che hanno la capacità di penetrare i tessuti della testa umana. Lo scopo è sviluppare le fondamenta per nuovi protocolli, che possano affiancarsi a quelli già esistenti, al fine di migliorare la qualità delle diagnosi e contribuire ai trattamenti terapeutici di patologie neurologiche.

Abstract

L'elaborato illustra lo studio, teorico e numerico, sulla focalizzazione delle onde elettromagnetiche in tessuti biologici e, a conferma di ciò, propone i risultati di simulazioni digitali sviluppate con la tecnica FDTD (Finite-Difference Time-Domain).

Come oggetto di analisi è stato utilizzato un modello virtuale della testa umana appartenente alle mappe numeriche della Virtual Population. La fase di preparazione prevede il suo posizionamento all'interno di una camera riverberante che permette di isolare il cranio e generare un campo elettromagnetico opportunamente omogeneo. Quest'ultimo viene creato per via numerica alla frequenza di 2.45 GHz individuando la sorgente del campo in un punto specifico all'interno della testa. Le fasi seguenti si basano sul metodo del Time-Reversal: il segnale viene prelevato da una delle tre antenne a schiera nella cavità che lo rilevano e, successivamente, viene invertito nel dominio temporale. La nuova onda è poi data in ingresso al medesimo monopolo che, da ricevente, assume funzione trasmittente. L'analisi evidenzia come il nuovo segnale ricevuto dal modello anatomico incida più o meno approssimativamente lo stesso punto del tessuto da dove proveniva in origine.

La precisione del metodo viene discussa sulla presenza dei diffusori, in particolare sul numero e sulla dimensione. Risulta infatti strettamente correlata alla focalizzazione temporale e spaziale del riscaldamento desiderato e, pertanto, da essa dipende l'efficacia del potenziale trattamento medico.

CAPITOLO 1: FINITE-DIFFERENCE TIME-DOMAIN TECHNIQUE

La tecnica numerica FDTD (Finite Difference Time Domain) è tra i metodi più utilizzati per effettuare simulazioni dei fenomeni elettromagnetici in mezzi disomogenei.

Il procedimento algebrico associato, sviluppato nel dominio del tempo, viene tradotto in un codice espresso in un linguaggio informatico (generalmente C o Fortran). L'implementazione di tale algoritmo richiede elaboratori con avanzate risorse computazionali che, in questo caso, sono ampiamente compensate dalla semplicità concettuale, accuratezza e robustezza della tecnica.

1.1 Cenni storici

Il metodo FDTD fu proposto nel 1966 dal matematico Kane Yee a seguito dell'esigenza di risolvere le equazioni di Maxwell per geometrie complesse.

Prima di allora l'applicazione di tale sistema di 4 equazioni differenziali, che condensa e connette i principi elettrici e magnetici, era limitata a strutture semplici e simmetriche. I relativi risultati calcolati tramite metodi canonici (come la tecnica di separazione delle variabili e le serie numeriche) apparivano, perciò, particolarmente limitanti. La soluzione di queste equazioni in forma chiusa è, infatti, piuttosto laboriosa se si ha a che fare con volumi non lineari, non omogenei e anisotropi, quali ad esempio i tessuti biologici.

Fu negli anni '60 che il progresso della tecnologia informatica e l'avvento dei computer consentì lo sviluppo di tecniche numeriche volte a una valutazione teorica accurata della distribuzione del campo elettromagnetico nei diversi materiali dielettrici e in molteplici situazioni di esposizione [2]. Tra le più note possiamo citare: il metodo dei momenti (MoM) e il metodo degli elementi finiti (FEM), nel dominio della frequenza; il metodo della matrice di linee di trasmissione (LTM) ed il metodo delle differenze finite (FDTD), nel dominio del tempo.

Quest'ultima tecnica, nata dalla conversione delle equazioni di Maxwell in forma discreta, offre il maggior numero di vantaggi sia dal punto di vista intuitivo, sia dal punto di vista analitico.

In primo luogo la discretizzazione del dominio di interesse in celle permette di considerare la variabilità delle caratteristiche elettriche del tessuto in esame e di ottenere una riproduzione più fedele della sua morfologia. Trattandosi di un metodo nel dominio del tempo, svincolato dall'algebra lineare e dalle sue limitazioni, calcola direttamente la risposta impulsiva non lineare di un sistema elettromagnetico e può seguirne gradualmente l'evoluzione temporale in ogni punto del volume prima di giungere alla condizione di stazionarietà [3]. Inoltre è possibile ottenere soluzioni per sistemi a banda larga con una singola simulazione, passando al dominio della frequenza tramite la trasformata di Fourier.

La robustezza del metodo dipende dal fatto che le sorgenti di errore sistematico nei calcoli sono ben note e possono, di conseguenza, essere limitate. In particolare è opportuno considerare che l'accuratezza dei risultati è strettamente legata alla discretizzazione spazio-temporale della griglia di celle: quest'ultima deve essere sufficientemente fitta per permettere la rappresentazione di elementi geometrici piccoli, ma allo stesso tempo sufficientemente ampia da evitare di avere costi computazionali improponibili, quali il tempo di calcolo e l'occupazione di memoria.

Difatti, le simulazioni più dettagliate vengono effettuate su calcolatori disponibili soltanto in grossi centri di calcolo. Su piccoli o medi calcolatori, invece, possono essere simulati domini spaziali elettricamente ridotti, ragion per cui devono necessariamente essere imposte anche delle condizioni di terminazione.

1.1 Algoritmo di Yee

La scopo della tecnica FDTD è la risoluzione delle equazioni di Maxwell in forma discreta, le quali rappresentano al meglio il problema elettromagnetico da simulare.

Per ottenere le formulazioni si parte dalle due equazioni di rotore di Maxwell, valide per un mezzo lineare ed isotropo:

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial H}{\partial t} \quad (1.1a)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \sigma E + \varepsilon \frac{\partial E}{\partial t} \quad (1.1b)$$

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

Presa una terna arbitraria di assi x, y, z ortogonali, si esprimono le due equazioni vettoriali in riferimento ad essa. I vettori campo elettrico e campo magnetico vengono scomposti nelle tre componenti cartesiane e si ottiene, così, un sistema di sei equazioni scalari in sei incognite:

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma E_x \right) \quad (1.2a)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial t} - \sigma E_y \right) \quad (1.2b)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma E_z \right) \quad (1.2c)$$

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right) \quad (1.3a)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} \right) \quad (1.3b)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \right) \quad (1.3c)$$

Il successivo passaggio include la discretizzazione delle equazioni nel dominio del tempo e nello spazio usando un algoritmo alle differenze finite centrate scritto in linguaggio C: l'algoritmo di Yee.

Dal punto di vista grafico, la discretizzazione prevede la suddivisione dell'ambiente di simulazione tramite una griglia rettangolare tridimensionale, strutturata in celle elementari regolari di dimensioni $\Delta x, \Delta y, \Delta z$. Quest'ultime vengono chiamate celle di Yee ed ognuna di esse contiene le proiezioni del vettore campo elettrico e del vettore campo magnetico.

La novità proposta da Yee fu quella di riportare all'interno della struttura le componenti dei campi elettrici e magnetici distanziati di mezza cella, come nei rapporti incrementali [4]: E_x, E_y, E_z vengono posizionate parallelamente agli spigoli delle celle, mentre H_x, H_y, H_z perpendicolarmente ad ogni faccia del cubo. (Figura 1.1)

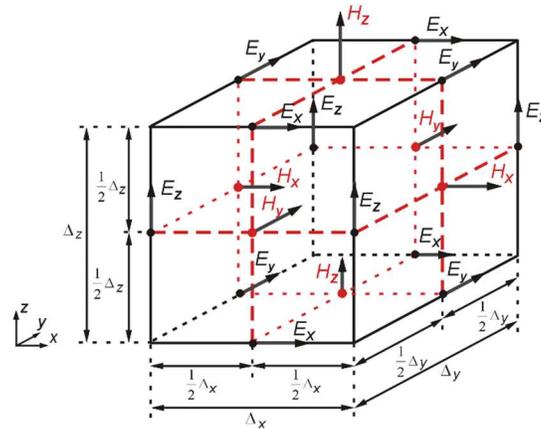


Figura 1.1: Cella di Yee con posizionamento dei campi elettrici e magnetici

In questo modo i campi E ed H sono disallineati di mezza cella sia temporalmente sia spazialmente. Per visualizzare meglio la trattazione si riporta in figura 1.2 il caso monodimensionale di un'onda piana che si propaga lungo l'asse delle x. Si noti come i due campi sono traslati di mezzo passo Δt e di mezza cella Δx .

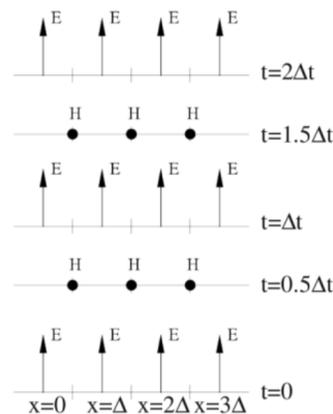


Figura 1.2 Caso monodimensionale

Dal punto di vista matematico, invece, data una funzione F con variabili continue x, y, z e t , la corrispondente funzione discretizzata è definita come:

$$F(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = F^n(i, j, k) \quad (1.4)$$

dove i, j, k individuano un punto discreto ed n un istante di tempo discreto.

Seguendo le notazioni di Yee, Δ rappresenta il passo di campionamento spaziale o temporale: Δx , Δy e Δz sono gli incrementi spaziali nelle rispettive direzioni cartesiane (se discretizzo lo spazio in cubi, Δ è il lato) e Δt l'incremento temporale.

La discretizzazione prevede la sostituzione delle derivate parziali che compaiono nelle formule 1.2 e 1.3 con la loro definizione, ovvero con il limite del corrispondente rapporto incrementale. Grazie alla disposizione delle componenti del campo elettromagnetico nella cella di Yee si può utilizzare, come rapporto incrementale, la formula alle differenze centrate [5]:

$$f'(x) \cong \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0 - \Delta x)}{2\Delta x} \quad (1.5)$$

Inoltre, implicito nella discretizzazione è il concetto di approssimazione, in questo caso al primo ordine, effettuato tramite lo sviluppo in serie di Taylor:

$$f(x_0 + \Delta x) = f(x_0) + \Delta x f'(x_0) + \frac{1}{2!} \Delta x^2 f''(x_0) + \frac{1}{3!} \Delta x^3 f'''(x_0) + \dots \quad (1.6a)$$

$$f(x_0 - \Delta x) = f(x_0) - \Delta x f'(x_0) + \frac{1}{2!} \Delta x^2 f''(x_0) - \frac{1}{3!} \Delta x^3 f'''(x_0) + \dots \quad (1.6b)$$

Sottraendo le due espressioni, il termine di secondo ordine si elimina e quindi l'errore che si commette trascurando il termine di terzo ordine è $o(\Delta x^2)$ [6].

L'errore sulla precisione dei risultati dipende, infatti, dai residui di ordine superiore, in particolare dal quadrato del passo di campionamento spaziale e temporale. Può essere, però, considerato trascurabile se questi ultimi sono molto piccoli ed uniformi.

Dalle precedenti definizioni si ottengono le derivate spaziali e temporali, espresse tramite il rapporto incrementale, genericamente esplicitate con le seguenti formule:

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial x} = \frac{F^n(i + \frac{1}{2}, j, k) - F^n(i - \frac{1}{2}, j, k)}{\Delta x} + o(\Delta x^2) \quad (1.7a)$$

con le ovvie estensioni agli incrementi nelle direzioni y e z

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial t} = \frac{F^{n+\frac{1}{2}}(i, j, k) - F^{n-\frac{1}{2}}(i, j, k)}{\Delta t} + o(\Delta t^2) \quad (1.7b)$$

A questo punto, sostituendo le espressioni alle formule 1.2 e 1.3, osserviamo che le equazioni differenziali del campo elettrico e magnetico si trasformano in equazioni alle differenze finite:

$$E_{x(i,j,k)}^{n+1} = \left(\frac{2\varepsilon - \sigma\Delta t}{2\varepsilon + \sigma\Delta t} \right) E_{x(i,j,k)}^n + \frac{2\Delta t}{\Delta y(2\varepsilon + \sigma\Delta t)} \left(H_{z(i,j+1,k)}^{n+\frac{1}{2}} - H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} \right) - \frac{2\Delta t}{\Delta z(2\varepsilon + \sigma\Delta t)} \left(H_{z(i,j,k+1)}^{n+\frac{1}{2}} - H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} \right) \quad (1.8a)$$

$$E_{y(i,j,k)}^{n+1} = \left(\frac{2\varepsilon - \sigma\Delta t}{2\varepsilon + \sigma\Delta t} \right) E_{y(i,j,k)}^n + \frac{2\Delta t}{\Delta z(2\varepsilon + \sigma\Delta t)} \left(H_{z(i,j,k+1)}^{n+\frac{1}{2}} - H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} \right) - \frac{2\Delta t}{\Delta x(2\varepsilon + \sigma\Delta t)} \left(H_{z(i+1,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} - H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} \right) \quad (1.8b)$$

$$E_{z(i,j,k)}^{n+1} = \left(\frac{2\varepsilon - \sigma\Delta t}{2\varepsilon + \sigma\Delta t} \right) E_{z(i,j,k)}^n + \frac{2\Delta t}{\Delta x(2\varepsilon + \sigma\Delta t)} \left(H_{z(i+1,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} - H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} \right) - \frac{2\Delta t}{\Delta y(2\varepsilon + \sigma\Delta t)} \left(H_{z(i,j+1,k)}^{n+\frac{1}{2}} - H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} \right) \quad (1.8c)$$

$$H_{x(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} = H_{x(i,j,k)}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\Delta t}{\mu\Delta z} (E_{y(i,j,k)}^n - E_{y(i,j,k-1)}^n) - \frac{\Delta t}{\mu\Delta y} (E_{z(i,j,k)}^n - E_{z(i,j-1,k)}^n) \quad (1.9a)$$

$$H_{y(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} = H_{y(i,j,k)}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\Delta t}{\mu\Delta x} (E_{z(i,j,k)}^n - E_{z(i-1,j,k)}^n) - \frac{\Delta t}{\mu\Delta z} (E_{z(i,j,k)}^n - E_{z(i,j,k-1)}^n) \quad (1.9b)$$

$$H_{z(i,j,k)}^{n+\frac{1}{2}} = H_{z(i,j,k)}^{n-\frac{1}{2}} + \frac{\Delta t}{\mu\Delta y} (E_{y(i,j,k)}^n - E_{y(i,j-1,k)}^n) - \frac{\Delta t}{\mu\Delta x} (E_{z(i,j,k)}^n - E_{z(i-1,j,k)}^n) \quad (1.9c)$$

si noti come, avendo ipotizzato μ e Δx , Δy , Δz costanti nel tempo, la singola componente del campo elettromagnetico in ogni cella è, in un certo istante, funzione esclusivamente di quelle relative alle celle adiacenti, calcolate negli istanti precedenti [5]. Si può, perciò, risolvere il problema per approssimazioni successive, calcolando semplicemente i risultati delle equazioni ottenute.

Il codice di calcolo coincide con l'algoritmo di Yee, basato su un processo risolutivo iterativo: la propagazione dell'onda elettromagnetica nella struttura è simulata andando a campionare di volta in volta i valori delle componenti del campo nello spazio e nel tempo [7]. Ad ogni iterazione di calcolo il sistema di equazioni è completamente esplicito e vengono aggiornati ricorsivamente i valori dei campi memorizzati in due distinti array. Potendo, così, valutare parallelamente i valori assunti dal campo elettrico e dal campo magnetico anche con processori diversi, si agevola di gran lunga la procedura.

Da questa analisi si conclude che se conosciamo i valori d'ingresso del campo elettrico e del campo magnetico e le proprietà dielettriche del materiale scelto, possiamo valutare la propagazione del campo elettromagnetico, istante per istante, in ogni punto del volume in esame, attraverso l'implementazione dell'algoritmo che utilizza le equazioni di Maxwell in forma discretizzata.

1.2 Condizioni di campionamento

Per assicurare l'efficienza della tecnica FDTD e minimizzare l'errore associato alla discretizzazione spazio-temporale, occorre rispettare opportune condizioni.

Nel campionamento spaziale, la scelta delle dimensioni della cella elementare è strettamente legata all'accuratezza della procedura: ampi intervalli spaziali implicano un'ottimizzazione in termini di tempi di calcolo e memoria occupata, a discapito, però, della precisione di analisi degli oggetti più piccoli.

Affinchè sia rispettata l'ipotesi per cui i campi elettrico e magnetico siano costanti all'interno della singola cella, le dimensioni dovrebbero essere una frazione della minima lunghezza d'onda presa in considerazione. Di default si ha:

$$\Delta x \leq \frac{\lambda_{min}}{10} \quad (1.10)$$

L'errore associato ai risultati è di circa il 10% ed è accettabile nella maggior parte dei casi perché offre il miglior compromesso tra le caratteristiche tecniche.

Se si vuole avere una descrizione più accurata è possibile impostare la frazione della lunghezza d'onda a 1/20, così che l'errore associato si riduca all'1%.

Nel campionamento temporale, la scelta del passo deve tener conto di due condizioni.

La prima è imposta dal Teorema di Shannon il quale stabilisce che per passare da un segnale analogico ad uno digitale è obbligatorio utilizzare una frequenza di campionamento uguale almeno al doppio della banda di frequenza del segnale d'interesse:

$$f_s \geq 2f_b \quad (1.11a)$$

Perciò il periodo di campionamento, che coincide con l'inverso della frequenza di campionamento, deve essere minore o uguale la metà dell'inverso della massima frequenza presente nel segnale d'ingresso:

$$T_s \leq \frac{1}{2f_b} \quad (1.11b)$$

In caso contrario si verifica il problema dell'Aliasing per cui, a partire dal segnale discreto, non sarà più possibile ripristinare il segnale analogico originario.

La seconda condizione influenza, invece, la stabilità dell'algoritmo ed è dettata dal criterio di Courant-Friedrichs-Lewy. Questo vincolo impone che il passo temporale debba essere minore o uguale della grandezza temporale che indica la propagazione del campo:

$$\Delta t < \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{\Delta x^2} + \frac{1}{\Delta y^2} + \frac{1}{\Delta z^2}}} \quad (1.12)$$

dove "c" rappresenta la velocità della luce del mezzo

In altre parole, la velocità con cui si aggiornano i valori dei campi deve essere maggiore della velocità di propagazione dell'onde elettromagnetica.

In caso contrario l'algoritmo divergerebbe all'infinito e i risultati non sarebbero più attendibili.

Solitamente si assicura solo quest'ultima condizione perché risulta più stringente rispetto alla prima.

1.3 Condizioni di assorbimento al contorno

L'applicazione della tecnica FDTD può riscontrare criticità se si ha un dominio di studio eccessivamente grande. È intuibile infatti che nessun elaboratore dispone di una capacità illimitata di calcolo e pertanto è necessario introdurre delle condizioni di terminazione sia temporali che spaziali. Le prime servono a limitare l'intervallo di tempo in cui l'onda elettromagnetica si attenua e raggiunge l'equilibrio (essenziale per la valutazione), mentre le seconde si usano per troncare il volume analizzato.

A tal proposito sono state ideate diverse condizioni di assorbimento al contorno (ABC) che hanno lo scopo di adattare le soluzioni ottenute per un dominio limitato ad un dominio infinito. Per applicarle è, però, indispensabile conoscere il valore delle componenti del campo elettrico e magnetico in punti esterni all'ambiente di interesse. Nello specifico la loro determinazione consiste nella ricerca di equazioni che forniscano una stima fedele di tali componenti, sfruttando la conoscenza di quelle interne al dominio computazionale, che sono invece note [8]. Di fatto tali condizioni introducono sempre degli errori che, però, sono tanto più piccoli quanto più il campo che arriva al confine della regione assume la struttura di un'onda piana e quanto più il capo incidente è normale al piano in cui si applicano [9].

Dalla fine del 1900 sono state sviluppate molte condizioni di assorbimento, tra le più accurate ed utilizzate possiamo citare: la PEC (Termination on a Perfect Electric Conductor) che ipotizza la terminazione del dominio di calcolo su un conduttore ideale, ad esempio una parete metallica perfettamente riflettente. In questo modo la componente tangenziale del campo elettrico al contorno risulta nulla e l'ambiente di misura sarà determinato dal volume interno allo schermo.

Le condizioni al contorno di Mur si basano, invece, su considerazioni analitiche più complesse e garantiscono un assorbimento delle radiazioni del secondo ordine. Lo svantaggio in questo caso è relativo all'angolo di incidenza dell'onda che può generare riflessioni non trascurabili.

Ma il metodo di troncamento più efficace al giorno d'oggi, grazie all'elevata accuratezza, è la PML (Perfectly Matched Layer). Il fisico Berenger che la ideò nel 1994, pensò di introdurre un materiale di assorbimento al di fuori del limite dello spazio computazionale (Figura 1.3).

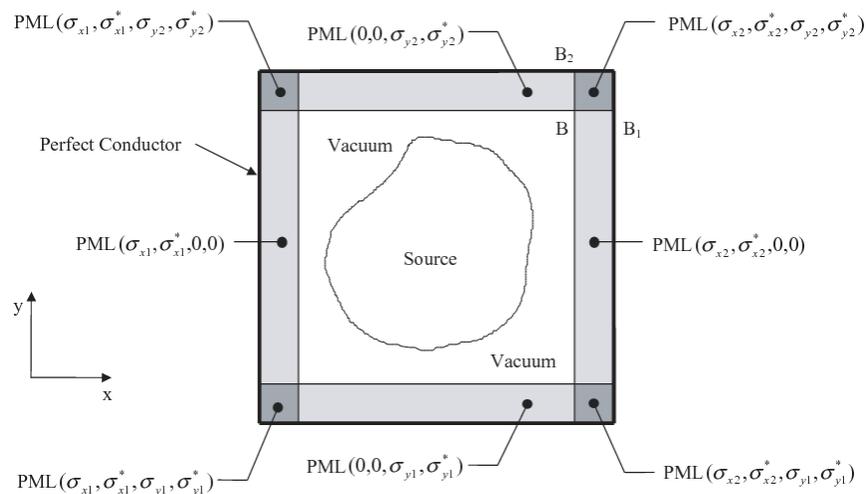


Figura 1.3 PML caso bidimensionale

Questa regione è costituita da diversi strati di materiale con perdite con coefficiente di riflessione nullo a tutte le frequenze e per qualsiasi polarizzazione e angolo delle onde incidenti [3]. Così le radiazioni che raggiungono il confine del dominio di indagine vengono completamente assorbite ed il campo elettromagnetico uscente dal volume si dissipa senza subire riflessioni spurie verso l'interno.

Dal punto di vista costruttivo migliori prestazioni si ottengono con uno strato disomogeneo e quindi una variabilità delle proprietà elettriche dei materiali [4]. Entrando più nel dettaglio, i materiali della regione di assorbimento devono rispettare 3 ipotesi affinché si abbia un risultato ideale.

La prima è l'anisotropia uniaassiale per i parametri di conducibilità elettrica (σ_e) e permeabilità magnetica (σ_m).

La seconda condizione impone di utilizzare un mezzo artificiale con perdite, ovvero con conducibilità elettrica e magnetica non nulla. La conducibilità magnetica è una caratteristica fittizia la cui introduzione è di fondamentale importanza per annullare ogni possibile componente riflettente dell'onda ed ottenere di conseguenza un assorbimento puro.

Come ultimo vincolo si considera l'uguaglianza matematica che rapporta il materiale di indagine con l'aria presente all'esterno del volume analizzato:

$$\frac{\sigma_e}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_m}{\mu_0} \quad (1.13)$$

se queste condizioni sono verificate, un'onda elettromagnetica che incide sull'interfaccia tra i due dielettrici, indipendentemente dalla frequenza e dall'angolo di incidenza, avrà componente esclusivamente trasmessa (verso l'esterno) che si attenuerà attraversando il mezzo con perdite.

La completa dissipazione è garantita dalla presenza di più strati di materiale con conducibilità elettrica e magnetica via via crescenti che aumentano esponenzialmente l'assorbimento dall'interno verso l'esterno (come si può osservare in figura 1.3).

La traduzione pratica di questo fenomeno è l'inserimento del modello preso in esame all'interno di una camera con le pareti rivestite da materiale assorbente, solitamente spugne imbevute di grafite. Esistono diversi tipi di cavità ma le più comuni sono le camere anecoiche elettromagnetiche, con rivestimenti che presentano una tipica forma a cono (sfruttate prevalentemente in ambito acustico).

Le camere riverberanti, invece, costituiscono funzionalmente l'estremo opposto poiché, basandosi sul principio della PEC, non assorbono energia elettromagnetica ma la riflettono completamente grazie alle pareti composte da materiale metallico, solitamente alluminio. Nelle seguenti simulazioni utilizzeremo quest'ultimo ambiente di lavoro proprio per l'elevata qualità di prestazioni garantite, ovvero la capacità di ricreare un campo diffuso che facilita la distribuzione uniforme delle radiazioni.

CAPITOLO 2: TIME-REVERSAL METHOD

Il metodo del Time Reversal ha trovato applicazione solo di recente negli studi elettromagnetici e in alcune aree dell'ingegneria elettronica, con l'intento di risolvere i problemi legati alla localizzazione di una sorgente. L'idea di fondo consiste nello sfruttare la contro-propagazione della radiazione elettromagnetica attraverso l'inversione temporale dell'equazione d'onda associata.

Nel nostro lavoro utilizzeremo questa tecnica proprio per focalizzarne l'energia in un determinato istante temporale e in una specifica posizione del mezzo in esame, concettualmente attraverso una fase di propagazione in avanti e una all'indietro dell'onda.

2.1 Cenni storici

I primi esperimenti sull'inversione temporale ebbero luogo nel 1965, grazie allo studio di Antares Parvulescu e Clarence Clay. La tecnica, inizialmente denominata "Matched Signal", prevedeva l'utilizzo di un segnale audio: una volta generata e ricevuta, l'onda sonora veniva invertita temporalmente e ritrasmessa in broadcast.

Questo nuovo approccio permise innanzitutto di focalizzare spazialmente le onde ed introdusse anche un miglioramento del rapporto segnale-rumore, compensando le distorsioni sul suono ricevuto. Dunque la scoperta di tali vantaggi portò a nuove sperimentazioni su onde a diverse bande di frequenza, al fine di monitorare il range di applicazione.

Nei primi anni '80, fu sviluppato il primo specchio utilizzato come coniugatore di fase (OPC). Il fenomeno alla base prevedeva la riflessione di un raggio incidente monocromatico nella stessa direzione di provenienza.

Ma solo negli anni '90 il fisico Mathias Fink teorizzò la tecnica "acoustic time reversal" relativamente alla propagazione delle onde sonore. Per implementarla sviluppò un dispositivo in grado di trasformare un'onda acustica divergente generata da una sorgente, in un'onda convergente focalizzata nello stesso punto: il Time Reversal Mirror (TRM) [10] [11]. In questo caso lo specchio era costituito da una schiera di microfoni che agivano da trasduttori.

I TRM sono stati utilizzati per decenni nel dominio ottico e in quello ultrasonico (telecomunicazioni, acustica subacquea, sismologia) e col passare del tempo il loro impiego si è esteso anche all'elettromagnetismo.

Le migliorie apportate sulla correzione delle distorsioni dovute al fenomeno del riverbero all'interno del mezzo e la possibilità di partire da segnali a bassa potenza per generare campi elettromagnetici ad alta intensità, hanno aumentato l'interesse per l'impiego di questo metodo anche in ambito medico [12].

Oggi i principali settori di indagine che sfruttano i benefici del Time Reversal sono la localizzazione dei dispositivi impiantabili (con sistemi radar), il supporto alle tecniche di imaging (specialmente per le neoplasie) e, nel nostro caso, la focalizzazione delle onde elettromagnetiche in un mezzo dissipativo contenuto in un ambiente altamente disordinato, come una camera riverberante.

2.2 Condizioni iniziali

Il metodo di inversione temporale può essere sfruttato solo nel rispetto di alcune ipotesi iniziali. In primo luogo la sua validità è ristretta alle onde che godono dell'invarianza al TR (Time-Reversal) poiché si basa sulla proprietà di reciprocità dell'equazione d'onda standard (contenete solo derivate di ordine pari): data una soluzione dell'equazione lo è anche la sua inversione temporale. In altre parole, per ogni onda che si allontana dalla sua sorgente ne esiste una identica ma ribaltata nel tempo in grado di ripercorrere lo stesso tracciato verso la stessa sorgente [3].

Questo risultato, valido anche in presenza di percorsi multipli del segnale, comporta la possibilità di mantenere invariato il fenomeno di propagazione dell'onda, pur effettuando un'inversione della direzione del tempo, definita come segue: $t \mapsto -t$

Valutiamo l'applicazione di questo concetto ad un campo elettromagnetico.

Presi i vettori campo elettrico, densità di carica, campo magnetico e densità di corrente, la cui combinazione descrive il fenomeno elettromagnetico, si applica la definizione di inversione temporale:

$$\vec{E}(\vec{r}, t) \mapsto \vec{E}(\vec{r}, -t) \quad (2.1a)$$

$$\rho(\vec{r}, t) \mapsto \rho(\vec{r}, -t) \quad (2.1b)$$

$$\vec{H}(\vec{r}, t) \mapsto -\vec{H}(\vec{r}, -t) \quad (2.1c)$$

$$\vec{J}(\vec{r}, t) \mapsto -\vec{J}(\vec{r}, -t) \quad (2.1d)$$

Campo magnetico e densità di corrente presentano un'inversione additiva del vettore per il fatto che quando si inverte nel tempo un campo elettromagnetico, la direzione di propagazione, data dal prodotto vettoriale del campo magnetico ed elettrico, deve essere anch'essa invertita [13].

Considerando un mezzo di propagazione lineare con permittività elettrica $\epsilon(r)$ e permeabilità magnetica $\mu(r)$, si possono riscrivere le equazioni di Maxwell con l'utilizzo dell'operatore TR:

$$\nabla \cdot [\epsilon(\vec{r})\vec{E}(\vec{r}, -t)] = \rho(\vec{r}, -t) \quad (2.2a)$$

$$-\nabla \cdot [\mu(\vec{r})\vec{H}(\vec{r}, -t)] = 0 \quad (2.2b)$$

$$\nabla \times \vec{E}(\vec{r}, -t) = -\mu(\vec{r}) \frac{-\partial \vec{H}(\vec{r}, t)}{-\partial t} \quad (2.2c)$$

$$-\nabla \times \vec{H}(\vec{r}, -t) = \epsilon(\vec{r}) \frac{\partial \vec{E}(\vec{r}, -t)}{-\partial t} - \vec{J}(\vec{r}, -t) \quad (2.2d)$$

A questo punto si può facilmente dimostrare che manipolando matematicamente queste equazioni è possibile riottenere la loro formulazione standard.

Quindi il metodo Time Reversal evidenzia come il percorso di propagazione di un'onda elettromagnetica sia lo stesso in entrambe le direzioni di percorrenza e, qualora il mezzo di propagazione subisse un danno, lo si riconoscerebbe dal segnale ricevuto e ciò consentirebbe di localizzare il punto critico [3].

Però il principale vantaggio introdotto, che sarà sfruttato nelle simulazioni presenti in questa trattazione, è la compensazione dei ritardi di fase tra diversi canali di misura, grazie alla sua equivalenza funzionale con un filtro spazio-temporale.

Per poter garantire l'azione di filtraggio è necessario aggiungere un'ulteriore ipotesi riguardante il mezzo di propagazione: il materiale deve essere solo debolmente dissipativo e deve essere inserito all'interno di una superficie chiusa che circonda la sorgente iniziale.

Quest'ultima condizione è adeguatamente rispettata se si utilizza come ambiente di lavoro una camera riverberante, ovvero altamente riflettente (approfondita nel capitolo 4).

2.3 Principio di funzionamento

Per descrivere più dettagliatamente il funzionamento del metodo Time Reversal possiamo prendere in esame un sistema lineare tempo invariante, che rispetti le condizioni iniziali di applicazione (Figura 2.1). In seguito si osserverà come un sistema LTI possa rappresentare in maniera ottimale la geometria di un ambiente riverberante con una o più antenne trasmettenti e riceventi.

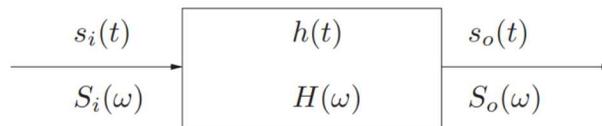


Figura 2.1 Sistema lineare tempo-invariante

Nel modello in figura $s_i(t)$ rappresenta il segnale d'ingresso e $s_o(t)$ rappresenta il corrispondente segnale d'uscita. Le due grandezze sono legate dalla funzione $h(t)$, definita "Risposta impulsiva" del sistema poiché esprime l'uscita generata dal sistema quando in ingresso si ha un segnale impulsivo centrato nel sistema di riferimento a $t = 0$ (l'input è detto "Delta di Dirac") [4].

Nel dominio del tempo l'andamento della grandezza d'uscita segue la seguente relazione:

$$s_o(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} s_i(\tau)h(t - \tau)d\tau = s_i(t) * h(t) \quad (2.3)$$

dove il simbolo "*" rappresenta l'operatore di convoluzione.

Ma la risposta del sistema può essere espressa anche nel dominio della frequenza tramite la trasformata di Fourier, definita matematicamente come segue:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-2i\pi\omega x} dx \quad (2.4)$$

Applicando la trasformata ai segnali $s_i(t)$, $s_o(t)$ e alla $h(t)$ e successivamente utilizzando il Teorema della Convulsione nell'equazione (2.3), si ottiene che il corrispettivo valore in frequenza dell'uscita del sistema è dato da un semplice prodotto:

$$S_o(\omega) = S_i(\omega) H(\omega) \quad (2.5)$$

dove $H(\omega)$ prende il nome di “Funzione di trasferimento” e può essere meglio definita dal rapporto tra i due segnali:

$$H(\omega) = \frac{S_o(\omega)}{S_i(\omega)} \quad (2.6)$$

Da queste formule possiamo dedurre che conoscendo la $H(\omega)$ è possibile ricavare il segnale d'uscita qualsiasi sia la forma d'onda in ingresso [4].

Tornando all'ambiente sperimentale definito sull'asse positivo del tempo applichiamo ora il principio del Time Reversal: l'uscita del segnale viene invertita temporalmente ($s_o(-t)$) e ridata in ingresso al sistema LTI. In questo modo la una nuova risposta prodotta ($s_r(t)$) risulterà pari a:

$$s_r(t) = s_o(-t) * h(t) \quad (2.7)$$

Ora si può convertire il segnale nel dominio della frequenza con l'applicazione sequenziale della trasformata di Fourier e il Teorema di Convulsione ed infine riportare il segnale nel tempo tramite l'Anti-trasformata di Fourier (formula inversa della trasformata di Fourier).

Questo procedimento consente di osservare che l'uscita $s_r(t)$ va precisamente a coincidere con l'iniziale segnale $s_i(t)$ rovesciato:

$$s_r(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} [S_o^*(\omega)H(\omega)]e^{i\omega t} d\omega = s_i(t) \quad (2.8)$$

Attraverso questo sistema quindi, 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, come ad esempio una qualsiasi struttura biologica [2].

Il TR possiede, infatti, due proprietà che lo rendono ottimo anche negli scenari di comunicazione con molteplice diffusione del segnale (esempio in figura 2.2) [14].

La prima è la focalizzazione temporale: se il segnale inizialmente trasmesso è un impulso, quello ricevuto contiene tutte le riflessioni e rifrazioni che avvengono lungo il cammino di propagazione. Inoltre se quest'ultimo viene ribaltato rispetto l'asse temporale e ritrasmesso, verrà ricevuto nuovamente sotto forma di impulso.

La seconda è la focalizzazione spaziale: il trasmettitore invia il segnale tempo ribaltato al ricevitore, in modo che l'impulso iniziale si focalizzi sul punto in cui è localizzato il ricevitore (il quale prima era il trasmettitore che aveva inviato l'impulso). Si evidenzia che tale caratteristica massimizza la potenza ricevuta, minimizzando le perdite verso altri punti [15].

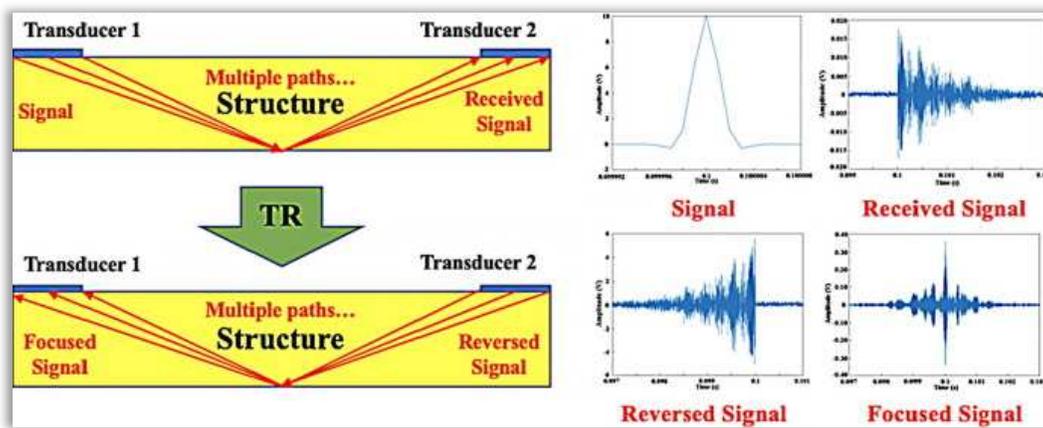


Figura 2.2 Applicazione del Time Reversal

La seconda proprietà sarà quella sfruttata nelle seguenti simulazioni in cui assoceremo al teorico sistema lineare tempo invariante descritto precedentemente, una camera riverberante contenente il modello di una testa umana. Il trasmettitore verrà ricreato con un monopolo posto sulla parete della cavità e al posto del ricevitore prenderemo direttamente il campo elettrico calcolato dalla FDTD.

CAPITOLO 3: TESSUTI BIOLOGICI

La materia vivente presenta una composizione biochimica che permette la propagazione di specifici flussi di corrente. Nel secondo paragrafo vedremo che la conseguenza diretta di questa proprietà è la capacità di immagazzinare e dissipare energia degli eventuali campi elettromagnetici incidenti.

I diversi siti anatomici presentano, però, un'elevata disomogeneità strutturale e ciò implica che le caratteristiche dielettriche dei tessuti, e di conseguenza gli effetti dell'interazione con le radiazioni, varino molto in base alla regione considerata.

È importante perciò conoscere i parametri che influenzano la propagazione delle onde elettromagnetiche nel corpo umano per una corretta analisi. A tal fine faremo riferimento ai dati ottenuti in dosimetria, branca dell'elettromagnetismo specializzata in questo tipo di studio.

3.1 Caratteristiche dielettriche

Dal punto di vista elettrico i tessuti biologici sono classificati come dielettrici non ideali (ovvero né buoni conduttori né buoni isolanti), mentre dal punto di vista magnetico risultano generalmente amagnetici (non presentano particolari proprietà).

Nello specifico il campo magnetico interagisce comunque efficacemente con la materia biologica ma in maniera indiretta, ovvero induce una corrente elettrica dovuta alle cariche della forza elettromotrice indotta [16]. Tale fenomeno rende lecita l'ipotesi, utilizzata nella seguente trattazione, di considerare soltanto l'interazione con un campo elettrico esterno.

Il comportamento elettrico dei tessuti è descritto da due grandezze scalari fondamentali: la conducibilità elettrica (σ) e la costante dielettrica assoluta (ε).

Il primo parametro è strettamente legato al passaggio di flussi di corrente attraverso il corpo umano e si ottiene dalla combinazione di due componenti:

$$\sigma(\omega) = \sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc} \quad (3.1)$$

dove σ_{ac} rappresenta il termine dispersivo legato alle perdite causate dal rilassamento dielettrico e σ_{dc} è il contributo continuo definito dai flussi ionici presenti nell'ambiente cellulare.

Il secondo parametro è invece dato dal prodotto di due valori:

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r \quad (3.2)$$

dove ε_0 è la costante dielettrica del vuoto, fissa e pari a circa $8,85 \times 10^{-12} F/m$ mentre ε_r è la costante dielettrica del mezzo.

In genere nell'analisi di un mezzo con perdite (come un campione biologico), data l'invariabilità della ε_0 , si considera soltanto la ε_r , meglio nota come "Permittività dielettrica relativa".

È possibile esprimerla nella seguente forma complessa:

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (3.3)$$

dove il termine reale è rappresentato da ε' mentre quello immaginario da ε'' .

Entrando nel dettaglio possiamo affermare che ε' tiene conto dell'accumulo temporaneo dell'energia nel mezzo, mentre ε'' , chiamato "Fattore di perdita", è responsabile della dissipazione dell'energia elettromagnetica ed è funzione della conducibilità σ .

Il rapporto tra i due termini viene indicato in letteratura come "Tangente di perdita" ed ha la finalità di definire l'efficacia di conduttività o di isolamento di un materiale.

Difatti, come abbiamo anticipato, i mezzi biologici mostrano delle proprietà intermedie tra i conduttori e i dielettrici: un buon conduttore riflette quasi completamente le onde elettromagnetiche e dissipa energia a causa delle correnti indotte che in esso si producono. Al contrario, un dielettrico è quasi completamente trasparente alle onde elettromagnetiche ma può immagazzinare una parte di energia [17]. Nella teoria elettromagnetica l'unica grandezza fisica che può tener conto di questi meccanismi è la permittività dielettrica relativa in forma complessa.

Pertanto la determinazione di ε_r e σ , alle frequenze di interesse, consente di sapere tutto, o quasi, riguardo all'interazione dell'onda con il tessuto biologico.

3.2 Principio biochimico

Per comprendere meglio come i campi elettromagnetici agiscono sulla materia biologica propongo una breve descrizione dal punto di vista microscopico.

I tessuti prendono origine dall'associazioni di miliardi di cellule specializzate nella stessa funzione. Ogni cellula è immersa in un ambiente acquoso ricco di specie ioniche e a sua volta contiene un liquido viscoso con diversi organuli polari o apolari.

Le membrane plasmatiche che separano lo spazio intra ed extra cellulare, grazie alla proprietà di semipermeabilità, sono le principali strutture che impediscono in vario grado gli spostamenti (liberi o indotti) delle molecole costituenti e degli ioni. In questo modo, per ogni tipologia di tessuto, si vengono a creare globalmente diverse distribuzioni di carica elettrica.

Queste distribuzioni interagiscono con il campo elettrico indotto dai campi esterni con due diverse classi di risposta alla sollecitazione: correnti elettriche di conduzione ed effetti di polarizzazione [17].

Nel primo caso le correnti elettriche saranno tanto più intense quanto maggiore è la conducibilità σ dei tessuti. Tale parametro è dovuto alla presenza di ioni nel citoplasma e nei fluidi extracellulari e dipende in maniera direttamente proporzionale dalla frequenza dell'onda elettromagnetica incidente.

Per descrivere il meccanismo di interazione possiamo schematizzare la cellula come un semplice circuito elettrico, costituito da resistenze e capacità intracellulari ed extracellulari.

I piccoli condensatori della membrana presentano un'impedenza pari a $1/\omega C$ perciò per frequenze basse ($\omega \rightarrow 0$) aumenteranno la resistenza al passaggio e non si lasciano attraversare dai campi elettrici. Operano come un filtro di reiezione a bassa frequenza, pertanto solo correnti di conduzione relativamente basse potranno fluire [17].

Per frequenze via via crescenti ($\omega \rightarrow \infty$) i "condensatori plasmatici" cominciano a risultare cortocircuitati, l'impedenza diminuisce lasciando scorrere correnti relativamente intense poiché i fluidi cellulari partecipano alla conduzione senza essere impediti dalle membrane plasmatiche.

Gli effetti di polarizzazione, invece, dipendono in modo complesso dalla costante dielettrica locale ε . La permittività del mezzo, alle basse frequenze, è determinata dalle cariche ioniche intorno alle membrane plasmatiche e diminuisce gradualmente al crescere della frequenza.

Il primo abbattimento di due ordini di grandezza si ha in relazione alla mobilità degli ioni: le macromolecole e le cariche delle membrane plasmatiche subentrano nei processi di interazione dei campi elettromagnetici con i tessuti, provocando un fenomeno di diffusione con conseguente comparsa di dipoli elettrici (*rilassamento α*).

La seconda regione di decadimento è dovuta a un diverso meccanismo che può essere descritto sullo stesso schema del modello circuitale introdotto precedentemente. I campi elettrici a bassa frequenza caricano i condensatori della membrana e fanno accumulare le cariche all'interfaccia di separazione delle cellule. Al crescere della frequenza il tempo di accumulo di queste cariche in prossimità delle membrane diminuisce (prima che si siano accumulate i campi elettrici si invertono, cambiando verso alle velocità delle cariche) pertanto la permittività dielettrica decresce (*rilassamento β*) [17].

Altri cambiamenti della grandezza nella banda di frequenze maggiori si hanno quando cominciano ad essere coinvolti i moti, prima rotazionali e poi vibrazionali, delle varie macromolecole polari ed in particolare dell'acqua (*rilassamento γ*).

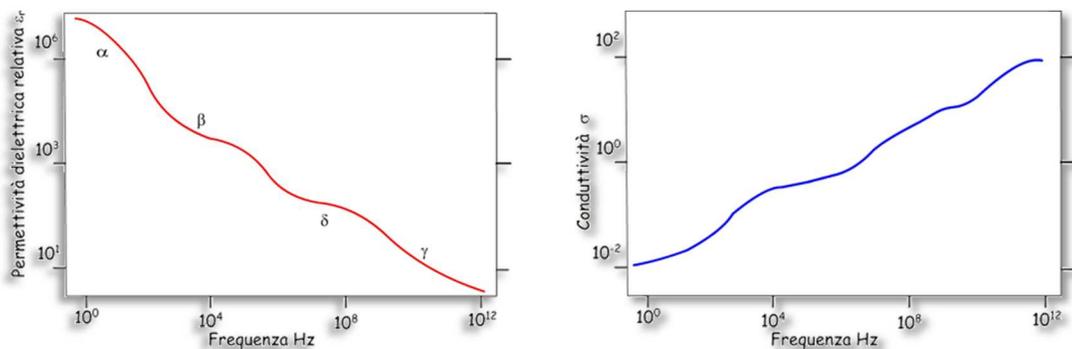


Figura 3.1 e 3.2 Andamento della permittività dielettrica e della conducibilità in funzione della frequenza nei tessuti umani

In maniera sintetica si assume che, in genere, i meccanismi che prevalgono alle basse frequenze risultano diversi da quelli che si sviluppano alle alte frequenze e i fenomeni biochimici ce ne conseguono influenzano la variazione delle principali caratteristiche dei tessuti, come mostrato nelle figure 3.1 e 3.2.

L'importanza di stabilire una determinata banda in frequenza dell'onda di interesse è quindi essenziale per definire i parametri di conducibilità e permittività dielettrica del mezzo biologico, dai quali poi si determinano gli effetti dell'interazione con un campo elettromagnetico.

Quest'ultima relazione sperimentale prevede che la conducibilità elettrica di un materiale sia direttamente proporzionale alle correnti che possono circolare in esso, mentre il valore della permittività dielettrica coincide con il fattore di riduzione del campo che penetra il tessuto. Perciò all'aumentare della frequenza dell'onda elettromagnetica aumenteranno le correnti indotte che causano dissipazione di energia e diminuirà lo spessore di penetrazione con conseguente assorbimento dell'energia.

Risulta così esplicitato il motivo per cui possiamo trattare questi particolari mezzi come dielettrici dispersivi e dissipativi in grado di immagazzinare e dissipare la potenza dei campi elettromagnetici.

3.3 Equazione di Cole-Cole

La permittività relativa complessa di un mezzo dissipativo, che consente di rilevarne il comportamento dielettrico (come si è visto nel paragrafo 3.1), può essere espressa matematicamente tramite la formula di Cole Cole:

$$\varepsilon_r^*(\omega) = \varepsilon'(\omega) - j \left(\frac{\sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc}}{\omega \varepsilon_0} \right) \quad (3.4)$$

dove la parte reale è associata all'accumulo di energia, mentre la parte immaginaria alla dissipazione dell'energia. Ricordiamo che il termine immaginario coincide con il fattore di perdita al quale contribuiscono la conducibilità in corrente continua σ_{ac} , la conducibilità statica di tipo dispersivo σ_{dc} e la frequenza operativa del campo elettromagnetico ω .

Dalla legge matematica si può osservare come le proprietà dielettriche del tessuto biologico non siano costanti ma dipendano in particolar modo da tre fattori: la frequenza dell'onda incidente, la temperatura e il quantitativo d'acqua all'interno.

Approfondiamo di seguito lo studio della correlazione con la frequenza al fine di creare un nesso logico tra il principio di funzionamento biochimico espresso nel precedente paragrafo (3.2) e la formula teorica appena enunciata.

Come mostrato nel grafico 3.1, all'aumentare della frequenza d'onda si osserva una diminuzione della permittività relativa che può essere scandita in tre fasi, note con il nome di "rilassamento". Questo termine tiene conto dei tempi di ritardo della polarizzazione delle molecole di un mezzo esposto ad un campo elettromagnetico variabile nel tempo [18].

Il *tratto α* è localizzato alle basse frequenze, in un intorno di 100 Hz ed è associato ai fenomeni ionici transmembrana.

Il *rilassamento β* si colloca all'incirca tra i 100 kHz e 10 MHz ed è dovuto principalmente al comportamento capacitivo della membrana plasmatica (in grado di accumulare energia).

Infine la *regione γ* , centrata a circa 20 GHz, esprime la polarizzazione delle molecole libere di acqua (componente più abbondante nei tessuti).

È da segnalare che il comportamento dielettrico reale può presentare dei rilassamenti residui e in alcuni tessuti può non essere perfettamente distinguibile.

Ciascuna di queste fasi è caratterizzata da una propria costante di tempo di rilassamento dielettrico τ , relative al meccanismo di polarizzazione, attraverso le quali si può esprimere in un'altra forma la permittività relativa complessa [19]:

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (3.5)$$

dove ε_∞ è legato al comportamento alle alte frequenze ($\omega\tau \gg 1$), mentre ε_s è il contributo in *dc*, ovvero alle bassissime frequenze ($\omega\tau \ll 1$), per cui trascurabile. La differenza tra questi due parametri è definita "dispersione" $\Delta\varepsilon$.

Per monitorare il comportamento elettrico del mezzo in esame c'è, infine, un'ultima forma semi-empirica dell'equazione di Cole Cole che descrive in maniera estesa lo spettro in frequenza della permittività considerando i rilassamenti successivi [20]:

$$\varepsilon_r^* = \varepsilon_\infty - j \frac{\sigma}{j\omega\varepsilon_0} + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} \quad (3.6)$$

dove α_n rappresenta la dispersione in frequenza di ciascun rilassamento.

L'espressione è stata ricavata sperimentalmente poiché l'organizzazione delle componenti cellulari nel tessuto è tale che ogni regione dispersiva possa essere estesa da molteplici contributi.

Oltre alla frequenza d'onda esaminata, infatti, avevamo inizialmente introdotto la correlazione delle caratteristiche dielettriche del mezzo anche con la temperatura e la percentuale di acqua.

Una temperatura differente dai 37 gradi centigradi influenza le proprietà elettriche incidendo sulla mobilità degli elettroni, così come la quantità di molecole d'acqua risulta direttamente proporzionale all'incremento della conducibilità e di conseguenza della permittività dielettrica relativa.

Sottolineiamo che l'acqua costituisce circa il 70% del peso corporeo ed è di fatto l'elemento di maggior significato per il comportamento elettrico.

Avremo quindi un elevatissimo flusso di corrente nel sangue, liquido cerebrospinale e negli altri liquidi organici, costituiti dal 90% di acqua.

A decrescere troviamo la pelle, i muscoli, il cervello e diversi organi interni, con una concentrazione dell'80%.

Infine grasso, tendini ed ossa, col 50% o meno [1].

Quest'ultime due dipendenze evidenziano maggiormente come le condizioni esterne o la genetica personale possano alterare la risposta biologica all'interazione con i campi elettromagnetici.

È possibile consultare i valori di conducibilità e permittività dielettrica relative alla gran parte degli organi e dei tessuti umani accedendo al database creato da Camelia Gabriel e i suoi collaboratori [21].

I parametri sono stati calcolati tramite l'equazione di Cole Cole, una volta definite la temperatura corporea, la composizione del tessuto e la frequenza operativa (Figura 3.3).

Il loro lavoro ha notevolmente agevolato tutte le successive ricerche sulla compatibilità elettromagnetica con il corpo umano.

Dunque con una scelta appropriata dei parametri empirici, l'equazione di Cole Cole può essere utilizzata per descrivere il comportamento dielettrico di ogni sito anatomico in un qualsiasi range di frequenze d'interesse.

Nel nostro studio si andrà a considerare la permittività elettrica complessa dei tessuti presenti nella testa umana, associati a ciascuna cella FDTD, alla frequenza di 2.45 GHz.

#	ϵ_{∞} (F/m)	$\Delta\epsilon_1$ (F/m)	τ_1 (ps)	α_1	$\Delta\epsilon_2$ (F/m)	τ_2 (ns)	α_2	σ_{1-4} (S/m)	$\Delta\epsilon_3$ (F/m)	τ_3 (μ s)	α_3	$\Delta\epsilon_4$ (F/m)	τ_4 (ms)	α_4
0	1.0	0	0.0	0.00	0	0.000	0.0	0.000	0.0	0.0	0.00	0.0	0.0	0.00
1	4.0	56	8.377	0.10	5200	132.629	0.10	0.700	0.0	159.155	0.20	0.0	15.915	0.00
2	2.5	10	13.263	0.20	180	79.577	0.20	0.020	$5.0 \cdot 10^3$	159.155	0.20	$1.0 \cdot 10^5$	15.915	0.00
3	2.5	3	7.958	0.20	25	15.915	0.10	0.001	$5.0 \cdot 10^3$	1591.549	0.10	$2.0 \cdot 10^6$	15.915	0.10
4	4.0	45	7.958	0.10	400	15.915	0.15	0.020	$2.0 \cdot 10^5$	106.103	0.22	$4.5 \cdot 10^7$	5.305	0.00
5	4.0	32	7.958	0.10	100	7.958	0.10	0.020	$4.0 \cdot 10^4$	53.052	0.30	$3.5 \cdot 10^7$	7.958	0.02
6	4.0	38	13.263	0.15	2500	144.686	0.15	0.150	$1.0 \cdot 10^5$	318.310	0.10	$4.0 \cdot 10^7$	15.915	0.00
7	4.0	40	7.958	0.10	700	15.915	0.15	0.040	$2.0 \cdot 10^5$	106.103	0.22	$4.5 \cdot 10^7$	5.305	0.00
8	4.0	65	7.958	0.10	40	1.592	0.00	2.000	0.0	159.155	0.00	0.0	15.915	0.00
9	4.0	48	7.958	0.10	4000	159.155	0.05	0.400	$1.0 \cdot 10^5$	15.915	0.20	$4.0 \cdot 10^7$	15.915	0.00
10	4.0	40	7.958	0.15	200	7.958	0.10	0.500	$1.0 \cdot 10^4$	159.155	0.20	$1.0 \cdot 10^6$	15.915	0.00
11	4.0	50	7.958	0.10	4000	159.155	0.10	0.500	$1.0 \cdot 10^5$	159.155	0.20	$5.0 \cdot 10^6$	15.915	0.00
12	2.5	3	7.958	0.20	15	15.915	0.10	0.010	$3.3 \cdot 10^4$	159.155	0.05	$1.0 \cdot 10^7$	7.958	0.01
13	4.0	50	7.234	0.10	7000	353.678	0.10	0.200	$1.2 \cdot 10^6$	318.310	0.10	$2.5 \cdot 10^7$	2.274	0.00
14	4.0	26	7.958	0.10	500	106.103	0.15	0.006	$7.0 \cdot 10^4$	15.915	0.20	$4.0 \cdot 10^7$	15.915	0.00
15	4.0	32	7.234	0.00	1100	32.481	0.20	0.000	0.0	159.155	0.20	0.0	15.915	0.20
16	4.0	55	7.958	0.10	5000	159.155	0.10	0.400	$1.0 \cdot 10^5$	159.155	0.20	$4.0 \cdot 10^7$	15.915	0.00
17	4.0	50	7.958	0.10	4000	159.155	0.10	0.250	$1.0 \cdot 10^5$	159.155	0.20	$4.0 \cdot 10^7$	15.915	0.00

Figura 3.3 Tabella dei parametri per calcolare la costante dielettrica complessa ad una frequenza fissa nella banda 10 Hz <f< 100 GHz

CAPITOLO 4: SET-UP SPERIMENTALE

In questo capitolo viene illustrata la geometria del modello utilizzato per sviluppare le simulazioni della focalizzazione delle onde elettromagnetiche nella testa umana.

È necessario, infatti, operare su un ambiente che possa rispecchiare al meglio il fenomeno reale in termini di posizione, orientamento, mezzo di propagazione, sorgente e ricevitore dei segnali.

4.1 Ambiente riverberante

Per rispettare le condizioni di applicazione del metodo del Time Reversal e per limitare spazialmente il campo di indagine della tecnica FDTD viene utilizzata, in tutte le più recenti prove di compatibilità elettromagnetica, una camera riverberante.

È una cavità generalmente rettangolare schermata elettricamente da pareti metalliche non parallele ad alta conducibilità e altamente riflettenti, tipicamente in alluminio (figura 4.1).

L'obiettivo della camera è quello di generare un campo statisticamente omogeneo, isotropo e depolarizzato al suo interno, dove verrà posizionato l'oggetto in esame [22].

A tal scopo presenta delle caratteristiche costruttive particolari che ne determinano la qualità: un volume di lavoro definito in funzione della minima frequenza di utilizzo per assicurare l'uniformità del campo;

un elevato fattore di merito (Q) e un basso coefficiente di assorbimento (dovuto alla minimizzazione delle perdite sui materiali) che le conferiscono la capacità di immagazzinare energia per generare intensi campi partendo da segnali a bassa potenza [12];

uno o più agitatori metallici (detti anche "mescolatori") che permettono di eliminare le problematiche relative alla propagazione caotica delle onde, dovuta alle riflessioni multiple del segnale sulle pareti della cavità.

Quest'ultimi strumenti, fissati nell'ambiente di lavoro, sono essenziali poter focalizzare il campo elettromagnetico sul modello, indipendentemente dalla sua posizione e dall'istante di tempo.

Sono costituiti da piatti metallici riflettenti, perciò il loro movimento fa sì che ci sia un continuo cambiamento della geometria della camera (ovvero delle condizioni al contorno) e che si generi un campo elettromagnetico riverberante.

Esplicitiamo il ragionamento considerando che la struttura di campo interna è descritta da molti modi che risentono delle condizioni al contorno variabili. Grazie all'aumento delle riflessioni ne viene eccitato un numero sufficientemente elevato per far sì che il campo medio all'interno della camera possa essere considerato come un insieme di onde piane uniformemente distribuite, provenienti da tutte le direzioni e con diverse polarizzazioni [6]. Si viene così a ricreare una forma fisica che facilita alle onde di distribuirsi in maniera uniforme all'interno dell'ambiente.

Proprio questo principio di funzionamento rende la camera riverberante adatta anche all'utilizzo di onde sonore e la struttura prescelta per studi sull'isolamento acustico e sull'insonorizzazione ambientale.

Come potremo constatare dai risultati delle simulazioni, il numero e la dimensione dei mescolatori influenza notevolmente la precisione della focalizzazione in un punto della camera e in un istante di tempo. Esistono, infatti, diversi tipi di agitatori che differiscono per la morfologia, il materiale e il meccanismo di funzionamento.

In particolare, gli “Stirrer” sono costituiti da piatti riflettenti che ruotano con un movimento continuo attorno al proprio asse per garantire il costante cambiamento delle condizioni al contorno, ovvero della geometria della camera.

I “Tuner”, invece, effettuano una rotazione discreta che viene impartita da un motore esterno controllato a monte da un computer.

La tipologia che analizzeremo e sfrutteremo nelle simulazioni di nostro interesse è, però, quella dei diffusori: superfici metalliche con ugual finalità e principio di funzionamento dei precedenti strumenti ma con la differenza che non subiscono rotazioni e perciò operano staticamente.

Ulteriori strutture necessarie all’ambiente riverberante sono una o più antenne che fungono da ricevitori e trasmettitori di segnali, la cui intensità viene misurata sulle linee di trasmissione ad esse associate. Solitamente l’antenna trasmittente (Tx) è di tipo log periodico e genera il segnale originale, mentre l’antenna ricevente (Rx) è associata a una sonda di campo circolare ha il compito duale di ricezione delle onde [12]. Nel nostro caso ogni monopolo lineare incorpora entrambe le funzionalità. I componenti costitutivi della camera saranno comunque descritti in maniera più approfondita nei paragrafi successivi.

Infine, dalla figura 4.2, possiamo osservare come l’ambiente sperimentale sia collegato all’esterno a un elaboratore elettronico che consente all’utente di interfacciarsi con il processo automatico e modificare alcune caratteristiche di simulazione.

Ad esempio è possibile regolare l’angolo di rotazione degli agitatori e controllare il VNA, un analizzatore di reti vettoriali che ha il ruolo di rilevare il livello energetico del segnale ricevuto e impostare la potenza del segnale emesso dall’antenna trasmittente [4].

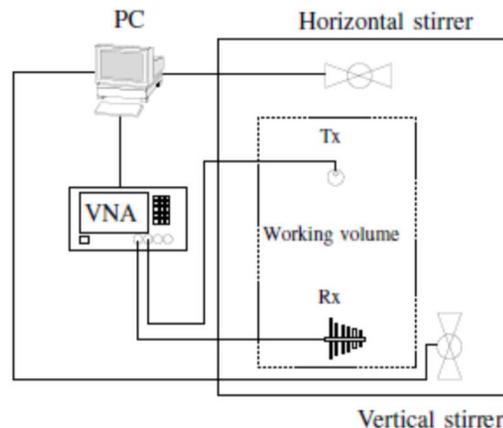
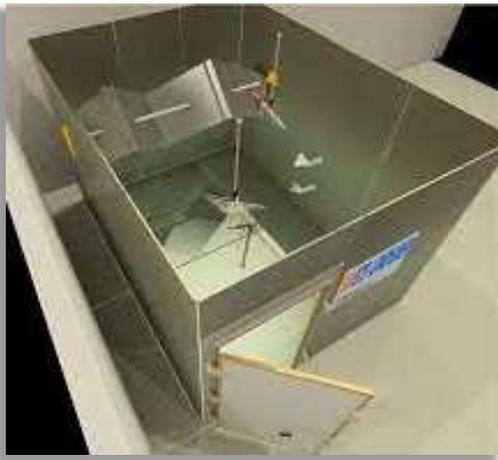


Figure 4.1 e 4.2 Fotografia e schema di una camera riverberante elettromagnetica

4.2 Modello anatomico

L'oggetto di analisi su cui valuteremo l'accuratezza di focalizzazione del campo elettromagnetico è la testa umana. Ovviamente per poter ottenere risultati numerici concreti e inserire tale porzione biologica all'interno dell'ambiente di simulazione è necessaria la scelta di un modello virtuale, in questo caso tra quelli della Virtual Population (ViP).

Si tratta di mappe anatomiche tridimensionali realizzate dalla fondazione svizzera IT'IS (Foundation for Research on Information Technologies in Society) a partire da volontari di diverse età, sesso e caratteristiche fisiche e sfruttando tecniche di risonanza magnetica ad elevate prestazioni.

Nel corso degli anni la ViP ha presentato diverse versioni dei suoi modelli numerici, con risoluzione ed accuratezza sempre maggiori, tanto da ottenere il titolo di "Gold Standard" per le applicazioni di modellazione biofisica in silicio, per la ricerca sul cancro al seno e per la valutazione degli effetti del 5G sulla salute [23].

Per le simulazioni effettuate ci si è riferiti ai modelli di mappe di prima generazione (V1.0) che sono stati sviluppati attraverso la tecnica della segmentazione. L'ottima risoluzione associata, di $1.0 \times 1.0 \times 1.0 \text{ mm}^3$, ha reso possibile ricostruire in 3D i vari organi e più di 100 tipi diversi di tessuto con su tutto il corpo.

Presentiamo in figura 4.3 le mappe whole-body V1.0 fornite alla comunità scientifica, note come la *Virtual Family*, poichè rappresentano le caratteristiche medie di quattro tipologie diverse di soggetti:

Ella, donna di 26 anni di altezza 1.63 m e peso 57.3 kg;

Duke, uomo di 34 anni, di altezza 1.77 m e peso 70.2 kg;

Billie, ragazza di 11 anni, di altezza 1.49 m e peso 34 kg;

Thelonius, bambino di 6 anni, di altezza 1.16 m e peso 18.6 kg [23] [24].

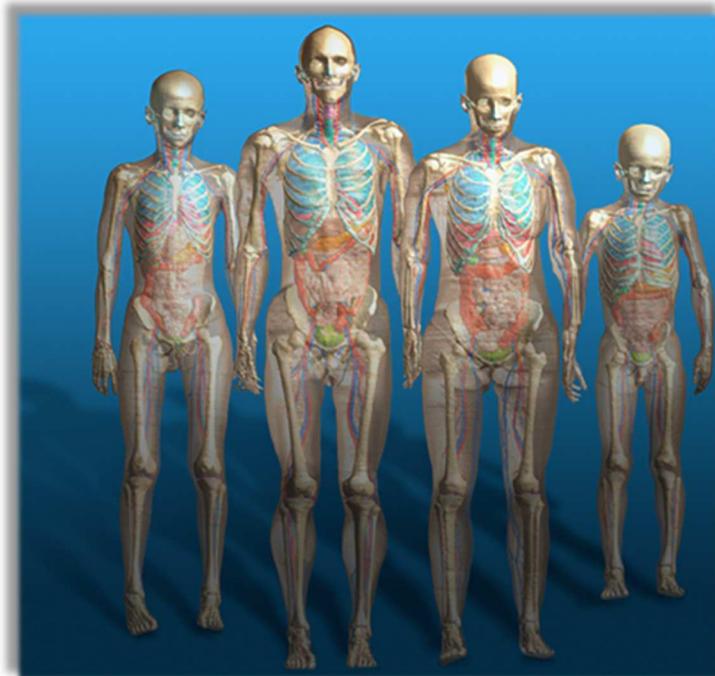


Figura 4.3 Virtual Family

Come abbiamo già anticipato, gli effetti termici sui tessuti variano in base alla composizione (altamente disomogenea) che a sua volta dipende da molteplici fattori propri per ogni individuo e anche dagli stati patologici. Dato che risulterebbe errato generalizzare i risultati, è opportuno specificare che per le simulazioni di nostro interesse si è scelto il modello ridotto della mappa di Duke che comprende la parte superiore del petto e la testa. Ne offro una visualizzazione anatomica dettagliata in figura 4.4 e una tridimensionale, tramite il software Paraview, in figura 4.5.

La semplificazione permette di ottimizzare i tempi e le risorse di calcolo ed è legittimata dal fatto che si è interessati alla focalizzazione delle onde elettromagnetiche sulla sola regione anatomica della testa.

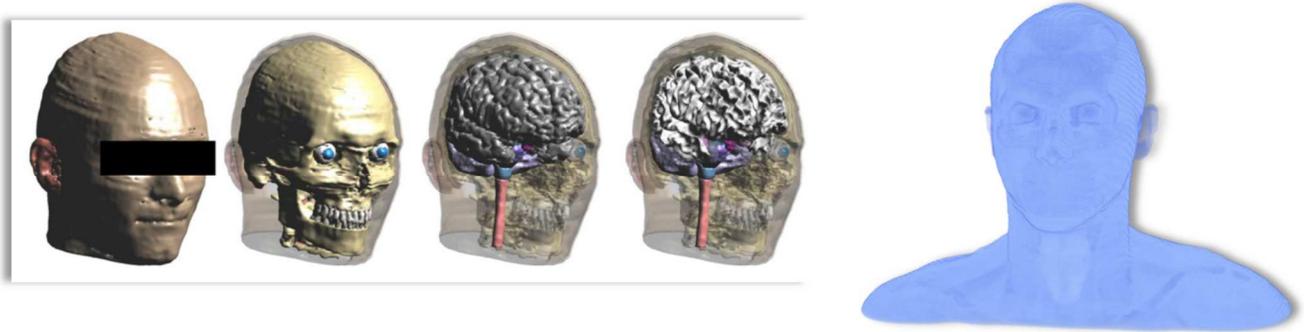


Figura 4.4 e 4.5 Modello ridotto di Duke

Questa versione, in riferimento ad una griglia tridimensionale di celle regolari, ha dimensioni $610 \times 310 \times 361$ (rispettivamente lungo le direzioni cartesiane x , y , z) per un totale di 68 265 100 celle contenute [4].

Un'ulteriore approssimazione del modello è dovuta al fatto che il progetto iniziale prevedeva lo sviluppo dell'algoritmo di simulazione da parte del supercomputer IRENE del CEA in Francia, caratterizzato da eccellenti capacità computazionali in termini di memoria e tempi di calcolo. Il successivo impedimento di accesso alla piattaforma ha direzionato la scelta verso un elaboratore elettronico locale che ha richiesto l'utilizzo di modelli ridotti meno dettagliati e più uniformi. La testa umana perciò, è stata modellata tramite una sfera omogenea costituita da tessuto esclusivamente muscolare. Le dimensioni sono riportate nell'analisi numerica del capitolo successivo.

Facendo fede alla trattazione relativa alle caratteristiche dielettriche dei vari tessuti biologici e ai riferimenti alla fondazione IT'IS, è comunque possibile utilizzare questo elaborato per futuri studi con possibilità implementative maggiori prendendo in esame gli originali modelli virtuali.

Oltre alla variabilità interpersonale, le proprietà dielettriche presentano anche una variabilità intrapersonale. Avendo a che fare con simulazioni estese a una regione anatomica ampia dobbiamo, perciò, considerare tutti i valori dei parametri che caratterizzano i diversi tessuti.

Questa ricerca è agevolata dall'utilizzo dei dati sperimentali proposti da Camelia Gabriel e i suoi collaboratori, i quali, come precedentemente anticipato, hanno realizzato un database contenente

conducibilità e permittività dielettrica relative alle principali strutture anatomiche. Per quelle non incluse sono stati considerati i valori di organi con funzione e/o composizione tissutale simile. In figura 4.6 è riportata la tabella delle proprietà dielettriche degli organi e dei tessuti che costituiscono la testa umana, accessibile dal sito dell'IT'IS [23]. È opportuno specificare che tali valori relativi ai diversi campioni biologici sono stati calcolati tramite la formula di Cole-Cole considerando una frequenza operativa dell'impulso generato di 2,45 GHz ad una temperatura costante di 37 °C [25].

#	Tissue Name	ρ (kg/m ³)	ϵ_r	σ (S/m)
0	Air	1.14	1	0
1	Blood	1049.75	58.26	2.545
2	Bone (Cortical)	1908.00	11.38	0.3943
3	Bone Marrow (Not Infiltrated)	1099.50	5.297	0.09554
4	Brain (Grey Matter)	1044.50	48.91	1.808
5	Brain (White Matter)	1041.00	36.17	1.215
6	Cartilage	1099.50	38.77	1.756
7	Cerebellum	1045.00	44.80	2.101
8	Cerebro Spinal Fluid	1007.00	66.24	3.458
9	Cornea	1075.50	51.61	2.295
10	Dura	1174.00	42.04	1.669
11	Eye Tissues (Sclera)	1005.00	52.63	2.033
12	Fat (Not Infiltrated)	911.00	5.280	0.1045
13	Muscle	1090.40	52.73	1.739
14	Nerve	1075.00	30.15	1.089
15	Skin (Dry)	1109.00	38.01	1.464
16	Head's Glands	1053.00	57.55	2.168
17	Tongue	1090.40	52.63	1.803

Figura 4.6 Tabella dei valori di densità, costante dielettrica e conducibilità a 2,45 GHz per ogni tessuto costituente la testa umana

Nelle successive analisi di nostro interesse, che utilizzano un modello virtuale di *Duke* ridotto e semplificato, faremo riferimento principalmente al tessuto muscolare.

4.3 Antenne

All'interno dell'ambiente riverberante è posizionata una schiera di tre antenne di tipo monopolare che hanno potenzialmente funzione trasmittente ed in seguito ricevente.

Appartengono alla classe delle antenne radio (o "antenne Marconi") e sono costituite da un'asta rettilinea di materiale conduttore montata perpendicolarmente ad un supporto piano anch'esso conduttore, definito "piano di terra" (Figure 4.7 e 4.8).

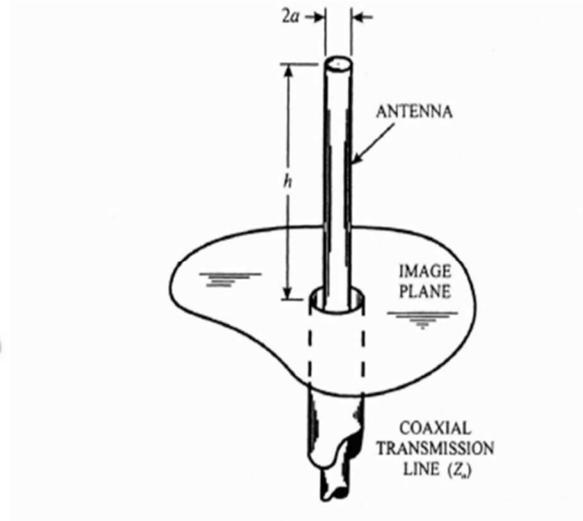
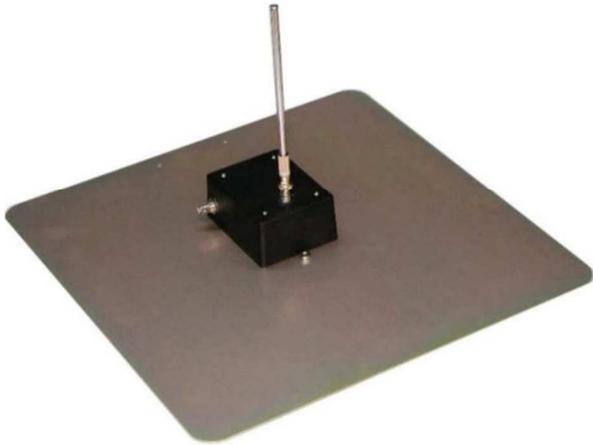


Figure 4.7 e 4.8 Fotografia e schema di un'antenna monopolare

Nel nostro caso questo piano riflettente coincide con la parete inferiore della camera e, per il Principio delle immagini, la sua presenza consente di raddoppiare la lunghezza dell'antenna (principale differenza con le antenne bipolari).

Costruttivamente si realizza con un connettore per cavo coassiale aggiungendo un filo sul conduttore centrale che è il monopolo stesso [4]. La teoria prevede, infatti, che ad ogni antenna sia associata una linea di trasmissione, motivo per il quale il programma è stato scritto per tre linee. Ognuna è costituita da una coppia di conduttori paralleli, le cui estremità sono connesse a un generatore e un carico, e risulta collegata con il piano di massa e l'antenna stessa. La loro funzione è quella di trasportare il segnale e l'energia su grandi distanze, difatti su di esse si ottengono i valori delle tensioni corrispondenti ai segnali generati o acquisiti dal dispositivo.

Dal punto di vista funzionale, il singolo monopolo lavora come un risonatore aperto: oscilla lungo la sua lunghezza perturbando le particelle d'aria vicine e generando onde stazionarie di tensione e corrente. Pertanto l'altezza dell'antenna è determinata dalla lunghezza d'onda con cui viene utilizzata. La dimensione che garantisce il massimo accoppiamento segnale-antenna è quella per cui risulti un quarto della lunghezza d'onda del segnale da trasmettere, espressa dalla seguente formula di progetto:

$$h = \frac{\lambda}{4} \quad (4.1)$$

Nelle simulazioni che abbiamo eseguito la morfologia dei monopoli è identica e l'altezza è scelta pari alla metà della lunghezza d'onda ($\lambda/2$). Ciò 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.

Per quanto riguarda la posizione, all'interno della griglia di riferimento l'array di tre antenne è fissato nella regione in basso a sinistra, in corrispondenza del piano di terra ($z = 0$), con i monopoli rivolti verso l'alto e perciò orientati lungo l'asse z .

Come anticipato nell'introduzione, le simulazioni realizzate faranno riferimento ad un unico monopolio per la trasmissione del segnale, pertanto soltanto un'antenna della schiera sarà effettivamente alimentata.

Nella prima fase della simulazione l'antenna prestabilita incorpora la funzione di ricevitore: il campo elettromagnetico nella camera viene prelevato dal dispositivo e si propaga nella linea di trasmissione che trasduce l'onda incidente in un segnale elettrico.

La sinusoide verrà poi elaborata con tecniche di filtraggio per rimuovere l'eventuale rumore sovrapposto [28].

Nella seconda fase della prova, il precedente monopolio funge da sorgente di campo: l'inversione temporale del segnale acquisito dalla linea di trasmissione raggiunge l'antenna che irradia una potenza pari alla metà del dipolo equivalente.

Le onde elettromagnetiche trasmesse si propagano individuando nello spazio tre regioni:

il *campo vicino* induttivo dove la differenza di fase tra i campi è diversa da zero fino ad arrivare a 90 gradi vicino al monopolio;

la zona di *Fresnel* in cui si ha uno sfasamento nullo tra campo elettrico e magnetico;

la regione lontana di *Fraunhofer*, in cui il segnale è indipendente dalla distanza dall'antenna [26] [27].

Per conoscere le effettive prestazioni dello strumento si devono valutare diversi parametri, tra questi troviamo:

il guadagno dell'antenna che definisce la sua efficienza e la direzionalità;

l'efficienza di radiazione che definisce il rapporto tra la potenza elettromagnetica irradiata e quella dissipata sull'antenna;

la polarizzazione del campo trasmesso dall'antenna stessa.

Nel nostro caso, lavorando nel campo vicino, i parametri sono alterati dalla vicinanza del modello alle pareti della cavità [26].

La scelta operativa di utilizzare un programma scritto per tre antenne ma di lavorare solo con una di esse, garantisce la possibilità di effettuare ulteriori simulazioni elaborando più segnali, al fine di controllare il processo o analizzare l'andamento temporale di focalizzazione su diversi punti all'interno della cavità. Dalle tesi di Francesca Romana Costantini [4] e Kristiana Bashuri [22] risulta, infatti, evidente come un aumento dei ricevitori e dei trasmettitori comporti un certo vantaggio nella ricostruzione del segnale originario e di conseguenza nell'accuratezza nel metodo TR.

Mantenendo la stessa geometria possiamo quindi confrontare i risultati di questa trattazione con quelli degli elaborati citati in precedenza.

4.4 Diffusori

Nel paragrafo 4.2 abbiamo introdotto la fondamentale azione degli agitatori all'interno di un ambiente riverberante. Qui concentreremo l'attenzione sulla tipologia dei diffusori, su cui si basa il presupposto analitico della tesi.

Questi particolari dispositivi sono dei mescolatori statici costituiti da piatti metallici quasi ideali, ovvero altamente riflettenti.

Possono essere posti in qualunque punto della camera e presentano forme diverse, dalle più semplici alle più complesse, come si può vedere dagli esempi nelle figure 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12, ognuna funzionale al particolare scopo d'impiego.

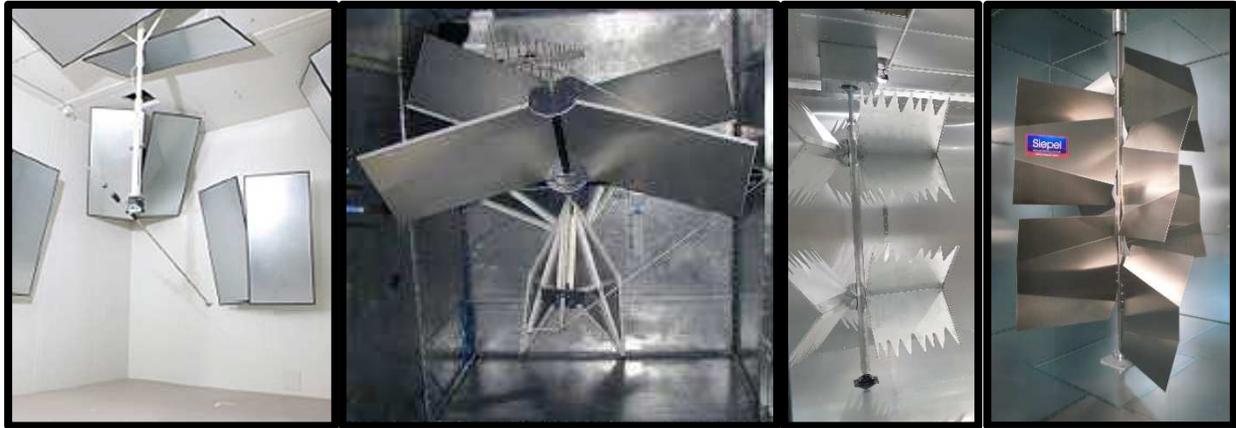


Figure 4.9, 4.10, 4.11 e 4.12 Fotografie di diversi agitatori in ambiente riverberante

La morfologia utilizzata nelle nostre simulazioni è caratterizzata da 2 lamine perpendicolari tra di loro e disposte agli angoli dell'ambiente di lavoro (simile alla figura 4.10).

È possibile, inoltre, variare la posizione e l'angolo di inclinazione degli strumenti, tramite comandi impartiti da un computer esterno, al fine di migliorare l'effetto della focalizzazione delle onde elettromagnetiche sul modello d'indagine.

Le quattro simulazioni a seguire utilizzano una disposizione degli agitatori basata su considerazioni già elaborate nella tesi di Francesca Romana Costantini [4]. Da tale trattazione si evince che nel caso in cui all'interno dell'ambiente di lavoro non fossero presenti diffusori, l'analisi riscontrerebbe diverse problematiche: il segnale generato dall'antenna sorgente, incidendo sulle pareti conduttive della camera, produrrebbe riflessioni multiple delle eccitazioni armoniche e si verrebbe a creare una propagazione di onde fortemente disomogenea, con direzione di propagazione aleatoria e differente polarizzazione.

I risultati numerici finali mostrano che il segnale ricostruito con il metodo TR risulta molto differente rispetto all'impulso originario. Nel dominio considerato è infatti presente una componente di rumore non trascurabile che rende non accettabili i valori ottenuti.

Con questa modalità di esecuzione della simulazione risulta impossibile ottenere un'adeguata focalizzazione delle onde elettromagnetiche.

L'introduzione degli agitatori nelle prove successive ha permesso di avere dei risultati migliori in quanto il campo, reso più omogeneo, garantisce un'attenuazione del segnale più rapida.

Entrando maggiormente nel dettaglio, le superfici metalliche dei diffusori aumentano le riflessioni interne e generano un campo diffuso più caotico rispetto al caso precedente. Dato che gli agitatori sono posti all'interno dei confini della camera, andranno a deformare la geometria dell'ambiente riducendo il volume utile di propagazione e variando di conseguenza le condizioni al contorno della tecnica FDTD.

Al contrario degli Stirrer o dei Tuner, i diffusori non effettuano movimenti di rotazione attorno al proprio asse, quindi le condizioni al contorno non vengono continuamente modificate ad ogni istante di tempo. La loro staticità però contribuisce ugualmente ad aumentare la diffusione e, in maniera direttamente proporzionale, anche il numero di modi eccitati del campo.

Dopo un certo tempo di riverbero il campo medio all'interno della camera può essere quindi visualizzato come una sovrapposizione di onde piane uniformemente distribuite, proveniente da tutte le direzioni e con diverse polarizzazioni [6]. Queste incideranno la testa umana ad ogni istante temporale e in qualunque posizione si trovi all'interno del volume di lavoro.

Intuitivamente all'aumentare del numero dei diffusori inseriti nella cavità aumenterà anche la velocità di realizzazione di un campo più uniforme e isotropo.

A questa deduzione verranno affiancati dei fondamenti teorici grazie ai risultati sperimentali ottenuti nelle simulazioni successivamente trattate. Si partirà dal caso limite di accettabilità che comprende un unico diffusore posizionato nell'angolo in alto a destra dell'ambiente riverberante.

La seconda simulazione utilizzerà un diffusore aggiuntivo nell'angolo in alto a sinistra della camera.

La terza indagine offrirà, infine, il confronto con una configurazione costituita da tre diffusori: uno sull'angolo in alto a destra, uno sull'angolo in alto a sinistra e uno sull'angolo in basso a destra.

Inoltre le lastre di ogni mescolatore saranno inclinate di un certo angolo rispetto alla posizione parallela alle pareti della cavità. Questa scelta costruttiva nasce da un ulteriore approfondimento nella tesi sopra indicata che dimostra come lievi variazioni dell'orientamento dei diffusori possano influire sull'ottimizzazione del rapporto segnale-rumore durante il processamento del TR.

Oltre allo studio in termini quantitativi, la trattazione include una quarta simulazione che, sulla traccia della precedente, incentra l'analisi sulle dimensioni dei diffusori. I tre dispositivi metallici verranno rimpiccioliti della metà della loro lunghezza con conseguente diminuzione del volume di azione.

Confrontando così i risultati ottenuti con le prove precedenti e definendo una legge concettuale che rispetti l'andamento dei valori, si potrà determinare la configurazione ottimale dei diffusori nella cavità riverberante, in termini di numero e dimensioni, che permetta di massimizzare l'accuratezza della tecnica di focalizzazione.

CAPITOLO 5: SIMULAZIONI

In questo capitolo convergono tutti gli argomenti teorici trattati precedentemente poichè propedeutici alla comprensione del principio funzionale dell'analisi.

Inoltre vengono riportati i dati e i risultati delle quattro prove sperimentali eseguite sul modello ridotto e semplificato *Duke* della testa umana, utilizzando la tecnica FDTD ed il metodo TR.

Come già anticipato la prima simulazione prevede l'utilizzo di un unico diffusore, la seconda di due diffusori, la terza di tre e infine la quarta sfrutta il caso più vantaggioso tra i precedenti per valutare l'efficienza della focalizzazione con agitatori di lunghezza dimezzata.

5.1 Descrizione funzionale

La procedura finalizzata al riscaldamento localizzato in una porzione centrale dell'encefalo tramite l'interazione con una radiazione elettromagnetica fa riferimento a due fasi, analizzate separatamente ma interconnesse tra loro. Ognuna delle quattro prove eseguite consta perciò di due simulazioni che verranno distinte con il termine esplicativo "diretta" e "inversa".

La prima simulazione diretta (schematizzata in figura 5.3) segna la principale differenza con il tradizionale metodo di analisi la cui validità è proposta nella tesi "Finite-Difference Time-Domain Analysis of Time Reversal Technique for Electromagnetic Fields Focusing on Human Head" di Francesco Dragano ([29]).

La classica procedura sperimentale prevedeva l'emissione del segnale input desiderato da un'antenna monopolare posta esternamente al modello della testa umana. L'impulso gaussiano veniva poi diffuso nello spazio per effetto della cavità risonante e registrato sul punto all'interno del cranio in cui si voleva focalizzare l'energia elettromagnetica (rappresentata in figura 5.1).

Qui la vantaggiosa novità sta nell'imporre il segnale d'ingresso in una precisa cella di Yee (quella centrale) in cui è suddiviso il modello anatomico, in modo da risolvere il problema applicativo della rilevazione dello stimolo dall'interno della testa.

La sorgente del campo elettromagnetico, rappresentata da un dipolo hertziano, è quindi posta nell'oggetto da esaminare invece che nell'ambiente riverberante esterno ad esso. Ciò implica che la fase diretta è eseguita esclusivamente per via numerica (e non empirica) una volta individuato, tramite risonanza magnetica, il punto target del tessuto biologico in cui si vogliono focalizzare le onde [4].

A questo punto l'impulso irradiato, a seguito di riflessioni multiple sulle pareti della camera risonante, viene memorizzato dalla schiera di tre antenne riceventi poste esternamente alla testa (presentate nel capitolo 4) e registrato tramite la tecnica FDTD soltanto in corrispondenza del primo monopolio.

Inizia ora la seconda fase di simulazione inversa (riportata in figura 5.3) concettualmente identica alla corrispondente fase dell'analisi tradizionale (in figura 5.2).

Viene utilizzato il metodo del Time Reversal per ribaltare il segnale rilevato rispetto all'asse dei tempi. L'impulso ottenuto è dato poi in ingresso alla stessa antenna dell'array che, nel modello attuale, l'aveva ricevuto e che assume, ora, una nuova funzione trasmittente.

Al termine della propagazione si osserva come la radiazione elettromagnetica vada ad incidere esattamente nel punto all'interno della testa umana in cui, nella prima fase, si era posta la sorgente.

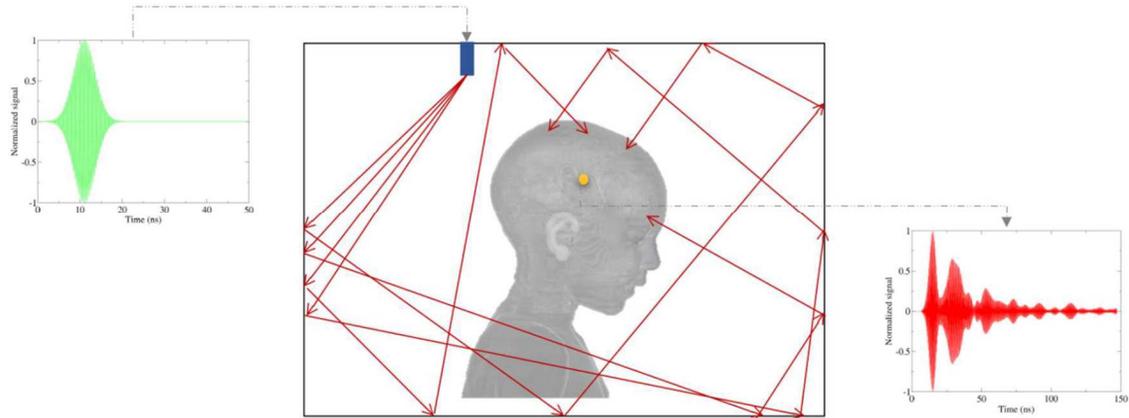


Figura 5.1 Simulazione diretta della procedura tradizionale

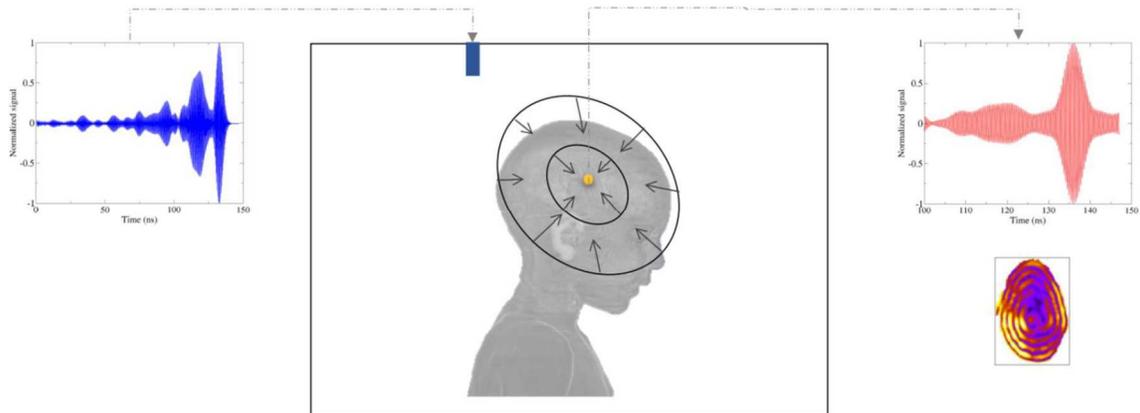


Figura 5.2 Simulazione inversa della procedura tradizionale

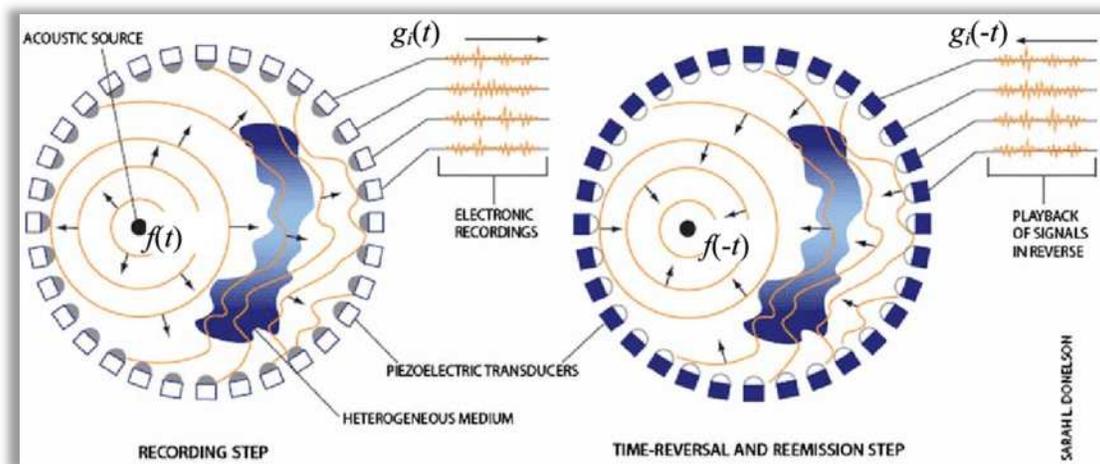


Figura 5.3 Schema della simulazione diretta (sinistra) ed inversa (destra) della procedura attuale

Riassumendo, il proposito concettuale di questo meccanismo è quindi quello di massimizzare l'accuratezza di focalizzazione delle onde in una predeterminata posizione del tessuto biologico e in un preciso istante di tempo tramite:

l'iniziale individuazione del bersaglio con tecniche di risonanza magnetica,
la successiva generazione di una simulazione che prevede tale punto come sorgente di campo,
infine la vera e propria applicazione termica sul cervello sfruttando un'antenna esterna al corpo.

Dato che l'intera procedura presenta numerosi e complessi calcoli algebrici (riportati nei capitoli 1 e 2), i comandi vengono implementati tramite la scrittura di un codice in linguaggio informatico, nel nostro caso il C. Il programma generato è stato elaborato da una macchina locale del Politecnico delle Marche che ha richiesto alcune semplificazioni del modello anatomico analizzato poiché presenta capacità computazionali ragionevolmente inferiori rispetto ai supercomputer europei.

Possiamo concludere la descrizione riportando le principali fonti di errore che provocano un certo grado di imprecisione nell'analisi: il rumore e la dissipazione di energia all'interno della materia biologica.

In mezzo con perdite, infatti, le onde sono in grado di propagarsi sommandosi in fase e convergendo in un punto ma si attenuano molto tra i diversi tessuti. Lo svantaggio applicativo associato è che non risulta possibile concentrare un'elevata quantità di potenza perchè viene dissipata prima di arrivare al bersaglio interno (molta potenza elettromagnetica rimane all'esterno) e di conseguenza non si riesce ad ottenere una regione molto calda in profondità.

Graficamente questo fenomeno si osserva sull'intensità del segnale registrato: il segnale originale dato in ingresso nella simulazione diretta si discosta più o meno lievemente da quello ricostruito, ottenuto come uscita della simulazione inversa a seguito dell'applicazione del TR.

Il divario tra le sinusoidi presente all'estremità è invece relativo al rumore nell'ambiente di lavoro.

Nell'ultimo capitolo verranno riportati dei grafici, relativi ad ogni caso di simulazione, che raffigurano la sovrapposizione dei due segnali per un miglior confronto.

Consideriamo infatti che in un ipotetico utilizzo di un mezzo ideale senza perdite il segnale originale coinciderebbe perfettamente con il segnale ricostruito, pertanto si può affermare che l'accuratezza della tecnica è direttamente proporzionale al margine di compatibilità.

Per sopperire a queste problematiche intrinseche della strumentazione di analisi, nelle future simulazioni si potrebbero utilizzare due metodi.

Il primo prevede di diminuire la frequenza dell'onda elettromagnetica trasmessa così da aumentare lo spessore di penetrazione e ridurre le perdite sulla superficie esterna. Se si volesse applicare questa compensazione è però necessario considerare un compromesso tecnico tra la bassa frequenza operativa e la conseguente variazione della lunghezza d'onda oltre che del fattore di merito della camera.

L'aumento della lunghezza d'onda, infatti, provocherebbe la distribuzione dell'effetto di focalizzazione su una regione più ampia di tessuto, mentre la diminuzione del fattore Q nell'ambiente riverberante comporterebbe l'utilizzo di una cavità più grande e perciò l'impiego di tempi di calcolo molto maggiori.

La seconda soluzione, più vantaggiosa, prevede l'inserimento di una ventilazione forzata in prossimità del modello anatomico per raffreddare le zone esterne e mantenere inalterata la potenza elettromagnetica, quindi il riscaldamento, nelle regioni più interne.

5.2 Dati numerici

Nel capitolo 4 abbiamo descritto funzionalmente la strumentazione inclusa nel set-up sperimentale di riferimento e qui utilizzeremo tali informazioni per fornire i valori numerici delle varie componenti. Questa stesura è significativa per la fase di programmazione in cui i dati costruttivi devono essere inseriti nel codice informatico che rappresenta l'implementazione dell'intero meccanismo di simulazione.

Ricordiamo che le quattro sperimentazioni di nostro interesse hanno lo scopo di definire le condizioni di maggior efficacia della tecnica di focalizzazione sulla base delle diverse caratteristiche strutturali dell'ambiente di misura perciò è necessario, al fine di un confronto, che utilizzino lo stesso segnale d'ingresso emesso dallo stesso punto sorgente.

L'input originario scelto è un segnale sinusoidale modulato da un impulso gaussiano e centrato alla frequenza di 2.45 GHz con banda 100 MHz (mostrato in figura 5.4).

Matematicamente può essere espresso con la seguente formula:

$$s(t) = \cos(2\pi f_0(t - t_0))e^{-\frac{(t-t_0)^2}{t_g}} \quad (5.1)$$

dove

$$t_g = \frac{12}{[\pi(f_{max} - f_{min})]^2} \quad (5.2)$$

$$t_0 = \sqrt[3]{t_g} \quad (5.3)$$

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

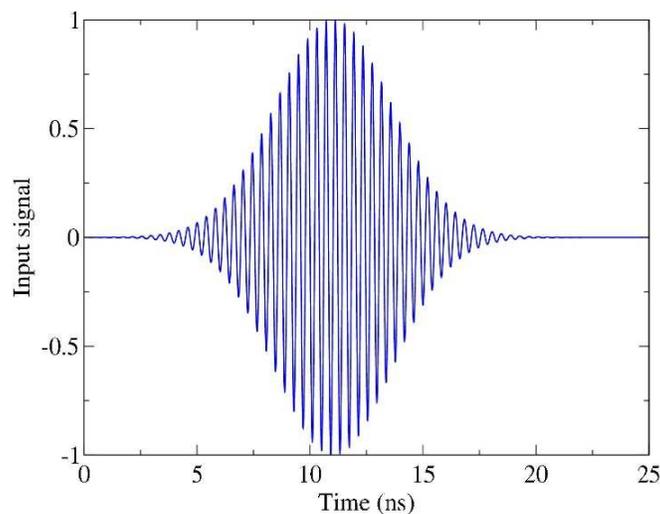


Figura 5.4 Segnale d'ingresso nella simulazione diretta

Per quanto riguarda la posizione della sorgente, punto d'emissione del segnale, occorre fare delle considerazioni preliminari. Avevamo visto che la scelta della testa umana da esaminare corrispondeva alla versione ridotta del modello numerico *Duke* appartenente alla Virtual Population ma è necessario introdurre un'ulteriore semplificazione dovuta alle capacità computazionali dell'elettronica utilizzata per elaborare l'algoritmo di simulazione.

L'ambiente riverberante di analisi è stato suddiviso in celle regolari di lunghezza 0.1 cm per ogni componente spaziale. Le dimensioni complessive della camera, espresse in termini di celle, sono $240 \times 240 \times 240$ (rispettivamente lungo gli assi x , y e z) e al centro di tale griglia cubica è posizionato il modello anatomico.

La testa umana è stata approssimata ad una superficie sferica omogenea di raggio 2 cm ed occupa dunque 20 celle.

Alla sfera sono stati assegnati i valori delle proprietà dielettriche del muscolo mentre ai restanti punti nella griglia, tramite un ciclo di iterazione `for`, sono state associate la conducibilità e la permittività dielettrica dell'aria, tutti calcolati considerando la frequenza di lavoro, ovvero $2,45\text{ GHz}$ [6].

Di seguito sono riportati i parametri dielettrici d'interesse, estratti dalla tabella 4.6:

$$\text{Per il muscolo: } \epsilon_r = 52,729; \sigma = 1,7388 \frac{S}{m}, \quad \text{Per l'aria: } \epsilon_r = 1; \sigma = 0 \frac{S}{m}.$$

Infine è stata scelto un dipolo hertziano come sorgente del campo elettromagnetico ed è stato posizionato all'interno della cella FDTD nel nucleo centrale della sfera, nel punto di coordinate:

$$\begin{aligned} \text{probed_points}[0].i &= \text{BCINX}(100) + 21; \\ \text{probed_points}[0].j &= \text{BCINY}(100) + 22; \\ \text{probed_points}[0].k &= \text{BCINZ}(100) + 23; \end{aligned}$$

Per essere precisi la posizione risulta leggermente spostata rispetto al perfetto centro della testa. È una condizione volutamente apportata per ridurre, seppur in minima parte, le perdite di energia elettromagnetica attraverso il mezzo dissipativo (brevemente introdotte nel paragrafo 5.1) ed ottenere una maggior intensità dei segnali. Questa condizione è studiata attentamente nella tesi di Sara Nilo [13].

Sia nella simulazione diretta che in quella inversa la responsabilità della rilevazione del campo elettromagnetico è affidata ad una delle tre antenne situate esternamente al modello virtuale, sul piano inferiore della griglia di riferimento.

È da specificare che il segnale, interagendo con l'intero array, viene registrato da tutti e tre i monopoli ma, successivamente, soltanto uno di essi acquisisce l'impulso e ne emette l'inversione temporale. L'utilizzo di una schiera di monopoli non è perciò necessario ma ho voluto ugualmente mantenere la descrizione dell'intero set-up con l'intento di poter utilizzare tali informazioni per futuri studi più dettagliati e con finalità analitiche differenti.

La dimensione dei monopoli è identica e la lunghezza è scelta pari alla metà della lunghezza d'onda del segnale di lavoro al fine di ottenere un buon accoppiamento antenna-segnale (seppur non il migliore). Considerando che la sinusoide sorgente è centrata ad una frequenza di 2.45 GHz , la lunghezza l risulta di $0,061\text{ m}$, ovvero 6 cm :

$$l = \frac{\lambda}{2} = \frac{\left(\frac{c}{f}\right)}{2} = \frac{\left(\frac{3 \times 10^8}{2,45 \times 10^9}\right)}{2} = 0,061\text{ m} \quad (5.4)$$

La posizione individuale è data invece dalle seguenti coordinate rispettivamente lungo gli assi x,y,z:

Monopolo1:

monopolo_probe → $i_a = 50$;
monopolo_probe → $j_a = 70$;
monopolo_probe → $k_a = 0$;

Monopolo2:

monopolo_probe → $i_a = 60$;
monopolo_probe → $j_a = 75$;
monopolo_probe → $k_a = 0$;

Monopolo3:

monopolo_probe → $i_a = 75$;
monopolo_probe → $j_a = 80$;
monopolo_probe → $k_a = 0$;

In tutte le simulazioni il monopolo a cui faremo riferimento come trasmettitore è il primo.

Con un ulteriore focus sulle linee di trasmissione associate alle antenne (mezzi conduttivi di propagazione su cui si misura la tensione del segnale trasmesso e ricevuto) si osserva che la loro lunghezza è di 100 celle, cioè *10 cm*.

Per quanto riguarda la propagazione delle onde, affinché il campo elettromagnetico rispetti le condizioni di omogeneità e isotropia deve avere un elevato grado di caoticità. Nel capitolo precedente sono stati introdotti gli strumenti metalli che concorrono a questo scopo, ovvero i diffusori.

Gli agitatori che utilizzeremo, identici nella morfologia, sono costituiti da due lamine metalliche perpendicolari tra loro e leggermente ruotate di un certo angolo di inclinazione rispetto alla direzione parallela alle pareti della camera (motivazioni chiarificate nel capitolo 4).

Nelle prime tre prove il numero dei mescolatori introdotti varia a seconda delle condizioni operative ed in termini di dimensione, ricordando l'approssimazione dell'ambiente di misura con la griglia cubica $240 \times 240 \times 240$, presentano tutti un raggio di 50 celle (ovvero *5 cm*).

Nell'ultima simulazione, invece, si valuta la tecnica di focalizzazione partendo dal caso che produce i risultati più accurati, ovvero il terzo, e si va a dimezzare la grandezza dei dispositivi lungo le direzioni cartesiane x e y (la lunghezza lungo l'asse z si lascia invariata). Perciò il raggio relativo al piano della griglia risulterà pari a 25 celle (ovvero *2.5 cm*).

I tre diffusori vengono fissati ognuno ad un angolo della cavità risonante, a una distanza dal bordo inferiore della cavità di 20 celle e dal bordo superiore di 10 celle. Durante tutto lo studio mantengono la stessa disposizione, espressa secondo le seguenti coordinate rispetto al piano xy:

diffractor1 = (190,190); $\alpha = 35^\circ = 0.61087 \text{ rad}$
diffractor2 = (50, 190); $\beta = 60^\circ = 1.0472 \text{ rad}$
diffractor3 = (190, 50); $\gamma = 120^\circ = 2.0944 \text{ rad}$

In sintesi, possiamo condensare le informazioni costruttive e mostrare una schematizzazione bidimensionale (sul piano xy) più illustrativa dei singoli casi sperimentali di focalizzazione, per ognuno dei quali vengono sviluppate una simulazione diretta ed una inversa.

Le quattro prove differiscono tra loro per il numero e la dimensione degli agitatori stazionari: la prima simulazione utilizza esclusivamente il diffusore1, in alto a destra (figura 5.5); la seconda prova introduce il diffusore2, in alto a sinistra (figura 5.6); la terza aggiunge il diffusore3, in basso a destra (figura 5.7); la quarta, come il caso precedente, considera tutti e tre i diffusori ma con lunghezza dimezzata (figura 5.8).

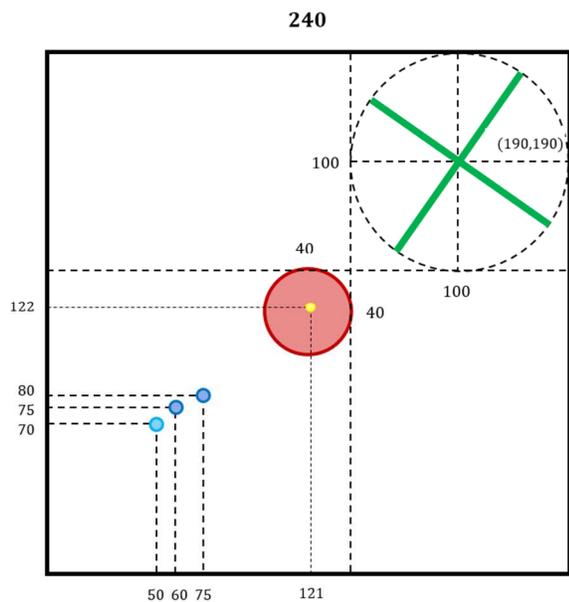


Figura 5.5 Schema della prima simulazione

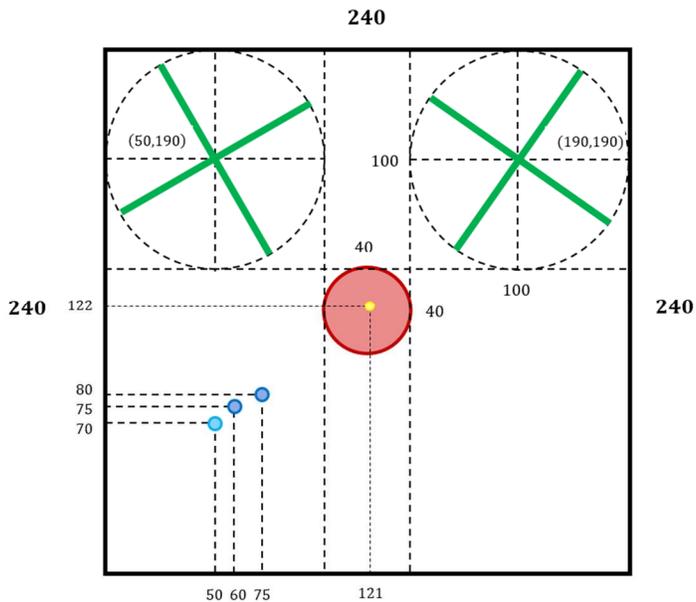


Figura 5.6 Schema della seconda simulazione

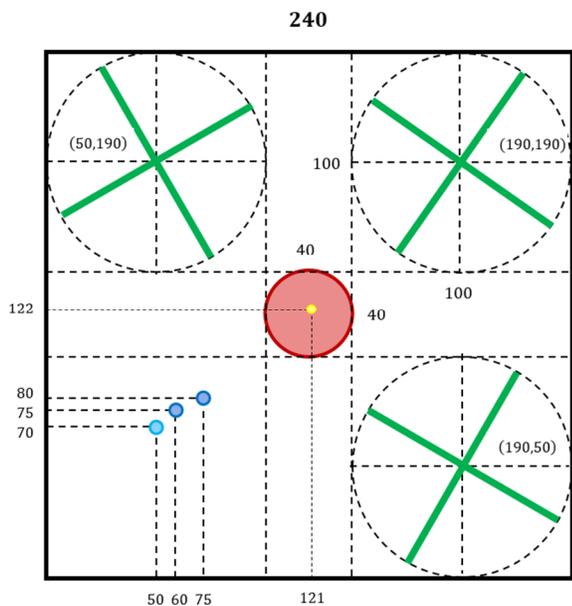


Figura 5.7 Schema della terza simulazione

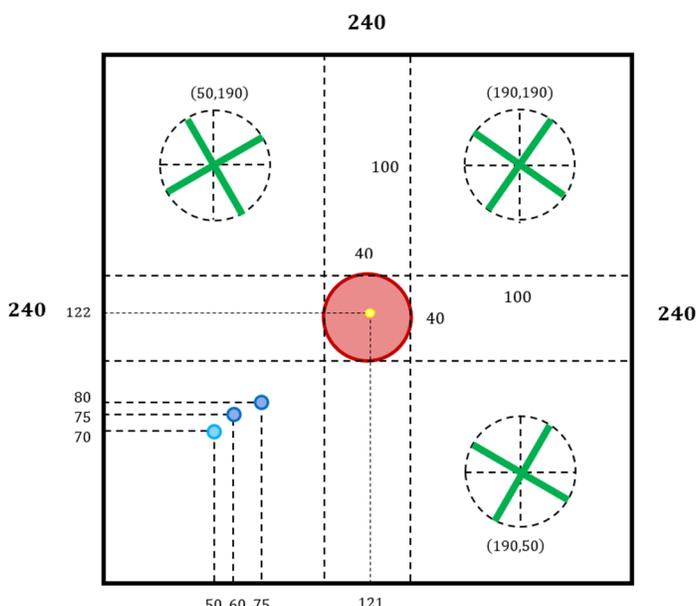


Figura 5.8 Schema della quarta simulazione

5.3 Risultati

Grazie alla discussione nel paragrafo precedente disponiamo di tutti i dati utili alla compilazione del programma basato sulla tecnica FDTD che, come prevede il metodo TR, genera le varie simulazioni dirette ed inverse. I segnali di risposta a questa coppia di prove, per ognuno dei quattro casi analizzati, sono valutati individualmente sulla base della focalizzazione spaziale-temporale, così da facilitare il complessivo confronto finale.

Per una miglior comprensione dei risultati sotto riportati integro un rapido resoconto delle operazioni pratiche eseguite per l'acquisizione dei valori e la realizzazione dei grafici.

In ciascuna delle fasi dirette (simulazioni 024,026,028,030) è dato in input alla sorgente interna alla testa lo stesso predefinito segnale, rappresentato matematicamente con la formula 5.1 e graficamente nella figura 5.4.

L'onda trasmessa nella cavità risonante è stata misurata sulle linee di trasmissione associate alle tre antenne riceventi e memorizzata. Prelevando la registrazione dell'antenna più lontana dalla testa è stato prodotto il primo segnale di output.

È da specificare che mentre tali linee possono essere simulate in un dominio FDTD a una dimensione, l'ambiente riverberante è modellato da un dominio FDTD tridimensionale. Il monopolo, perciò, acquisisce la combinazione delle tre componenti spaziali del campo elettromagnetico irradiato. Osservando i singoli segnali è stato possibile notare come la componente lungo l'asse z sia la più significativa in termini di intensità, condizione giustificata dal fatto che le antenne sono posizionate lungo il medesimo asse. Dunque è stata scelta quest'ultima direzione per inviare l'input iniziale e poi per rilevare il campo focalizzato al centro della sfera.

Nelle fasi inverse (simulazioni 025,027,029,031) la sinusoide in uscita dalle corrispondenti simulazioni dirette viene innanzitutto divisa per il suo valore massimo, ovvero normalizzata, in modo da permetterne il confronto con l'impulso originario e successivamente invertita rispetto all'asse dei tempi. Il segnale ottenuto viene dato in ingresso allo stesso monopolo che lo ha ricevuto così da generare concettualmente una propagazione all'indietro dell'onda. Infine si acquisisce l'uscita di questa seconda simulazione e si confronta con l'input di partenza.

Il confronto si baserà su due aspetti: l'efficienza di focalizzazione temporale e quella spaziale.

Dal punto di vista temporale si analizza la rappresentazione grafica dei segnali e si valuta la prova in funzione delle dipendenze dall'intensità e dal tempo stesso.

Per quanto riguarda il tempo, l'onda elettromagnetica sarà esaminata rispetto allo smorzamento del segnale ricostruito, mentre dal punto di vista spaziale, in funzione del margine di coincidenza tra quest'ultima sinusoide e l'impulso originario.

Il principio deduttivo verrà spiegato nel capitolo finale.

In merito alla focalizzazione spaziale, per visualizzare meglio la propagazione del campo elettromagnetico nell'ambiente riverberante, sono state generate delle animazioni dalla macchina di elaborazione locale che ricreano il fenomeno e di cui riporteremo alcuni frame per compararli.

5.3.1 Prima Simulazione

Caratterizzata dall'utilizzo di un unico diffusore di raggio 5 cm , ruotato di un angolo $\alpha = 35^\circ$ e posizionato nel punto di coordinate $(x, y) = (190, 190)$ rispetto alla griglia di riferimento rappresentativa dell'ambiente di lavoro.

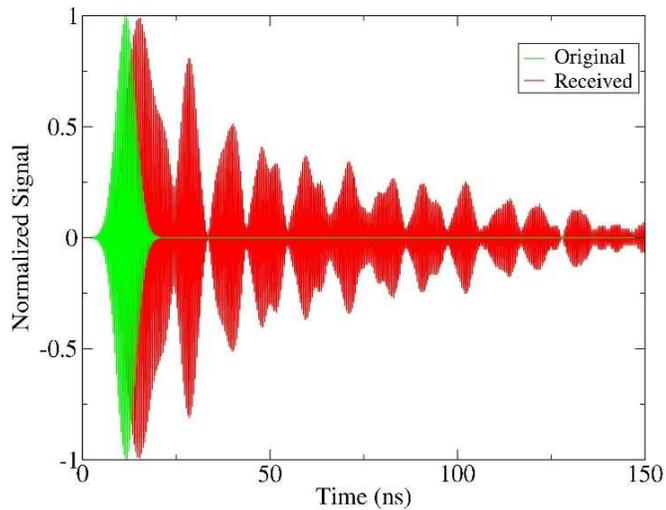


Figura 5.9 Simulazione diretta 024: Sovrapposizione tra il segnale in input (originale) e il segnale in output (ricevuto)

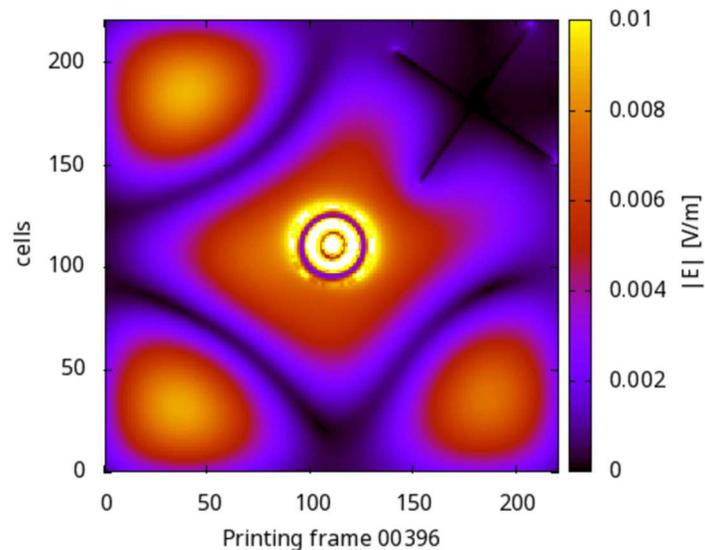


Figura 5.10 Simulazione diretta 024: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

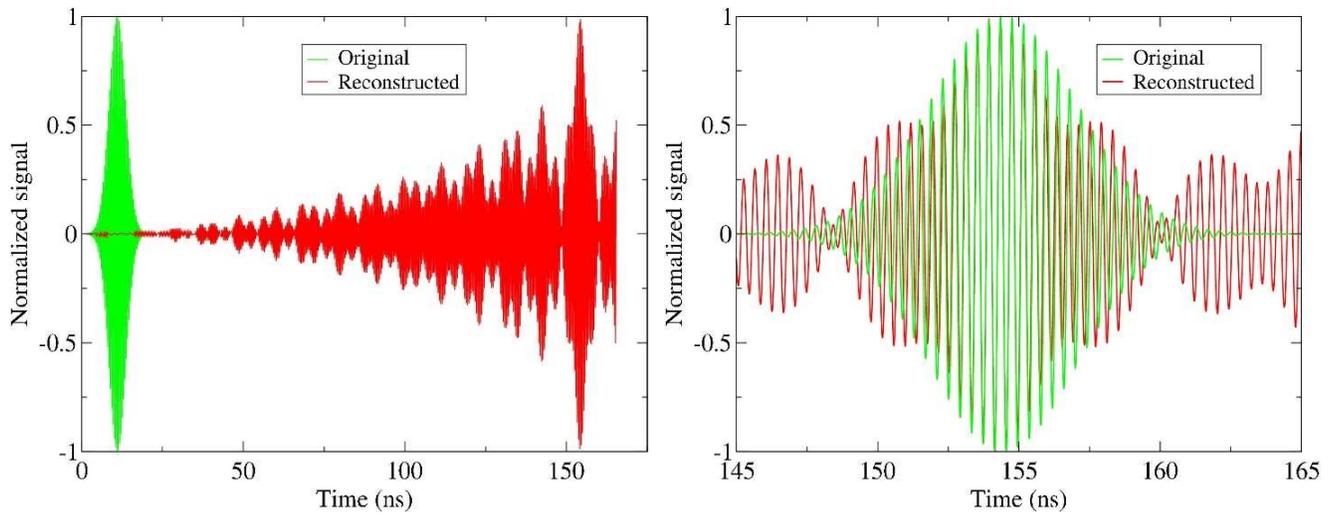


Figure 5.11 e 5.12 Simulazione inversa 025: Sovrapposizione e focus tra il segnale in input alla simulazione diretta (originale) e il segnale in output (ricostruito)

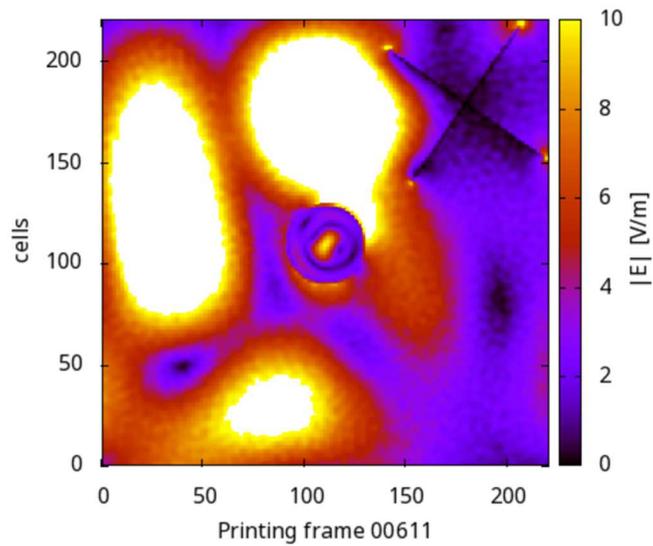


Figura 5.13 Simulazione inversa 025: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

5.3.2 Seconda simulazione

Caratterizzata dall'utilizzo di due diffusori di raggio 5 cm, ruotati di $\alpha_1 = 35^\circ$ e $\beta_2 = 60^\circ$ e posizionati nei punti di coordinate $(x_1, y_1) = (190, 190)$ e $(x_2, y_2) = (50, 190)$ rispetto alla griglia di riferimento.

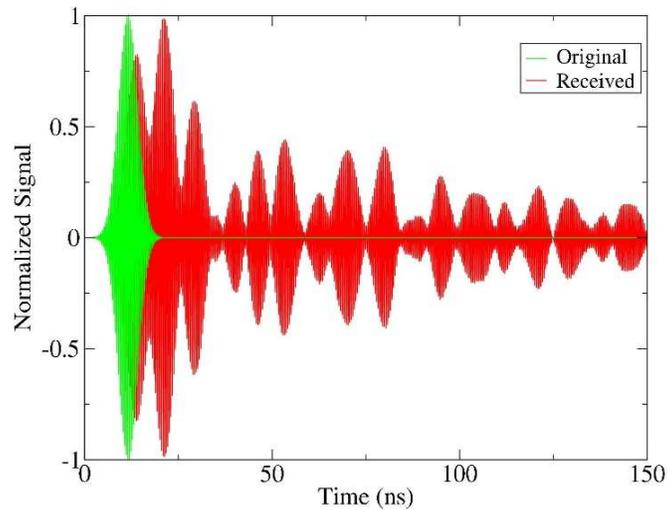


Figura 5.14 Simulazione diretta 026: Sovrapposizione tra il segnale in input (originale) e il segnale in output (ricevuto)

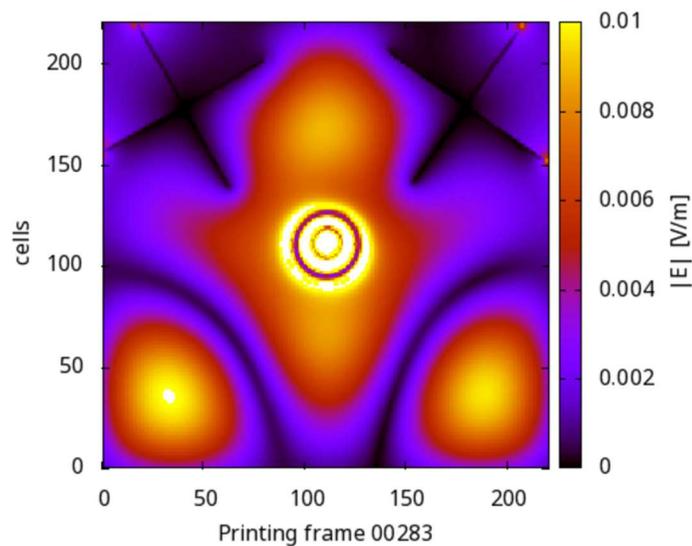


Figura 5.15 Simulazione diretta 026: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

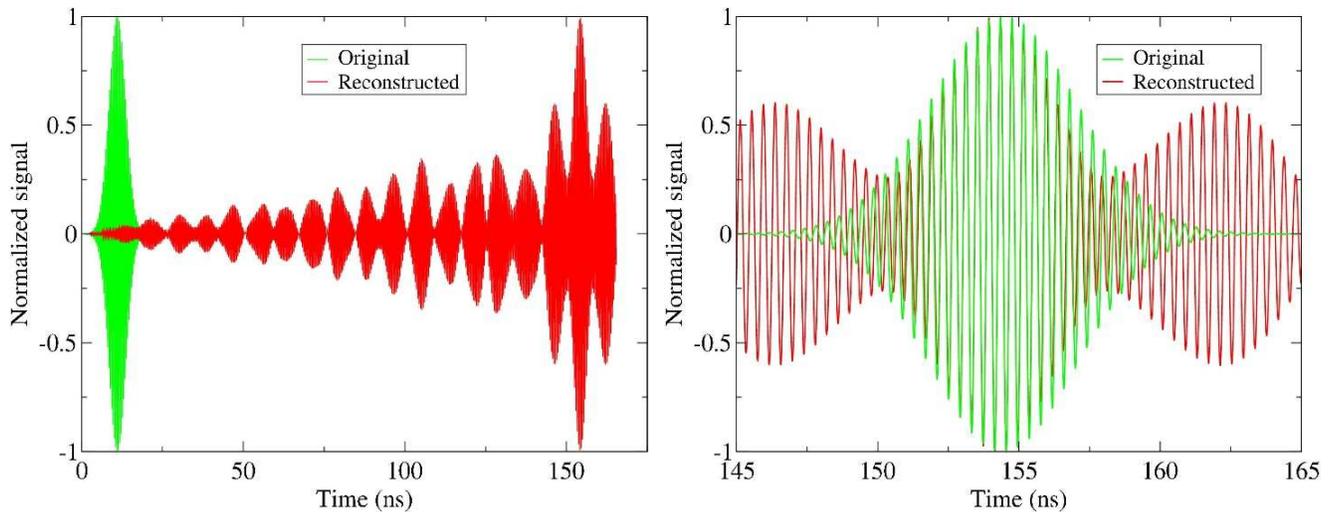


Figure 5.16 e 5.17 Simulazione inversa 027: Sovrapposizione e focus tra il segnale in input alla simulazione diretta (originale) e il segnale in output (ricostruito)

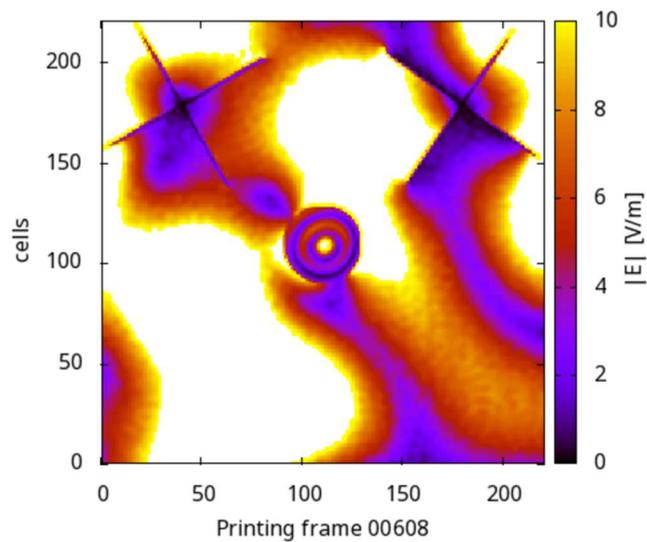


Figura 5.18 Simulazione inversa 027: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

5.3.3 Terza simulazione

Caratterizzata dall'utilizzo di tre diffusori di raggio 5 cm, ruotati di $\alpha_1 = 35^\circ$, $\beta_2 = 60^\circ$ e $\gamma_3 = 120^\circ$ e posizionati nei punti di coordinate $(x_1, y_1) = (190, 190)$, $(x_2, y_2) = (50, 190)$ e $(x_3, y_3) = (190, 50)$ rispetto alla griglia di riferimento.

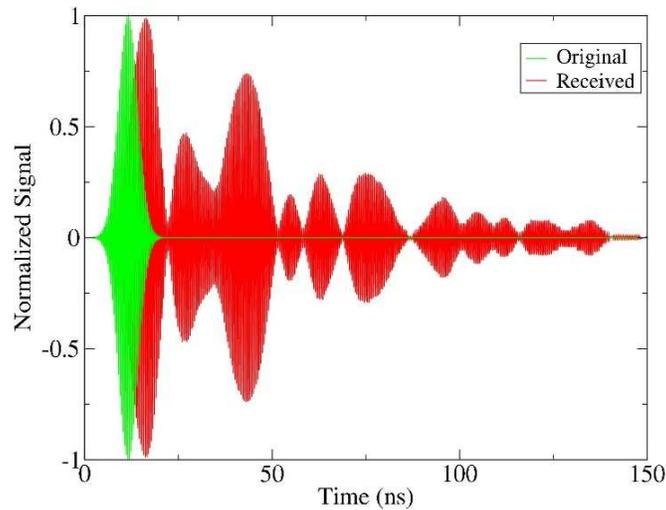


Figura 5.19 Simulazione diretta 028: Sovrapposizione tra il segnale in input (originale) e il segnale in output (ricevuto)

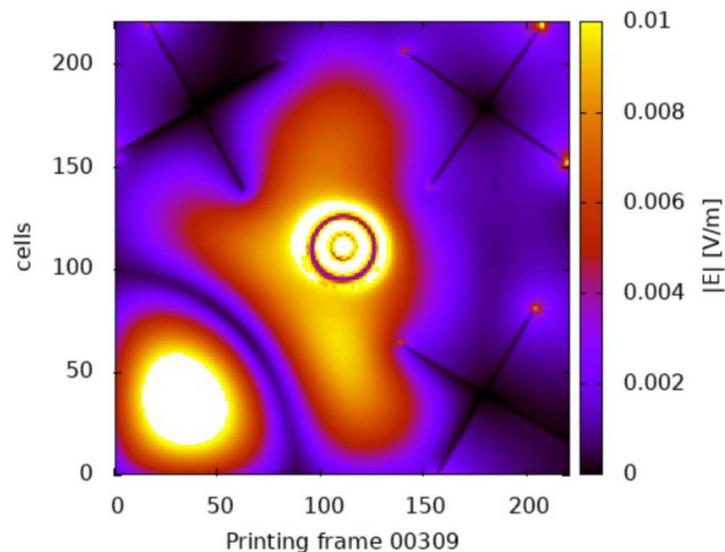


Figura 5.20 Simulazione diretta 028: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

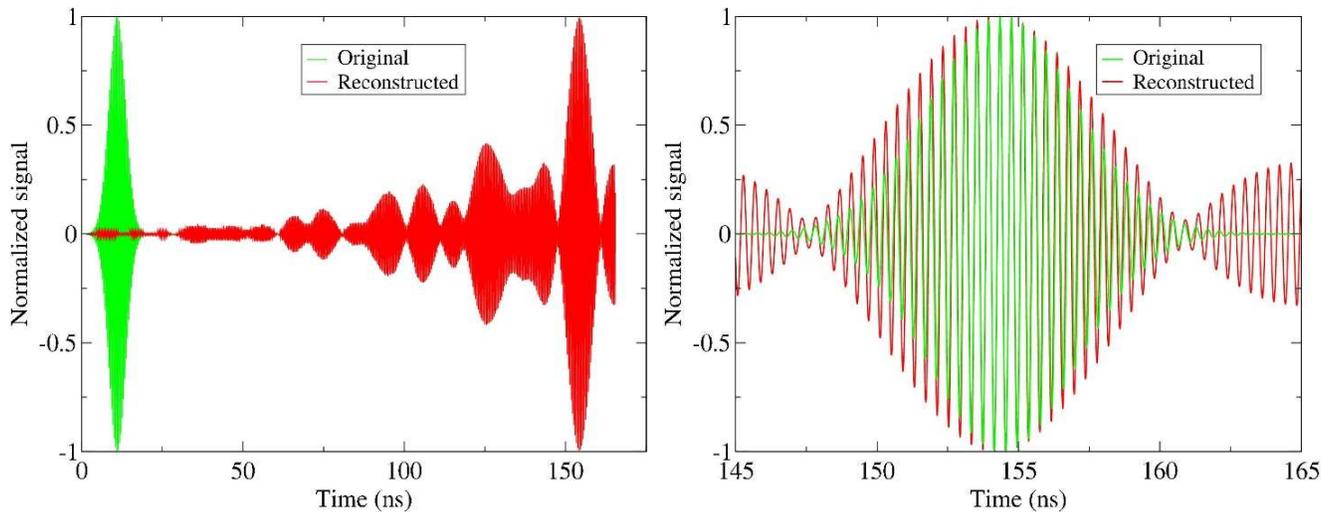


Figure 5.21 e 5.22 Simulazione inversa 029: Sovrapposizione e focus tra il segnale in input alla simulazione diretta (originale) e il segnale in output (ricostruito)

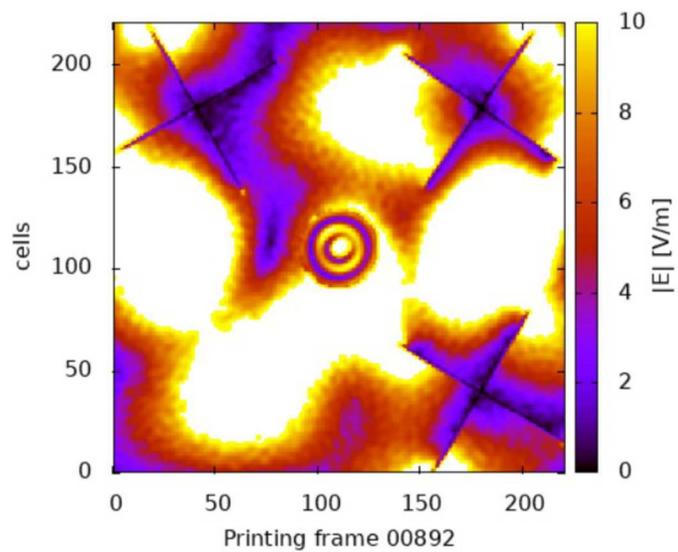


Figura 5.23 Simulazione inversa 029: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

5.3.4 Quarta simulazione

Caratterizzata dall'utilizzo di tre diffusori di raggio 2,5 cm, ruotati di $\alpha_1 = 35^\circ$, $\beta_2 = 60^\circ$ e $\gamma_3 = 120^\circ$ e posizionati nei punti di coordinate $(x_1, y_1) = (190, 190)$, $(x_2, y_2) = (50, 190)$ e $(x_3, y_3) = (190, 50)$ rispetto alla griglia di riferimento.

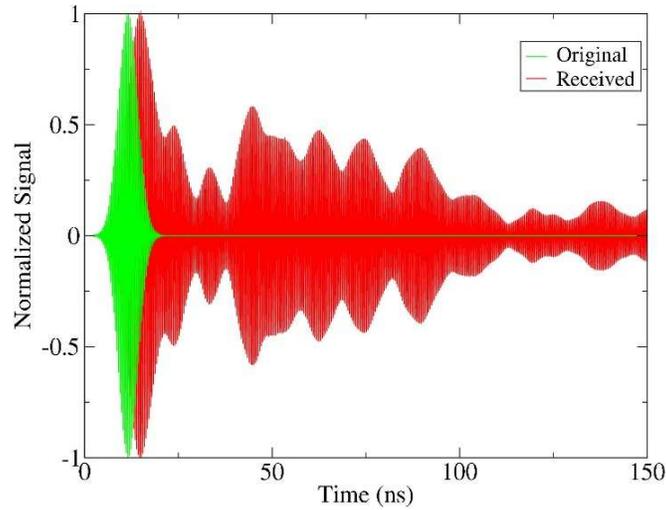


Figura 5.24 Simulazione diretta 030: Sovrapposizione tra il segnale in input (originale) e il segnale in output (ricevuto)

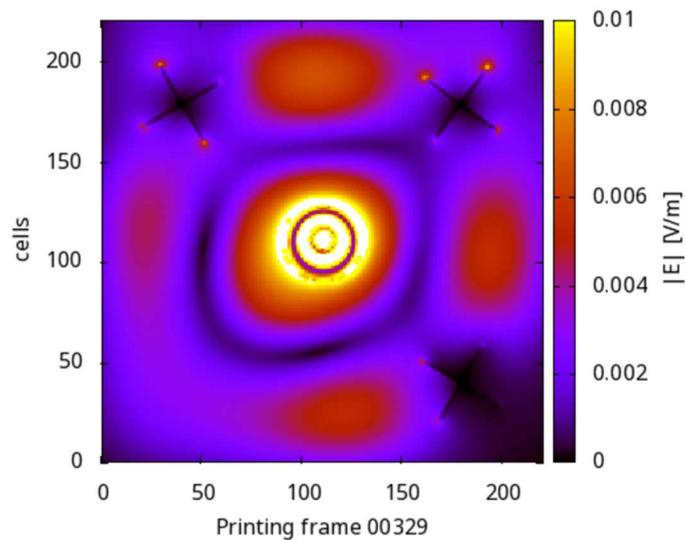


Figura 5.25 Simulazione diretta 030: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

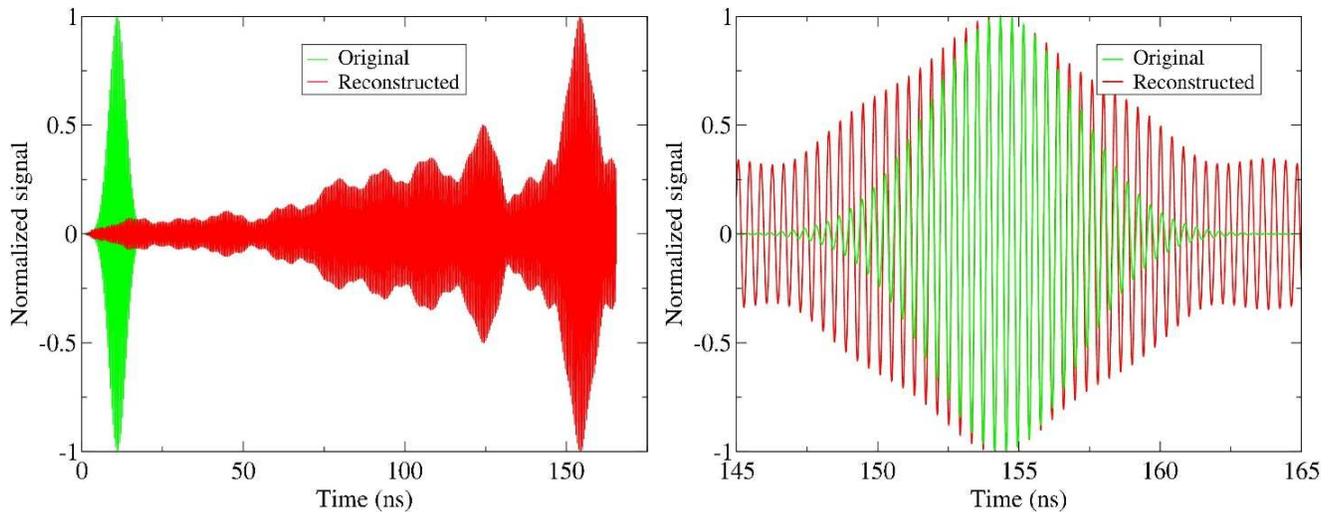


Figure 5.26 e 5.27 Simulazione inversa 031: Sovrapposizione e focus tra il segnale in input alla simulazione diretta (originale) e il segnale in output (ricostruito)

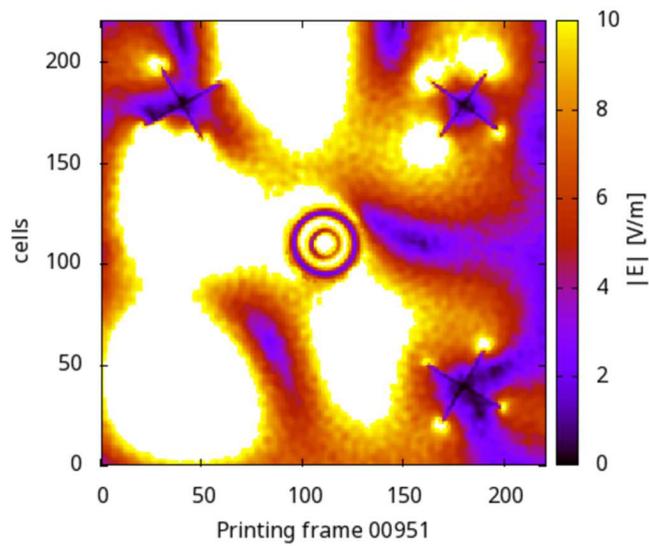


Figura 5.28 Simulazione inversa 031: Frame dell'animazione del campo elettromagnetico

CAPITOLO 6: CONCLUSIONI

Per terminare la trattazione verranno riportati i commenti e le deduzioni ispirate dai risultati delle simulazioni. Queste conclusioni saranno improntate su aspetti pratici legati alla convenienza di utilizzo delle varie configurazioni strutturali che differiscono per la presenza e la dimensione dei diffusori. Il motivo coincide con la finalità della tesi stessa: definire sulla base di dimostrazioni empiriche la modalità più efficace di focalizzazione delle onde elettromagnetiche sui tessuti umani, affinché possa essere integrata nei moderni trattamenti terapeutici neurologici.

6.1 Confronto

Per confrontare i risultati consideriamo sia la focalizzazione temporale, attraverso i grafici 2D dei segnali nel dominio del tempo, sia la focalizzazione spaziale attraverso le mappe dei campi su un piano orizzontale che interseca la testa e i diffusori (mostrate nei frame delle animazioni).

L'efficienza di focalizzazione è valutata sul margine di sovrapposizione tra la risposta rappresentata dal segnale ricostruito nelle simulazioni inverse e l'impulso originale dato in ingresso alle precedenti simulazioni dirette.

Il termine "ricostruzione" sta proprio ad indicare che, secondo il metodo TR, la sinusoide ottenuta dovrebbe essere identica alla gaussiana di partenza generata numericamente nel modello virtuale. Concettualmente tale principio si basa sul fatto che più le differenze sono minimizzate, più l'onda sarà simile al segnale che si desidera focalizzare nel punto scelto della testa umana.

Dunque prima di poter definire una legge complessiva sull'andamento migliorativo della tecnica FDTD in funzione dell'utilizzo dei diffusori, è opportuno analizzare nel dettaglio, per ogni tipologia di simulazione, i risultati sopra raffigurati.

Concentriamo inizialmente l'attenzione sull'andamento temporale e partiamo dal commentare la differenza più evidente in tutti i risultati: la sinusoide ricostruita al termine delle prove presenta delle oscillazioni alle estremità, assenti invece nel segnale originale. Il motivo va ricercato nel fenomeno di risonanza della cavità, infatti, questi lobi esterni rappresentano le repliche dell'impulso di partenza che si propaga nell'ambiente riflettente. Idealmente, per avere una perfetta ricostruzione del segnale, si dovrebbe ricevere una curva gaussiana ma ciò non è compatibile con le reali riproduzioni, consci del fatto che qualunque tecnica sperimentale contiene intrinsecamente un certo grado di imprecisione dovuto all'imitazione artificiale di fenomeni naturali.

Questo vale anche per una simulazione numerica, infatti la tecnica FDTD darà un risultato tanto più preciso quanto più il segnale d'ingresso iniziale e l'uscita dalle simulazioni finali saranno coincidenti, sia in intensità che nel tempo.

Nel caso delle simulazioni dirette possiamo osservare il tempo di smorzamento dell'onda che permette di identificare l'uniformità del campo diffuso nella camera riverberante, a sua volta strettamente correlato all'efficienza di focalizzazione.

Una prima incertezza dell'FDTD sta nel troncamento temporale: per non impiegare tempi di calcolo molto lunghi, fermiamo la simulazione quando il segnale nella cavità si è abbastanza attenuato, ma non si è completamente esaurito.

Si nota che all'aumentare della omogeneità del campo e quindi della sua componente aleatoria, aumenta il numero di volte in cui la radiazione attraversa il mezzo biologico dissipativo attenuandosi in ampiezza più velocemente. Tale deduzione è possibile perché in questo caso la testa umana è l'unico materiale con perdite significative presente nella cavità e ciò comporta la possibilità di valutare, sulla base della potenza assorbita, quanto spesso viene investito dalla radiazione elettromagnetica. Altre perdite di potenza si hanno nel segnale catturato dalle antenne che però è trascurabile rispetto a quello dissipato sulla testa. Dunque il tempo di attenuazione del segnale sarà inversamente proporzionale alla precisione della tecnica.

Nel dettaglio, tra le figure 5.9, 5.14 e 5.19, notiamo una diminuzione dell'ampiezza dei picchi. Nel grafico 5.9 (un diffusore) l'intensità decresce con un andamento lineare, nel 5.14 (due diffusori) la distribuzione risulta meno omogenea ed infine nel 5.19 (tre diffusori) si nota la presenza di due ampi lobi nei primi istanti temporali ed un rapido raggiungimento di valori nulli. Complessivamente si può affermare che, aumentando il numero di diffusori, la potenza elettromagnetica nella cavità risonante diminuisce più velocemente poiché il cranio è più spesso inondato dal campo. L'unica eccezione a questa conclusione si riscontra nel confronto tra la prima e la seconda simulazione in cui l'andamento temporale appare più esteso nel grafico 5.14. La scelta della scala lungo l'asse x non permette di visualizzare bene questo fenomeno ma possiamo notarlo più accuratamente nelle figure 5.11 e 5.16.

In generale, però, la presenza di un maggior numero di agitatori garantisce una miglior focalizzazione delle onde al centro della camera e le animazioni riportate nelle figure 5.10, 5.15 e 5.20, confermano questa tesi mostrando un campo elettromagnetico man mano più uniforme.

Per quel che riguarda l'analisi dimensionale dei diffusori paragoniamo i casi con ugual numero di dispositivi metallici, ovvero il 5.19 (raggio di 5 cm) e il 5.24 (raggio di 2,5 cm).

Nel secondo grafico le oscillazioni non raggiungono mai valori nulli e risulta evidente che il segnale avrà bisogno di un lungo periodo di tempo prima di smorzarsi.

Anche nel frame 5.25 viene mostrato un campo elettromagnetico altamente anisotropo e, in termini di qualità, quasi peggiore della prima simulazione con un diffusore.

Queste caratteristiche si rispecchiano nelle figure 5.21 e 5.26 relative alle simulazioni inverse perciò possiamo sostenere che, a parità del numero di mescolatori, è fondamentale averne di dimensioni sufficientemente grandi per poter sfruttare adeguatamente la tecnica FDTD.

In questa prima analisi dell'accuratezza di focalizzazione risulta preferibile operare con un set-up sperimentale che assicuri la grandezza dei diffusori piuttosto che il numero.

Nelle simulazioni inverse, invece, esaminiamo la coincidenza tra il segnale originale e quello ricostruito in termini di intensità.

Osserviamo inizialmente le figure 5.12, 5.17 e 5.22 che variano per la presenza dei diffusori.

Nella 5.12 (un diffusore) l'output ricalca abbastanza bene l'andamento dell'input originario ma esternamente presenta delle oscillazioni non trascurabili.

Nel grafico 5.17 (due diffusori) il divario tra gli impulsi è leggermente minore a differenza delle repliche esterne che risultano più alte rispetto alla prova precedente. Ciò significherebbe che l'utilizzo di un diffusore sarebbe più vantaggioso rispetto al caso con due. Tale ipotesi viene, però, smentita se si guarda la figura 5.16 dove l'andamento complessivo della sinusoidale mostra dei picchi alti alle estremità dell'impulso ricostruito e lobi molto minori subito dopo, all'aumentare del tempo di propagazione.

Infine si noti come nel grafico 5.22 (tre diffusori) il segnale fuoriesce dalla morfologia originale presentando differenze leggermente maggiori (soprattutto a sinistra) rispetto alla simulazione prima. Questa imprecisione è comunque compensata dai miglioramenti apportati nelle regioni laterali. È evidente, anche in queste simulazioni, come il caso con tre agitatori permetta una miglior focalizzazione del campo poiché tende a generare una forma d'onda molto più simile a quella irradiata artificialmente da uno specifico punto dell'encefalo. A conferma di ciò le animazioni 5.13, 5.18 e 5.23 mostrano, in ordine, una focalizzazione spaziale più localizzata, seppur risulti efficace in ognuno dei casi.

Per terminare osserviamo la sperimentazione che utilizza i diffusori con raggio dimezzato. Il frame 5.28 (raggio di 2,5 cm) non presenta particolari differenze dal 5.23 (raggio di 5 cm) se non nell'ampiezza della regione focalizzata. Facendo riferimento alle considerazioni precedenti, è ragionevolmente più complesso far incidere la radiazione in un piccolo dominio se il relativo campo elettromagnetico risulta scarsamente uniforme. Le disuguaglianze maggiori si rivelano, invece, confrontando i grafici: in figura 5.27 il segnale ricostruito è estremamente distante dalla forma di quello originale e perfino più caotico rispetto al caso con un solo diffusore. Dal punto di vista temporale non ci sono dubbi sulla scarsa efficienza che comporta, tanto che può essere paragonato alla simulazione che utilizza un ambiente di lavoro privo di agitatori, trattato nella tesi di Francesca Romana Costantini [4]. Pertanto la dimensione dei diffusori influenzerà maggiormente la focalizzazione temporale rispetto a quella spaziale, che risulta decisamente migliore.

A questo punto abbiamo analizzato le divergenze più significative tra le varie prove in relazione alle caratteristiche costruttive del set-up e possiamo procedere con le considerazioni finali. Per ottimizzare la tecnica FDTD di focalizzazione delle onde elettromagnetiche in un preciso punto nel modello semplificato del cranio di un adulto e in un determinato istante di tempo, è consigliato utilizzare tre diffusori di raggio 5 centimetri nell'ambiente riverberante piuttosto che uno, due o uno stesso numero caratterizzato da dimensioni dimezzate.

In definitiva, generalizzando l'esito dell'elaborato, affermiamo che l'accuratezza del riscaldamento localizzato che si desidera apportare all'interno di un modello biologico di riferimento è direttamente proporzionale sia al numero sia alla dimensione degli agitatori presenti nell'ambiente di simulazione.

In vista di sviluppi futuri si potrebbe provare ad aumentare gradualmente la dimensione della camera riverberante e analizzare la risposta delle interazioni onde-corpo. È già stato portato avanti uno studio dal quale si evince che il fattore di merito di una cavità aumenta con le sue dimensioni, ragion per cui un ingrandimento migliorerebbe la focalizzazione a discapito dell'innalzamento dei tempi di calcolo e della richiesta di memoria nelle simulazioni [29]. Sarebbe perciò utile verificare l'affidabilità dei test e valutare quanto il complessivo ambiente di lavoro influisca sulla procedura sperimentale.

6.2 Applicazioni

Per concludere ho voluto riportare alcune delle principali procedure diagnostiche e terapeutiche che sfruttano gli effetti del campo elettromagnetico sull'encefalo, in modo da concretizzare lo studio teorico e rendere più evidenti le prospettive applicative della tecnica di focalizzazione analizzata.

Il settore biomedicale, soprattutto di recente, si è notevolmente aperto all'utilizzo di metodologie basate sulle onde elettromagnetiche a diversa frequenza.

Il primo esempio ne è la Risonanza Magnetica Nucleare che usa le radiazioni ionizzanti (ad elevata intensità e pericolosità) per generare una scansione dettagliata dell'interno del corpo.

Un'altra tecnica diagnostica è l'utilizzo dell'effetto Doppler, proprio delle onde sonore, per misurare a livello arterioso la pressione sanguigna, mentre in terapia riabilitativa si osserva come l'emissione di una radiazione elettromagnetica a bassa intensità e per lunghi periodi di tempo possa velocizzare la ricostruzione ossea [1].

Nell'introduzione avevamo citato alcune procedure ambulatoriali che sfruttano, invece, il riscaldamento localizzato per ottenere vantaggi curativi, quali la diatermia, la radarterapia, l'ipertermia e l'ablazione.

Possiamo aggiungere anche il nuovo metodo che, lavorando in congiunzione con il campo farmaceutico, permette di incrementare localmente l'efficacia dei medicinali chemio e radio terapeutici attivando il loro principio di azione solo a temperature maggiori di 40°C e riducendo, così, tutti gli eventuali effetti collaterali.

Ricordiamo, infatti, che la principale e comprovata reazione corporea all'interazione tra il campo elettromagnetico e i tessuti umani è la produzione di calore: l'onda si propaga nell'ambiente dissipativo cedendo potenza elettromagnetica con conseguente incremento termico.

È esattamente questo l'effetto che si verifica all'interno della testa umana nell'eventuale applicazione delle precedenti simulazioni, poiché realizzate con un impulso a 2.45 GHz. Se si variasse la frequenza, con tutte le dipendenti condizioni costruttive dell'ambiente di lavoro, si avrebbe una stimolazione differente.

Concentriamo, dunque, l'attenzione sulle conseguenze biologiche sfruttate nelle tecniche di irradiazione elettromagnetica con un focus su quelle relative alla sfera neurale.

Bisogna tenere in considerazione che un visibile riscaldamento si verifica soltanto con l'utilizzo di radiazioni di opportuna frequenza, compresa in un intervallo dello spettro elettromagnetico tra 1 MHz e 10 GHz [30]. Premettendo che la suscettibilità alle radiazioni è variabile nei diversi individui, in generale, è stato scientificamente riscontrato che il corpo risponde con meccanismi di termoregolazione per ripristinare l'equilibrio omeostatico, ad esempio l'aumento di perfusione sanguigna. Nei tessuti meno vascolarizzati degli occhi e dei testicoli, però, il riscaldamento persiste compromettendo le rispettive funzionalità [1].

È fondamentale pertanto mantenersi in un range di stimolazione inferiore ai normati limiti di pericolosità che sono definiti andando a diminuire di 10 o 100 volte (in Italia) il valore della radiazione che produce una variazione termica visibile sull'uomo. A livello cardiaco, ad esempio, un riscaldamento localizzato nell'intorno dei 70°C provoca la carbonizzazione dei tessuti e valori ancora maggiori potrebbero addirittura portare all'ebollizione del sangue e alla formazione di coaguli. Naturalmente sui tessuti sensibili del sistema nervoso centrale si arriva a una soglia di circa 2°C. A livello encefalico ciò comporta variazioni della permeabilità della barriera emato-encefalica (rivestimento capillare che protegge il tessuto nervoso dal contatto con sostanze nocive presenti nel sangue) ma anche effetti neurocomportamentali [1].

Tutto quel che comprende le conseguenze cognitive e di pensiero, è stato indagato molto di meno ma ne è aumentato l'interesse da quando uno studio condotto dai ricercatori dell'Università Statale di Milano, in collaborazione con il Centro per le Neuroscienze di Madrid e l'Università di Trieste, ha dimostrato che le onde cerebrali viaggiano su due radiofrequenze (AM e FM).

In merito agli aspetti terapeutici, osserviamo come l'ipertermia a microonde ultimamente sia il ramo di ricerca scientifica più indagata per lo sviluppo di trattamenti terapeutici specifici. In particolare si è posto l'interesse sulla progettazione e realizzazione di applicatori capaci di focalizzare l'energia elettromagnetica nei tessuti malati, minimizzando al contempo il riscaldamento dei tessuti circostanti, al fine di evitare effetti collaterali [31].

Un ulteriore studio coordinato dal Politecnico di Torino propone l'utilizzo di innocue tecniche di imaging differenziale a microonde (figure 6.1 e 6.2) per monitorare l'evoluzione di una patologia nel suo decorso o nell'arco di una terapia. Nell'ambito neurale il progetto è rivolto alla rilevazione dei cambiamenti fisiologici dei tessuti cerebrali causati da alterazioni del normale flusso sanguigno (ischemie, emorragie) o eventi traumatici (ematoma) [31].

Infine, è anche oggetto di ricerca la possibilità di realizzare sistemi "teranostici", in cui la natura duale (diagnostico/terapeutica) delle microonde è utilizzata in modo sinergico. L'obiettivo è lo sviluppo di un sistema che integri un dispositivo per la terapia termica con un dispositivo diagnostico, in grado di ottenere le informazioni necessarie alla pianificazione del trattamento terapeutico specifico e verificare in corso d'opera l'evoluzione e l'efficacia dello stesso [31].

In tutti e tre i casi possiamo affiancare a tali intenti questa stessa trattazione poiché offre le informazioni per integrarsi nell'analisi delle tecniche di ottimizzazione e modellizzazione numerica della propagazione del segnale elettromagnetico in strutture biologiche.



Figure 6.1 e 6.2 Diagnostica per immagini a microonde: Dispositivo portatile e ricostruzione tomografica risultante

Per quanto riguarda l'emissione di radiazioni con bande di frequenza più alte dei 10 GHz, si consideri che la potenza elettromagnetica che riesce a penetrare i tessuti umani è pochissima. Lo spessore di penetrazione, infatti, è inversamente proporzionale alla frequenza operativa e, di conseguenza, la pelle assorbirà la radiazione proteggendo gli organi interni.

D'altronde le onde ad altissima frequenza (THz) assumono un carattere ionizzante e possono potenzialmente scindere i legami chimici delle molecole nel corpo, come anche il DNA, o creare radicali liberi. Per generare gravi e irreversibili danni ci si dovrebbe esporre a livelli simili a quelli nelle vicinanze di un radar di potenza, condizione impedita dalle normative sulla salute [30]. Ovviamente i livelli a cui siamo normalmente esposti non sono al momento sufficientemente alti da creare preoccupazione.

Infine consideriamo le onde a frequenze minori dei MHz che sono in grado di indurre nei tessuti dei campi elettrici e delle correnti. È necessario arrivare a una densità di corrente maggiore di 100 mA/m^2 , raggiungendo il valore degli impulsi umani, per interferire con il normale funzionamento del corpo e provocare contrazioni involontarie o stimolazioni nervose [30].

Vi sono evidenze scientifiche indirette che funzioni cerebrali come i processi visivi e la coordinazione motoria possono essere transitoriamente influenzati dai campi elettrici indotti. Difatti le onde a bassissima frequenza (ELF) e sufficientemente intense possono provocare direttamente la stimolazione dei nervi periferici e spesso, brevi impulsi di campo magnetico, vengono usati in campo clinico per stimolare i nervi delle estremità al fine di verificare l'integrità dei percorsi neurali.

Proprio su questo principio pone le fondamenta la tecnica non invasiva di stimolazione transcranica a onde elettromagnetiche, l'ultima frontiera nei trattamenti di neuromodulazione, che si classifica in base allo scopo terapeutico comprendente un'estesa gamma di patologie neurologiche.

Con il termine "neuromodulazione" si intende la capacità di influenzare in maniera reversibile l'attività neuronale di specifiche aree cerebrali, attraverso l'eccitazione (induzione o incremento dell'attività elettrica di un'area altrimenti inattiva o ipoattiva) o l'inibizione (riduzione dell'attività elettrica in corso in una determinata area) di popolazioni di neuroni, il che le conferisce un enorme potenziale curativo [32]. Infatti questo meccanismo si traduce anche nella possibilità di ripristinare le funzionalità perse a seguito di una lesione al tessuto nervoso, complice la plasticità dell'encefalo.

Solitamente si utilizza un casco, con dei mini-circuiti al suo interno, attraverso il quale si possono trasmettere sequenzialmente delle onde elettromagnetiche a bassa frequenza, in grado di penetrare fino a sei centimetri di profondità nel cervello. Il principio di base è quello di indurre la creazione di nuovi contatti tra una cellula nervosa e l'altra e determinare progressivamente una riorganizzazione del tessuto [33]. Le tecniche di stimolazione cerebrale, pertanto, sono strumenti importanti che permettono di esaminare i processi neurologici sia a livello cellulare che a livello sistemico.

L'obiettivo principale di queste tecniche è quello di raggiungere l'utilità terapeutica e l'efficacia clinica nel trattamento di disturbi psicologici e traumi neurologici ottenendo il giusto compromesso tra non invasività e risoluzione spaziale [32].

Tra le tecniche di stimolazione cerebrale più comuni vi sono:

la stimolazione cerebrale profonda (DBS),

la stimolazione transcranica a corrente continua (tDCS),

la stimolazione magnetica transcranica (TMS) (figura 6.3),

la stimolazione transcranica ad ultrasuoni focalizzati (tFUS) (figura 6.4).

In particolare quest'ultimo rivoluzionario approccio ha introdotto significativi vantaggi soprattutto in relazione alla compatibilità con altri sistemi di imaging e all'integrazione nelle terapie farmacologiche e genetiche per migliorare la somministrazione locale di farmaci.

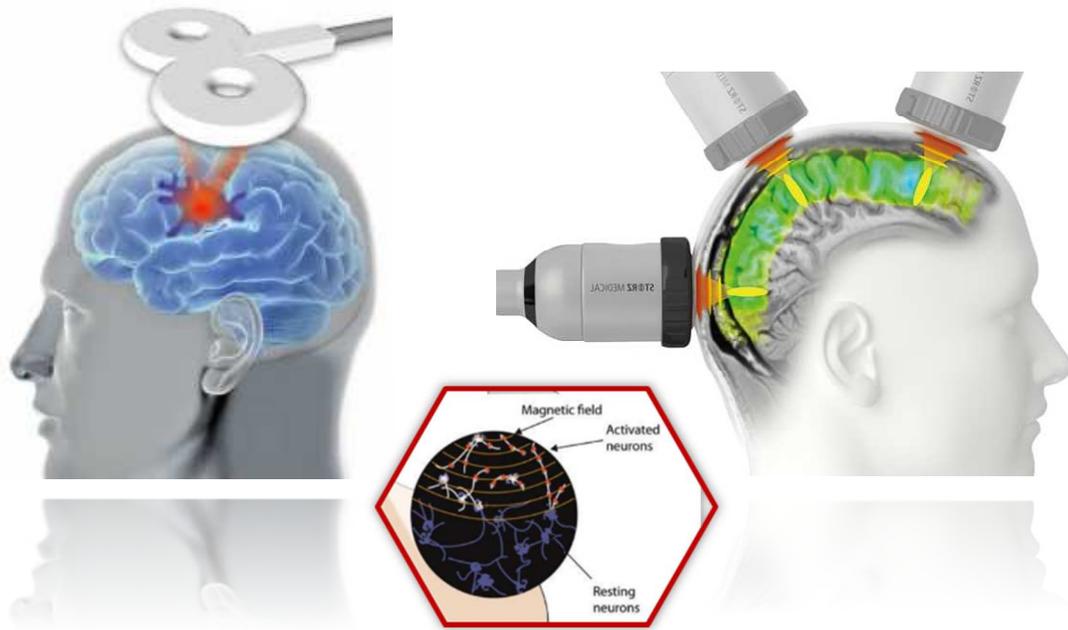


Figure 6.3 e 6.4 Stimolazione transcranica magnetica e Stimolazione transcranica ad ultrasuoni

In riferimento ai trattamenti delle patologie neurologiche e neurocomportamentali, I primi risultati promettenti (ottenuti soprattutto dalla TMS) sono nati dal tentativo di controllare le malattie depressive, dovute alla disregolazione del tono dell'umore a livello della corteccia prefrontale.

Oggi il campo biomedico è costantemente investito da nuove scoperte sui benefici dell'applicazione delle onde elettromagnetiche al cervello, grazie alle continue sperimentazioni.

In Italia, si è appena concluso uno studio di stimolazione transcranica a onde elettromagnetiche nel trattamento delle paraparesi da sclerosi multipla (conseguenza alla trasmissione alterata degli impulsi nervosi) che ha determinato significativi miglioramenti nei pazienti coinvolti [33].

I risultati finora ottenuti anche per le malattie di spasticità, morbo di Parkinson, Alzheimer ed emicrania sono incoraggianti.

Tutto ciò fa sperare in un'evoluzione del settore biomedicale verso migliori capacità di intervenire sulla mente umana, sana o disfunzionale, per incrementarne le prestazioni.

Concludo la trattazione con il personale augurio che le nuove tecnologie possano supportare questo proposito nel rispetto di ogni individuo.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Franco Moglie, Corso di “Fondamenti di Elettromagnetismo”, Anno Accademico 2021/2022, Dipartimento di Ingegneria dell’Informazione (DII) Università Politecnica delle Marche, Ancona.
- [2] Chiara Fabbietti. “Focalizzazione del campo elettromagnetico nel corpo umano generando il segnale inverso mediante la tecnica FDTD”, 2022.
- [3] Sabrina Verzulli, “Effetto della variazione della permittività elettrica sulla focalizzazione elettromagnetica in mezzi biologici”, 2022.
- [4] Francesca Romana Costantini, “Focalizzazione delle onde elettromagnetiche nella testa umana, usando una schiera di antenne”, Dicembre 2022.
- [5] <http://bioem.diet.uniroma1.it/tesine/html/Tesina16/CAPITOLO2.html>
- [6] Maria Beatrice Giordani, “Focalizzazione elettromagnetica su diverse posizioni all’interno della testa umana”, Ottobre 2022.
- [7] Laura Zappulli, “Tecniche numeriche per lo studio di campi elettromagnetici in ambiente biomedico”, 2008.
- [8] Federico Cauduro, “Metodi numerici per la risoluzione delle equazioni di Maxwell tramite FDTD”, 2009/2010
- [9] Jessica Biagioli “Tecniche radiometriche in ambienti riverberanti con antenne multiple”, 2018/2019.
- [10] M. Fink. Time reversal of ultrasonic fields. I. basic principles. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 39(5):555–566, September 1992.
- [11] D. Cassereau and M. Fink. Time-reversal of ultrasonic fields. III. theory of the closed timereversal cavity. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 39(5):579–592, September 1992.
- [12] A. T. Frisco, L. Bastianelli, F. Moglie and V. Mariani Primiani. “Time Reversal in Reverberation Chambers: Application to Lossy Media”.
- [13] Sara Nilo “Effetto della variazione della posizione sulla focalizzazione elettromagnetica in mezzi biologici”, 2022
- [14] Hee-Chun Song, W. S. Hodgkiss, W. A. Kuperman, MIMO Time Reversal Communications, WUWNet, 2007.
- [15] Ahmed E. Fouda, Fernando L. Teixeira, Mehmet E. Yavuz, Time reversal techniques for MISO and MIMO wireless communication systems, Radio Science, Vol. 47, 2012.

- [16] <https://www.scienzaatscuola.it/fisica%205g/vivente.html>
- [17] Cesidio Bianchi, “Interazione Campi EM con i Tessuti Biologici-Progetto MEM”.
- [18] <https://www.centropiaggio.unipi.it/sites/default/files/course/material/Cap6.pdf>
- [19] A. El-Lakkani. « Dielectric response of some biological tissues. ». Bioelectromagnetics.
- [20] 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: 10.1063/1.1750906.2005; Suppl 7:S12-8. doi: 10.1002/bem.20147. PMID: 16142779.
- [21] D. Andreuccetti, R. Fossi and C. Petrucci: An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz. IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997. Based on data published by C. Gabriel et al. in 1996. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop>.
- [22] Kristiana Bashuri, “Focalizzazione elettromagnetica su diverse mappe umane utilizzando una schiera di antenne”, 2022.
- [23] <https://itis.swiss/virtual-population/virtual-population/overview/>
- [24] 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.
- [25] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>
- [26] C. A. Balanis, Antenna Theory: Analysis and Design - 4th ed. 2016.
- [27] J. S. Seybold, Introduction to RF Propagation. 2005.
- [28] A. Taflove and S. C. Hagness, “Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method, Third Edition,” Artech House. p. 1038, 2005.
- [29] Francesco Dragano, “Finite-Difference Time-Domain Analysis of Time Reversal Technique for Electromagnetic Fields Focusing on Human Head”, Università Politecnica delle Marche, 2022.
- [30] <https://www.epicentro.iss.it/campi-elettromagnetici/epidemiologia>
- [32] http://www.irea.cnr.it/index.php?option=com_k2&view=item&id=56:campi-elettromagnetici-in-diagnostica-clinica-ed-in-terapia&Itemid=71
- [32] Giansalvo Nocchiero, “Stimolazione transcranica a ultrasuoni focalizzati: una nuova tecnica di neuromodulazione”, 2018/2019.
- [33] Cinzia Pozzi, “Stimolazione a onde elettromagnetiche: nuova frontiera per il trattamento di lesioni al cervello”, 2011.