



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

**Simulazione con il metodo FDTD della focalizzazione della
radiazione elettromagnetica sul corpo umano**

FDTD simulation of the electromagnetic field focusing in the human body

Relatore

Prof. Valter Mariani Primiani

Laureando

Giulia Mastrovincenzo

Correlatore

Prof. Franco Moglie

Anno Accademico 2019/2020

Indice:

Introduzione	3
1. Finite-Difference Time-Domain	4
1.1 Introduzione	4
1.2 Algoritmo di Yee	5
1.3 Condizioni di Assorbimento	7
2. Time Reversal	9
2.1 Cenni storici	9
2.2 Principio di funzionamento	9
2.3 Ambiente riverberante	11
3. Geometri della simulazione	12
3.1 Il modello	12
3.2 Il monopolo	15
4. Permittività dielettrica dei tessuti	16
4.1 Introduzione	16
4.2 Permittività	16
5. Simulazioni FDTD	19
6. Conclusioni	24
Bibliografia	25

Introduzione:

L'interazione tra il corpo umano e i campi elettromagnetici si è scoperta essere molto utile in campo medico e per questo è oggetto di studi approfonditi.

Benchè in un primo momento l'esposizione del corpo umano ad onde elettromagnetiche implicasse effetti più o meno nocivi a seconda dell'intensità del campo elettromagnetico e della frequenza delle onde, la peculiarità delle proprietà elettromagnetiche dei tessuti del corpo umano, la natura non ionizzante dei campi elettromagnetici e la loro capacità di introdursi nella materia hanno determinato lo sviluppo di nuove metodologie diagnostiche e terapeutiche che possano contribuire ad un più efficace trattamento di alcune patologie.

Di particolare interesse è osservare e analizzare come sia possibile focalizzare le onde elettromagnetiche sui diversi tessuti del corpo umano. In questa tesi analizzeremo, attraverso simulazioni FDTD (Finite-Difference Time-Domain), come un ambiente riverberante possa focalizzare sulla testa un impulso centrato a 2,45 GHz sfruttando la tecnica del time-reversal.

1. Finite-Difference Time-Domain

1.1 Introduzione

Durante gli anni '70 e '80 diverse agenzie di ricerca di tutto il mondo, attraverso numerosi studi, capirono quali fossero i limiti delle equazioni di Maxwell in forma integrale arrivando a determinare lo sviluppo di approcci alternativi. In particolare, ha assunto sempre più importanza il metodo numerico Finite-Difference Time-Domain che modella la propagazione del campo elettromagnetico all'interno del corpo umano in funzione delle caratteristiche morfologiche ed elettriche dei tessuti.

Il metodo FDTD fu introdotto nel 1966 dall'esperto di matematica applicata Yee e prevede soluzioni dirette delle equazioni differenziali di Maxwell nel dominio del tempo su griglie spaziali; si tratta di una tecnica soggetta a studio e sviluppo costanti.

Ci sono vantaggi e svantaggi legati al metodo FDTD.

I vantaggi sono:

- metodo concettualmente semplice, robusto e accurato, cioè sono note le sorgenti di errore nei calcoli e possono essere limitate.
- essendo un metodo nel dominio del tempo, il metodo FDTD può trattare segnali impulsivi e mezzi non lineari e calcolare la risposta impulsiva e la risposta non lineare di un sistema elettromagnetico.
- è un approccio sistematico.
- indipendente dalla geometria e dalle caratteristiche fisiche.
- le RAM dei computer aumentato le loro dimensioni al passo dello sviluppo tecnologico.
- le tecnologie di visualizzazione a video dei computer sono in rapido sviluppo.

Gli svantaggi sono:

- richiede un computer ad alte prestazioni.
- la sintesi può essere particolarmente difficile.
- per simulazioni a bassa frequenza sono necessarie approssimazioni.

I punti di forza del metodo FDTD sono la sua intuitività e versatilità, gli utenti infatti possono facilmente comprendere come si usa questo metodo e posso capire cosa aspettarsi. Inoltre, il fatto di essere un metodo che si sviluppa nel dominio del tempo lo rende idoneo a dare una risposta del sistema in un ampio intervallo di frequenze mediante una singola simulazione, nel caso in cui la sorgente sia un impulso a banda larga.

1.2 Algoritmo di Yee

È necessario considerare una regione di spazio che non abbia sorgenti elettriche e/o magnetiche ma che può avere materiali in grado di assorbire l'energia dei campi magnetici ed elettrici.

Prendiamo in esame le equazioni di Maxwell nel dominio del tempo in forma integrale e differenziale, cioè:

- La legge di Faraday;
- La legge di Ampere;
- La legge di Gauss per il campo magnetico;
- La legge di Gauss per il campo elettrico;

Da queste si evince che il vettore densità di corrente elettrica e il vettore densità di campo magnetico si comportano come sorgenti indipendenti di campi elettrici e magnetici.

Considerando materiali isotropici e l'assenza di dissipazioni elettriche o magnetiche sotto forma di calore, manipolando le equazioni di Maxwell si ottiene un sistema di sei coppie di equazioni differenziali parziali; questo sistema sarà la base per l'algoritmo numerico di Yee per l'interazione delle onde elettromagnetiche con i corpi tridimensionali.

L' algoritmo, quindi, risolve contemporaneamente le equazioni per i campi elettrici e per i campi magnetici, usando la coppia di equazioni di Maxwell ai rotori (Gauss per il campo elettrico e magnetico).

Questo vale a dire che l' algoritmo centra in un punto dello spazio tridimensionale in modo tale che ogni componente del campo elettrico sia circondata da quattro componenti circolanti di quello magnetico (figura 1.2.1).

Vale anche il viceversa, ovvero: ogni componente del campo magnetico sarà circondata da quattro componenti circolanti di quello elettrico.

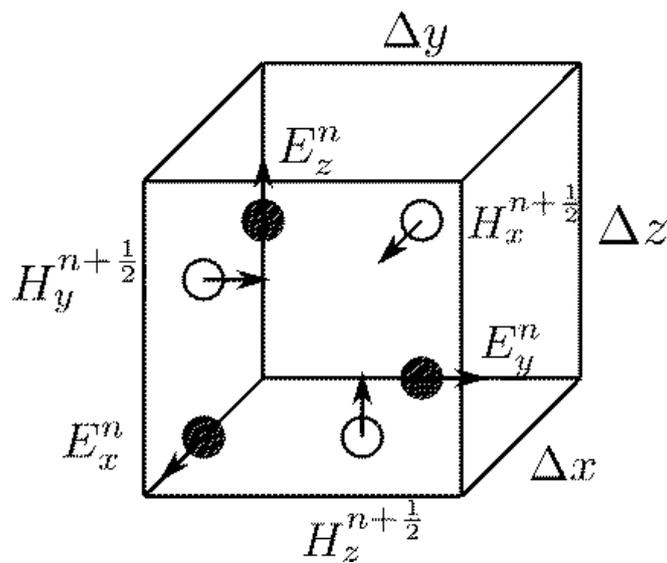


Figura 1.2.1

Il dominio tridimensionale diventa quindi un vettore dalla legge di Faraday e di Ampere al contorno.

1.3 Condizioni di assorbimento

Come già accennato, uno degli svantaggi del metodo FDTD è la possibilità che il dominio computazionale richiesto sia eccessivamente grande. Il metodo determina direttamente i campi elettromagnetici in tutti i punti del dominio, perciò quest'ultimo deve essere limitato in quanto non si dispone di quantità di spazio di archiviazione illimitato su nessun computer.

Questi limiti vengono imposti aggiungendo alle superfici esterne delle condizioni dette condizioni al contorno o condizioni di assorbimento; in particolare si trovano indicate in inglese come "Absorbing Boundary Conditions" (ABC).

Bisogna prestare particolare attenzione nell'imposizione delle condizioni perché vengono introdotti errori che sono tanto più piccoli tanto 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.

Esistono una grande quantità di condizioni di assorbimento al contorno (ABCs) utilizzabili per simulare un dominio computazionale senza limiti; sono due le modalità più indicate:

1. Il "Perfectly Matched Layer" (PML), sviluppato da Berenger nel 1994, è una regione di assorbimento puro più che una condizione sui limiti; introducendo un materiale di assorbimento al di fuori del limite dello spazio computazionale, l'onda oltre tale limite si decomporrà attraverso tale mezzo.

2. le ABCs di MUR, proposte e sviluppate da G. Mur dal 1981. L'implementazione di questa condizione è molto semplice, soprattutto se ci troviamo in un caso in cui la propagazione delle onde piane è perpendicolare rispetto allo spazio interno ai limiti imposti. Ma gli studi svolti hanno dimostrato che il secondo metodo è causa di un grande errore in determinate regioni dello spazio, quindi, pur essendo più complicato nell'implementazione e abbia

tempi di implementazione più lunghi, si è soliti utilizzare le PML poiché garantisce una maggiore accuratezza. **[1]**

2. Time Reversal

2.1 Cenni storici

Il Time Reversal è un processo atto alla focalizzazione di un'onda attraverso l'inversione temporale.

La tecnica del Time Reversal viene inizialmente introdotta per la focalizzazione di onde acustiche; oggi questo tipo di segnale è ampiamente utilizzato nel campo della comunicazione e dell'elettromagnetismo.

La prima dimostrazione dell'inversione temporale avvenne nel 1965 con una tecnica denominata "matched signal" consistente nell'invio di un segnale che una volta ricevuto veniva invertito temporalmente e ritrasmesso in broadcast.

Tra gli anni Settanta e i primi anni Ottanta è stata studiata la coniugazione di fase ottica (OPC, Optical Phase Conjugator) la quale utilizza uno specchio per riflettere un raggio incidente nella stessa direzione di arrivo. Gli OPC simulano quindi il funzionamento del Time Reversal ma differiscono per il fatto che essi lavorano esclusivamente su onde monocromatiche, mentre l'inversione temporale lavora in qualsiasi banda di frequenza.

2.2 Principio di funzionamento

La tecnica del Time Reversal sfrutta il principio di reciprocità di un'onda secondo cui quest'ultima si propaga attraverso il mezzo e si rifocalizza nella posizione iniziale della sorgente (focalizzazione spaziale) e recupera la sua durata originale (tempo di compressione).

Questa tecnica ci permette di compensare i riverberi causati dalle differenze di tempo di viaggio correlate a percorsi diversi. [2]

La forma generale dell'equazione delle onde riguarda una funzione $u(x,t)$, della posizione x

e del tempo t . Si tratta di un'equazione alle derivate parziali iperbolica la cui espressione generale è:

$$\nabla^2 u - \frac{1}{v^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0$$

Dal punto di vista macroscopico, le equazioni d'onda includono anche il fattore dissipazione che distrugge il Time Reversal Invariance, trascurabile per piccole dissipazioni. Per evitare distorsioni del segnale si utilizzano degli specchi di inversione temporale. I sensori che vengono usati per rilevare e implementare onde acustiche o elettromagnetiche vengono chiamati CTRS (The Chaotic Time-Reversal Sensor), i quali sfruttano la simmetria delle onde combinandola con i raggi caotici. [3]

Nel caso in cui nella cavità fosse presente un oggetto passivo non lineare il segnale subirebbe una traslazione in frequenza; nonostante questo si riesce lo stesso a focalizzare e possiamo ricostruire il segnale invertito (figura 2.2.1). [4]

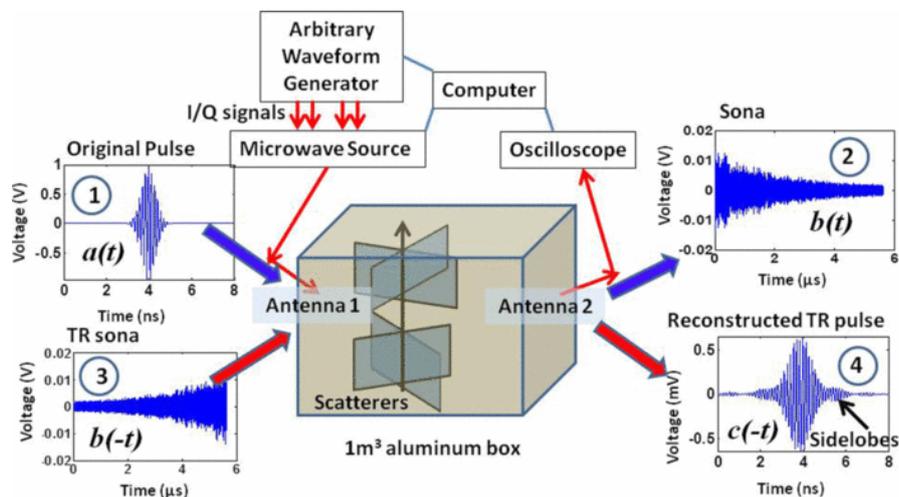


Figura 2.2.1

2.3 Ambiente riverberante

Un ambiente riverberante può essere definito come uno spazio caratterizzato da molteplici riflessioni di un segnale, di tipo acustico o di tipo elettromagnetico. L'ambiente caotico ottimizza la tecnica del Time Reversal migliorando la focalizzazione del segnale. Un ambiente per essere definito tale deve avere un numero di modi di risonanza superiore a 60; per poter ottenere tale valore occorre conoscere le dimensioni della stanza e la frequenza di risonanza dei modi nella cavità rettangolare. (figura 2.3.1)

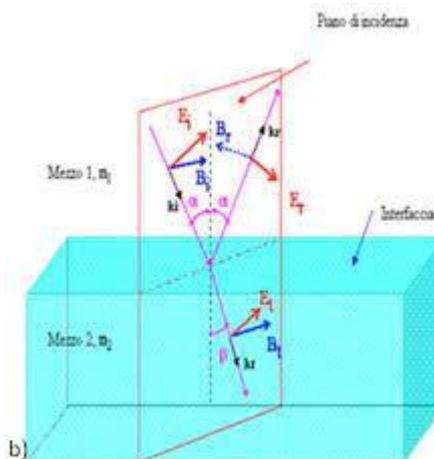


figura 2.3.1

Introducendo un oggetto non lineare, come la testa, aumentiamo i modi della frequenza di risonanza ma attenuiamo il segnale a causa dell'effetto dissipativo della testa. [5]

3. Geometria della simulazione

3.1 Il modello

Per effettuare simulazione FDTD sulla testa umana si necessita di un modello che descriva posizione relativa, orientamento relativo e proprietà elettriche dei tessuti contenuti nella testa. Il modello usato è lo stesso che è stato presentato da Alessandro Gravina in “Caratterizzazione elettromagnetica della testa umana per simulazioni FDTD”. Si è utilizzato il modello sviluppato dal “Department of Electrical Engineering, Imam Khomeini University of Qazvin, Iran” e presentato alla conferenza “ICEE2017”, tale progetto prende il nome di “ Realistic human head voxel model for brain microwave imaging”. Tale modello è basato sul “Zubal’s MRI head phantom”.

Il modello è stato scaricato tramite SourceForge e rielaborato tramite programmazione in C.

Il modello “ Realistic Human Head Voxel” si presenta in un formato “.DAT”, ovvero come file binario contenente tutte le informazioni necessarie e relative al modello che viene rappresentato in ASCII dove ogni carattere corrisponde ad uno specifico tessuto. (figura 3.1.1)

Nome del tessuto	ASCI	Tissue Type \ Paramete	ef	del1	tau1 (ps)	aff1	del2	tau2 (ms)	aff2	sig	del3	tau3 (us)	aff3	del4	tau4 (ms)	aff4
Blood Pool	23	Blood	4.000	56.00	8.377	0.100	5200	132.629	0.100	0.700	0.00E+0	159.155	0.200	0.00E+0	15.915	0.000
Bone	4,5,70,71,76,81,99,125	Bone (Cortical)	2.500	10.00	13.263	0.200	180	79.577	0.200	0.020	5.00E+3	159.155	0.200	1.00E+5	15.915	0.000
Bone/Bone Marrow	26	Bone Marrow (Not Infiltrated)	2.500	3.00	7.958	0.200	.25	15.915	0.100	0.001	5.00E+3	1.591.549	0.100	2.00E+6	15.915	0.100
Gray matter	89,95,96,101,103,105,107,108,109,112,114,117,118,120,124	Brain (Grey Matter)	4.000	45.00	7.958	0.100	400	15.915	0.150	0.020	2.00E+5	106.103	0.220	4.50E+7	5.305	0.000
White Matter	83	Brain (White Matter)	4.000	32.00	7.958	0.100	100	7.958	0.100	0.020	4.00E+4	53.052	0.300	3.50E+7	7.958	0.020
Cartilage	30,82,100	Cartilage	4.000	38.00	13.263	0.150	2500	144.686	0.150	0.150	1.00E+5	318.310	0.100	4.00E+7	15.915	0.000
Cerebellum	77,85,91	Cerebellum	4.000	40.00	7.958	0.100	700	15.915	0.150	0.040	2.00E+5	106.103	0.220	4.50E+7	5.305	0.000
CSF/Cerebral Fluid	5,92,115,122	Cerebro Spinal Fluid	4.000	65.00	7.958	0.100	40	1.592	0.000	2.000	0.00E+0	159.155	0.000	0.00E+0	15.915	0.000
Eye/Lens	123	Cornea	4.000	48.00	7.958	0.100	4000	159.155	0.050	0.400	1.00E+5	15.915	0.200	4.00E+7	15.915	0.000
Cerebral falo(dura)	113	Dura	4.000	40.00	7.958	0.150	200	7.958	0.100	0.500	1.00E+4	159.155	0.200	1.00E+6	15.915	0.000
Eye/Eyeball	110,119	Eye Tissues (Sclera)	4.000	50.00	7.958	0.100	4000	159.155	0.100	0.500	1.00E+5	159.155	0.200	5.00E+6	15.915	0.000
Fat/Fat	22,98,116	Fat (Not Infiltrated)	2.500	3.00	7.958	0.200	15	15.915	0.100	0.010	3.30E+4	159.155	0.050	1.00E+7	7.958	0.010
Muscle	9,102	Muscle	4.000	50.00	7.234	0.100	7000	353.678	0.100	0.200	1.20E+6	318.310	0.100	2.50E+7	2.274	0.000
Nerve	3,106,111	Nerve	4.000	26.00	7.958	0.100	500	106.103	0.150	0.006	7.00E+4	15.915	0.200	4.00E+7	15.915	0.000
Skin	1	Skin (Dry)	4.000	32.00	7.234	0.000	1100	32.481	0.200	0.000	0.00E+0	159.155	0.200	0.00E+0	15.915	0.200
Gland/Parotid,Jacrim al pituitary	72,74,97	Testis	4.000	55.00	7.958	0.100	5000	159.155	0.100	0.400	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000
Tongue	78	Tongue	4.000	50.00	7.958	0.100	4000	159.155	0.100	0.250	1.00E+5	159.155	0.200	4.00E+7	15.915	0.000
Air/Pharynx,superio l saggital sinus,sinosenal(mout h,caviti)	15,84,104	Air	1.00	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

Figura 3.1.1

Il modello è stato rappresentato in 3D attraverso il software ParaView, utile per l'analisi di dati o applicazioni di visualizzazione. Caricando il file su ParaView ed indicando al software chi tra i, j, k corrisponda agli assi cartesiani X, Y, Z nello spazio ed indicando quale sia lo scalare, si ottiene il trasferimento del modello su ParaView. Per visualizzare correttamente a schermo occorre applicare alcuni filtri che facciano in modo di tradurre da "tabella a punti" generando un modello puntuale in uno spazio 3D. (figura 3.1.2)

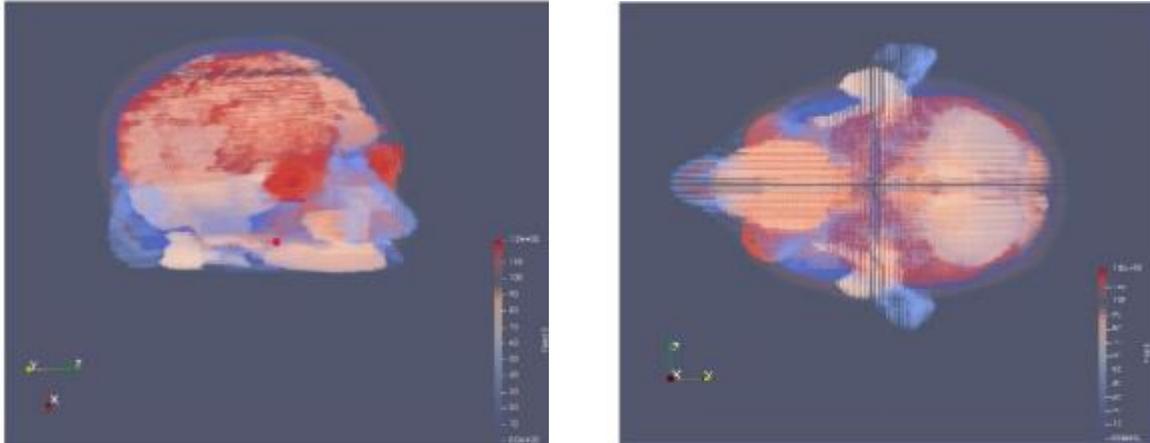


Figura 3.1.2

La pelle ed il cranio sono stati resi trasparenti in modo tale da poter osservare i tessuti interni della testa. Altri risultati interessanti possono essere ottenuti attraverso altri filtri “built-in” del software che permettono anche la generazione di un modello compatto tramite “Ricampionamento Gaussiano”. [6]

Il modello della testa preso in esame ha dimensioni 172x218x120 per un totale di 4 499 520 celle. Le distanze tra testa parete, lungo le coordinate x, y, z sono 108, 153, 108. Trattandosi di un modello non omogeneo si tiene conto delle diverse componenti tissutali ognuna caratterizzata da valori individuali di costante dielettrica e conducibilità a 2,45 GHz. (figura 3.1.3)

TESSUTO	ϵ_r	σ (S/m)
ARIA	1.0000	0.0000
SANGUE	58.2636	2.54485
OSSO CORTICALE COMPATTO	11.3809	0.394318
OSSO SPUGNOSO	5.2969	0.0955394
MATERIA GRIGIA	48.9115	1.80778
MATERIA BIANCA	36.1666	1.21499
CARTILAGINE	38.7702	1.75589
CERVELLETTO	44.8041	2.10148
FLUIDO CEREBROSPINALE	66.2433	3.45785
CORNEA	51.6149	2.29544
DURA	42.0350	1.6677
OCCHIO	52.6278	2.03319
GRASSO	5.2801	0.104522
MUSCOLO	52.7295	1.73879
NERVI	30.1454	1.08859
PELLE SECCA	38.0066	1.46384
GHIANDOLE	57.5508	2.1676
LINGUA	52.6278	1.80266

Figura 3.1.3

3.3 Il monopolo

Il tipo di antenna usata è a monopolo. Essa è composta da un solo elemento verticale la cui lunghezza è pari a 1/4 della lunghezza d'onda del segnale da trasmettere e, a differenza di un'antenna a dipolo ha bisogno di un piano riflettente in modo da risultare o per il trasmettitore o per il ricevitore come un elemento doppio; nel nostro caso il piano riflettente sarà una delle pareti metalliche della scatola che genera l'ambiente riverberante.

La potenza irradiata è metà del dipolo equivalente. Il monopolo è orientato lungo z, disposto in modo asimmetrico sul coperchio della scatola.

4. Permittività dielettrica dei tessuti

4.1 Introduzione

Le proprietà elettriche dei tessuti non eccitabili sono importanti per un gran numero di fenomeni bioelettrici; esse determinano i cammini del flusso della corrente attraverso il corpo umano.

Uno degli ambiti di indagine in cui è necessaria un'approfondita conoscenza delle proprietà elettriche dei tessuti biologici è la dosimetria elettromagnetica in cui si effettuano simulazioni di esposizioni a sorgenti elettromagnetiche per il calcolo dei campi interni delle strutture biologiche attraverso l'utilizzo di modelli anatomici ad alta risoluzione; ai tessuti vengono assegnate le relative proprietà elettriche per tutte le frequenze alle quali è esposto il modello.

4.2 Permittività

Le proprietà elettriche dei tessuti possono essere descritte in termini di permittività dielettrica complessa di un materiale dielettrico con perdite.

Come punto di partenza definiamo quindi la permittività dielettrica relativa complessa efficace

$$\varepsilon_{r,eff}^*(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j \left(\varepsilon_r''(\omega) + \frac{\sigma_{dc}}{\omega \varepsilon_0} \right) = \varepsilon_r'(\omega) - j \left(\frac{\sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc}}{\omega \varepsilon_0} \right)$$

La conducibilità elettrica del mezzo è invece definita come:

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

L'equazione risulta formata da due termini, il primo in alternata dovuto a perdite per il rilassamento dielettrico e il secondo in continua che rappresenta la conducibilità ohmica. La permittività di un tessuto è inversamente proporzionale alla frequenza quindi in caso di aumento di frequenza la curva di permittività di un tessuto decresce mostrando almeno tre ginocchi all'aumentare della frequenza:

1. Rilassamento α ;
2. Rilassamento β ;
3. Rilassamento γ ;

Ogni rilassamento è caratterizzato da una propria costante di tempo τ .

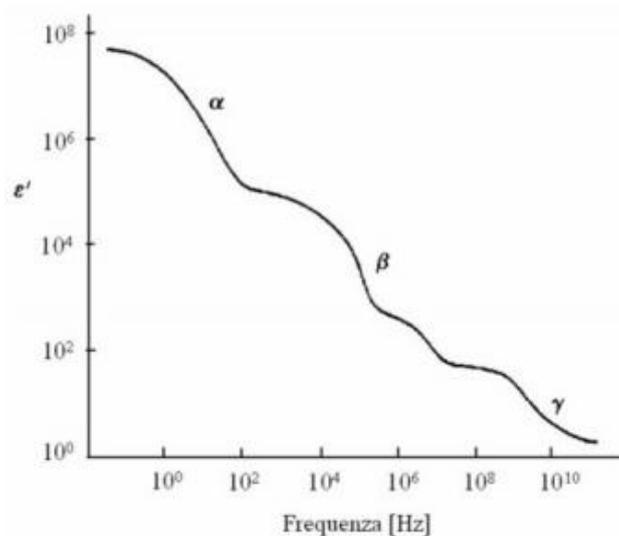


Figura 4.2.1

La costante di tempo τ rappresenta la costante di tempo relativa al meccanismo di polarizzazione e viene detto di rilassamento dielettrico.

Ognuno di questi tempi caratteristici può essere posto in relazione ad un modello che preveda l'espressione di Debye per la permittività relativa complessa:

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

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

La complessità della struttura e della composizione dei tessuti biologici è tale che ogni regione dispersiva può essere estesa da molteplici fattori. Questa estensione può essere osservata introducendo un parametro di distribuzione α , utilizzato per modificare l'espressione di Debye secondo l'equazione di Cole-Cole.

Lo spettro di un tessuto può essere più appropriatamente descritto in termini di rilassamenti multipli di tipo Cole-Cole

$$\varepsilon_r^* \text{ eff } (\omega) = \varepsilon_\infty + \sum_n \frac{\Delta\varepsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{(1-\alpha_n)}} + \frac{\sigma_{dc}}{j\omega\varepsilon_0}$$

dove l'entità della dispersione è descritta dalla grandezza $\Delta\varepsilon = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$. **[7-8]**

5. Simulazioni FDTD

Nelle simulazioni FDTD si procede sempre alla caratterizzazione in celle, la griglia FDTD che ne risulta è uniforme, in questo caso la cella elementare ha volume pari a $1.1 \times 1.1 \times 1.4 \text{ mm}^3$, rispettivamente lungo gli assi cartesiani X, Y e Z. Nelle simulazioni che si andranno ad effettuare il segnale in input è una sinusoide modulata da un impulso gaussiano centrata in 2.45 GHz.

Per le prime due simulazioni, una diretta e una inversa, abbiamo alterato la costante dielettrica dei tessuti annullando le perdite per lasciare inalterati i vantaggi introdotti dall'ambiente riverberante e per non attenuare il segnale in profondità.

Per la prima simulazione siamo riusciti a focalizzare bene. (figura 4.1) Per la seconda, riusciamo a focalizzare eliminando le perdite nella testa perché aggiungendo perdite diminuirebbero le riflessioni e non sarebbe possibile vedere chiaramente la focalizzazione; questo perché per un punto in profondità le perdite attenuano i campi. Noi avevamo scelto un punto in cui si aveva un campo minimo per vedere se fosse possibile, anche in questo caso ostile, innalzare bene il campo. I punti caldi rimangono tra osso e materia grigia in quanto questi presentano diversa ϵ_r , essendo più bassa quella dell'osso e più alta quella della materia grigia (figura 4.2). La condizione all'interfaccia tra due mezzi diversi conserva la componente normale del vettore spostamento elettrico \mathbf{D} , quindi si ha un campo elettrico \mathbf{E} , maggiore dove la costante dielettrica ϵ_r è minore.

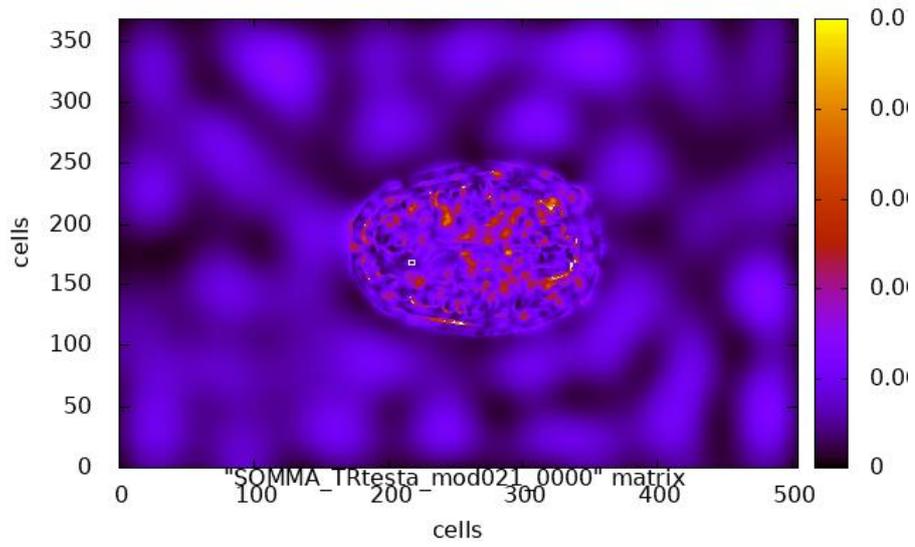


Figura 5.1

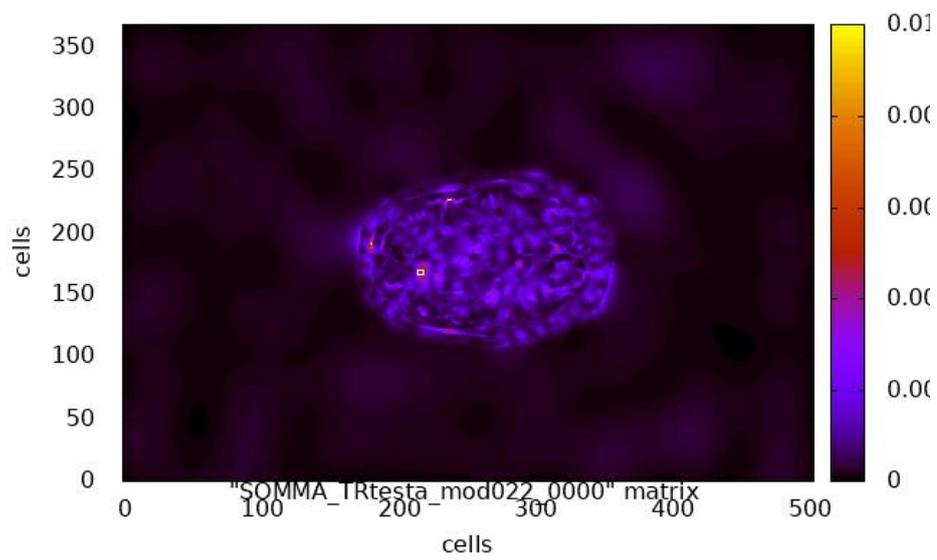


Figura 5.2

Per quanto riguarda le due simulazioni successive sono state utilizzate la stessa frequenza e la stessa costante dielettrica ma con conducibilità pari ad un millesimo rispetto a quella del tessuto. Si tratta in entrambi i casi di simulazioni dirette in cui sono presenti ancora dei punti caldi e si riesce a portare il campo dove prima non c'era (figura 4.3) (figura 4.4).

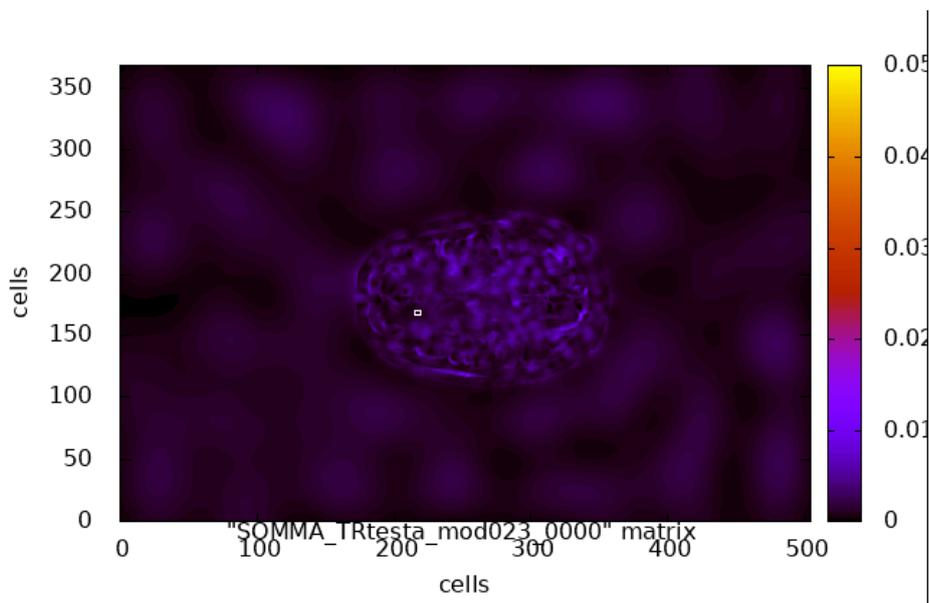


Figura 5.3

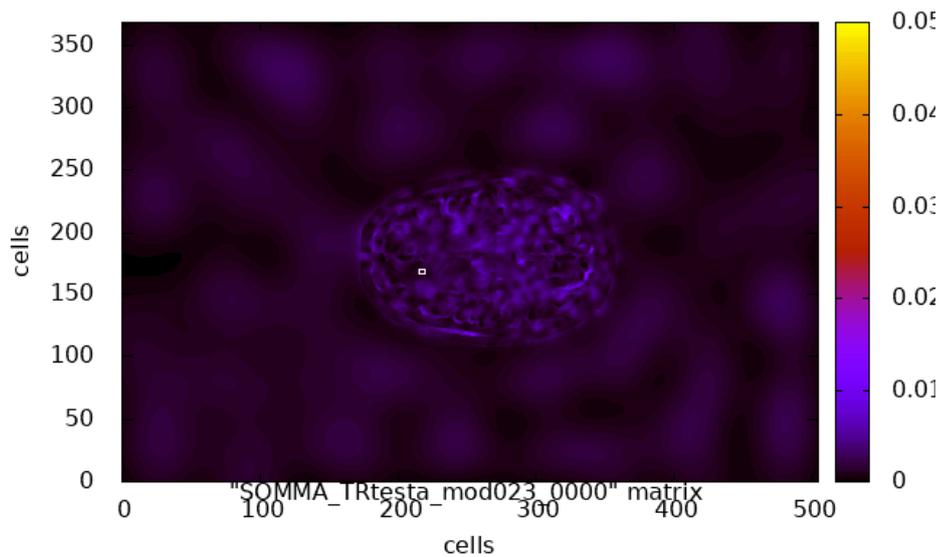


Figura 5.4

Per le ultime due simulazioni sono state utilizzate sempre la stessa frequenza e lo stesso dielettrico ma con conducibilità pari ad un centesimo rispetto a quella del tessuto. È stata quindi effettuata una rimodulazione della scala e del valore dei campi. In questo caso non si avrà un punto caldo e si risentirà l'effetto delle perdite reali (figura 4.5) (figura 4.6).

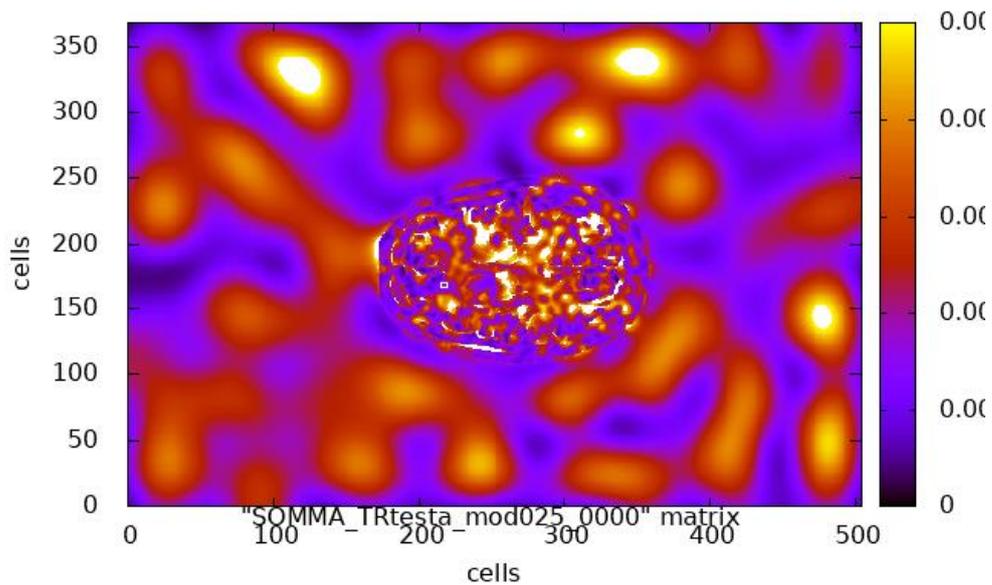


Figura 5.5

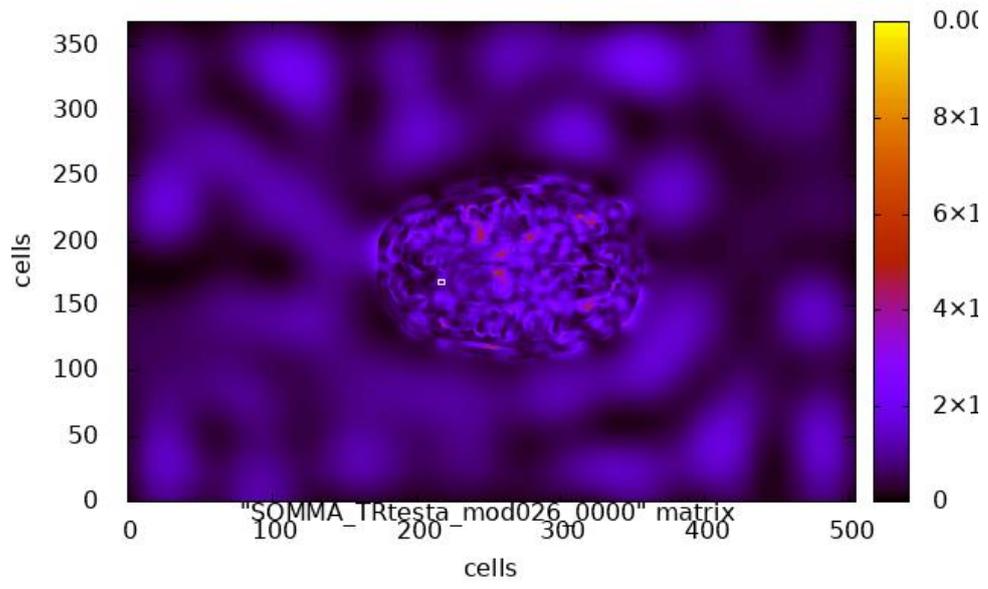


Figura 5.6

Conclusioni

Dai risultati delle simulazioni possiamo notare che con conducibilità pari ad un centesimo rispetto a quella del tessuto si hanno difficoltà nel focalizzare all'interno della testa, mentre con conducibilità pari ad un millesimo rispetto a quella reale si riusciva a focalizzare abbastanza bene.

Sono due le possibili soluzioni:

- Aumentare le dimensioni dell'ambiente riverberante in cui si trova la testa
- Diminuire le frequenze di lavoro in modo da ottenere perdite minori e di conseguenza una migliore focalizzazione

Tutto questo però porterebbe ad avere un aumento troppo elevato del dominio di calcolo e allargherebbe la focalizzazione a una zona troppo ampia.

Bibliografia

- [1] Allen Taflov and Susan C. Hagness, "Computational Electrodynamics", the finite difference time domain method, second edition
- [2] Reversal of Electromagnetic Waves and Telecommunication, G. Lerosey, J. de Rosny, A. Tourin, A. Derode, G. Montaldo and M. Fink and Mrinal K. Sen
- [3] The Chaotic Time-Reversal Sensor, University of Maryland
- [4] Time Reversing Waves For Biomedical Applications Unique Applications of Time-Reversed, Electromagnetic Waves. Steven M. Anlage, Physics and ECE Departments, University of Maryland
- [5] NIST Technical Note 1506, Electromagnetic theory of reverberation chambers by Hill, D. A. (David A.)
- [6] Caratterizzazione elettromagnetica della testa umana per simulazioni FDTD, Alessandro Gravina, UNIVPM
- [7] Schwan H. P., Electrical properties of tissue and cells suspensions, Adv. Biol. Med. Phys. 5 (1957) 147- 209.
- [8] Francesco Carpi, Danilo De Rossi, "Fenomeni Bioelettrici"

