



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione

**Analisi numerica e sperimentale di corpi biologici in
ambienti riverberanti per la focalizzazione della radiazione
elettromagnetica**

*Numerical and experimental analysis of biological bodies in reverberant
environments for the focusing of electromagnetic radiation*

Relatore:

Prof. **Valter Mariani Primiani**

Tesi di Laurea di:

Monica Paparelli

Correlatore:

Prof. **Franco Moglie**

Anno Accademico 2019/2020

INDICE

Introduzione.	3
1. Algoritmo <i>Finite-Difference Time-Domain</i>.	5
1.1. Algoritmo di Yee.	6
1.2. Condizioni di contorno.	8
2. Time reversal.	10
2.1. Principio di funzionamento.	10
2.2. Ambiente riverberante.	12
3. Geometria della simulazione.	13
3.1. Modello della testa.	14
3.2. Monopolo.	17
3.3. Tipo di segnale.	18
4. Risultati delle simulazioni.	18
5. Conclusione.	28
6. Bibliografia.	29

Introduzione

Lo studio dell'interazione tra i campi elettromagnetici ed il corpo umano, si è rivelato da pochi anni molto utile nel campo della medicina.

Sebbene in un primo momento l'esposizione del corpo ad onde elettromagnetiche implicasse solo effetti più o meno nocivi a seconda delle frequenze delle onde e dall'intensità del campo elettromagnetico, la natura non ionizzante dei campi elettromagnetici, la loro capacità di penetrare la materia, e la specificità delle proprietà elettromagnetiche dei diversi tessuti umani (anche in dipendenza del loro stato patologico) ha dato l'impulso allo sviluppo di nuove metodologie diagnostiche e terapeutiche, che possano affiancarsi a quelle correntemente in uso, al fine di migliorare la qualità (e la precocità) delle diagnosi o contribuire al più efficace trattamento di determinate patologie.

Tra le diverse tecniche diagnostiche e terapeutiche possiamo citare: la risonanza magnetica e l'ipertermia a microonde. La prima è una tecnica di imaging che ci permette di avere un'immagine abbastanza dettagliata dei tessuti non visibili (organi, ossa etc..), il corpo viene sottoposto ad un campo magnetico (0,5-1,5-3 T) e da impulsi a radiofrequenza sfruttando la capacità di captare i segnali emessi dagli atomi di idrogeno (che compongono l'acqua e sono quindi presenti in abbondanza

nei tessuti del corpo) quando questi sono sottoposti a un campo magnetico. Invece l'ipertermia a microonde sfrutta la capacità di queste onde che vanno dai 3 GHz ai 300 GHz di riscaldare i tessuti umani. Infatti, mediante la focalizzazione dell'energia del campo a microonde nella regione di interesse si possono eliminare i tessuti tumorali senza danneggiare il tessuto sano circostante. Ad oggi la focalizzazione dei campi elettromagnetici resta un potenziale in sviluppo nel campo medico, quindi di fondamentale interesse è analizzare ed osservare come i diversi tessuti o componenti del corpo umano focalizzano le onde elettromagnetiche. Perciò in questa tesi analizzeremo, tramite simulazioni FDTD, come la testa posta in un ambiente riverberante focalizza un impulso centrato a 2,45 GHz sfruttando la tecnica del time-reversal.

1. Algoritmo *Finite-Difference Time-Domain*

Elettromagnetismo computazionale è il processo di modellare l'interazione dei campi elettromagnetici con oggetti fisici e l'ambiente. La tecnica FDTD ci permette di studiare il campo elettromagnetico in regioni contenenti degli ostacoli, nelle quali si vogliono studiare fenomeni di diffrazione. Questo metodo di calcolo ci permette di realizzare algoritmi per le simulazioni di fenomeni elettromagnetici complessi anche in presenza di mezzi non lineari, non omogenei e anisotropi. Questo è uno dei tanti vantaggi che portano al suo utilizzo a dispetto delle altre tecniche esistenti per la risoluzione delle equazioni di Maxwell:

- Il metodo con cui il campo viene modellato è relativamente semplice e risulta dunque abbastanza intuitivo;
- La tecnica FDTD è molto accurata e robusta: si conoscono bene tutte le possibili fonti di errore ed è dunque nelle facoltà di chi vuole utilizzarla porre dei bounds ad esso, in modo da avere dei modelli molto accurati per una grande varietà di problemi.
- Trattandosi di un metodo nel dominio del tempo è possibile ottenere soluzioni per sistemi a banda larga con una singola simulazione, non serve dunque effettuare ripetute prove a varie frequenze.
- Dato che campo elettrico e magnetico vengono calcolati istante per istante è possibile seguire passo passo la loro

evoluzione nel tempo, prima di giungere ad una situazione di stazionarietà.

- Grazie alla suddivisione dello spazio in piccoli cubi è possibile specificare per ognuno di essi le caratteristiche del materiale che lo costituisce, in modo da avere una riproduzione fedele dello spazio di interesse del problema. Ovviamente più piccole sono le celle, più i risultati ottenuti saranno precisi, il tutto a scapito di costi computazionali ovviamente non indifferenti.^[1]

1.1 Algoritmo di Yee

Questo metodo viene introdotto per la prima volta da Kane S. Yee nel 1966 e viene sviluppato in seguito nel 1980 da Tafloye che coniò l'acronimo FDTD e ha pubblicato i primi modelli FDTD convalidati di penetrazione sinusoidale di onde elettromagnetiche stazionarie in una cavità metallica tridimensionale. È un metodo numerico che consente di calcolare il campo in un corpo scomposto in un reticolo di cellette elementari all'interno delle quali si suppongono costanti le componenti del campo. Viene infatti operata la discretizzazione della regione di analisi tramite celle elementari dette celle di Yee e del tempo considerando degli intervalli $t=n\delta t$. A questo punto si discretizzano le equazioni Maxwell nel dominio del tempo sostituendo ad ogni derivata il corrispondente rapporto

incrementale. Nel caso in esame prendiamo in considerazione il rapporto incrementale centrato:

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

sviluppato con Taylor diventa:

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

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

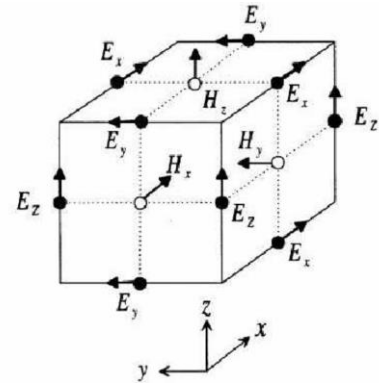
Sottraendo le due espansioni il termine di secondo ordine si elimina e quindi l'errore che si commette trascurando il termine di terzo ordine è $o(\Delta x^2)$.

Quindi data la funzione F di variabili x, y, z, t continue è rappresentata come:

$$F(i\delta x, j\delta y, k\delta x, n\delta t) = F^n(i, j, k)$$

in cui i, j, k è la tripla ordinata che descrive ogni punto del dominio spaziale e le rispettive δ rappresentano gli incrementi spaziali nelle rispettive direzioni coordinate e δt rappresenta l'incremento temporale.

Nella configurazione di Yee il campo elettrico è posto al centro di ciascuno spigolo mentre la componente di campo magnetico al centro di ogni faccia (figura 1)



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

Figura 1. Cella di Yee ed equazione di una componente

Per cui essendo noti i valori in input del campo elettrico e magnetico, l'output della simulazione è solitamente il campo E o H in un punto o in una serie di punti all'interno del dominio computazionale.[2]

1.2 Condizioni di assorbimento

Come è stato descritto nel capitolo precedente questo algoritmo calcola il campo elettromagnetico all'interno di una regione spaziale compatta, il problema nasce nel momento in cui andiamo a studiare un mezzo in un ambiente aperto in cui bisogna considerare la propagazione e l'irradiazione del campo lontano. Infatti, se delimito le dimensioni di analisi in un certo spazio e non calcolo le componenti di campo all'esterno è come se considerassi delle componenti di campo nulle al di fuori dello spazio di analisi; è l'equivalente di mettere ai bordi del dominio delle pareti elettriche perfette e quindi avere una riflessione totale. Dovrò quindi imporre determinate condizioni al contorno in modo tale da simulare la propagazione nello spazio libero. Per

risolvere questo aspetto del modello FDTD ricorriamo a diverse tecniche di troncamento della griglia, la prima fu ipotizzata da Mur nel 1981 ABCs (*Absorbing Boundary Conditions*) e successivamente rielaborata da Liao e i suoi colleghi, essi cercarono tramite l'equazione d'onda di d'Alambert di trovare delle equazioni che stimassero il più fedelmente possibile queste componenti incognite. Fu in seguito il fisico francese Jean-Pierre Berenger, nel 1994 a stravolgere le teorie fino ad allora adottate grazie al suo *Perfectly Matched Layer*, noto anche come PML. A differenza di tutti gli altri Berenger pensò alla superficie esterna del dominio computazionale come ad una parete con coefficiente di riflessione nullo a tutte le frequenze e per qualsiasi polarizzazione delle onde incidenti (per avere un'idea a livello fisico di che cosa si tratti è sufficiente paragonare le pareti del dominio computazionale d'interesse a quelle di una camera anecoica).

Nelle simulazioni presentate nella tesi questo problema viene risolto ponendo il campo elettrico tangente delle celle confinanti uguale a 0, poiché le pareti metalliche della scatola riflettono totalmente l'onda.^[3]

2. Time Reversal

La tecnica del TR viene introdotta per la prima volta per studiare la focalizzazione di onde acustiche, ad oggi questo tipo di segnale viene ampiamente utilizzato nel campo

dell'elettromagnetismo e della comunicazione. L'inversione temporale vede miglior prestazione in ambienti riverberanti, in cui l'onda può propagarsi da due punti tramite percorsi multipli, inoltre attraversando mezzi più o meno disomogenei, dispersivi o riverberanti. Questa tecnica, quindi, sfrutta il principio di reciprocità dell'onda per cui quest'ultima si ripropaga attraverso il mezzo e infine si rifocalizza nella posizione iniziale della sorgente (focalizzazione spaziale) e recupera la sua durata originale (tempo compressione). Questa tecnica ci permette di compensare i riverberi che sono causati dalla differenza di tempo di viaggio correlati a percorsi diversi.^[4]

2.1 Principio di funzionamento

Se consideriamo l'equazione d'onda in un dominio senza sorgente,

$$\nabla^2\Psi - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2\Psi}{\partial t^2} = 0$$

la derivata seconda della funzione Ψ ha soluzioni sia per $\Psi(r, t)$ e $\Psi(r, -t)$ poiché:

$$\frac{\partial^2\Psi(r, -t)}{\partial t^2} = \frac{\partial^2\Psi(r, t)}{\partial t^2}$$

Dal punto di vista macroscopico le equazioni d'onda solitamente includono anche il fattore dissipazione che distrugge il *Time Reversal Invariance*, trascurabile per piccole dissipazioni.

Per evitare distorsioni che possano distorcere il segnale si usano degli specchi di inversione temporale. Nella figura 2.1.1 osserviamo una rappresentazione del *Ray-Chaos-enabled Single-Channel Time Reversal Mirror*.

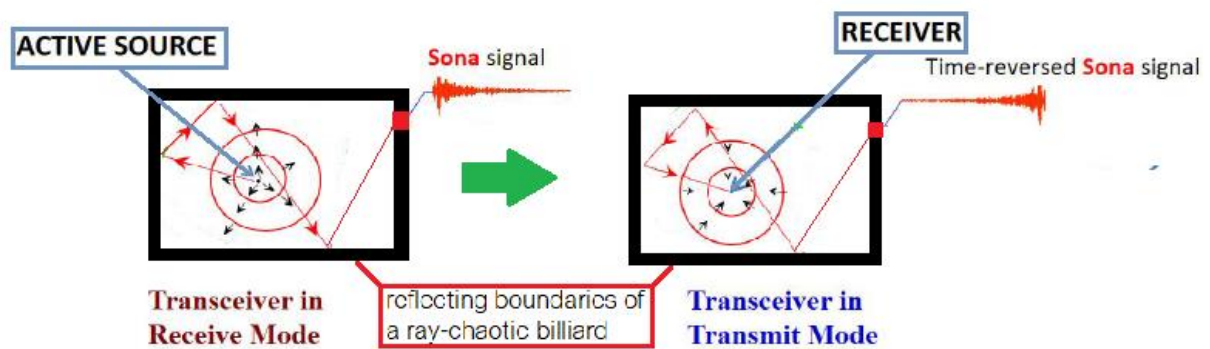


Figura 2.1.1

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.^[5]

Nel caso in cui all'interno della cavità non si ha una sorgente attiva ma un oggetto passivo non lineare il segnale subisce una traslazione in frequenza, nonostante ciò, ma si può ottenere comunque una focalizzazione dell'energia, possiamo dunque ricostruire il segnale invertito (figura 2.1.2).^[6]

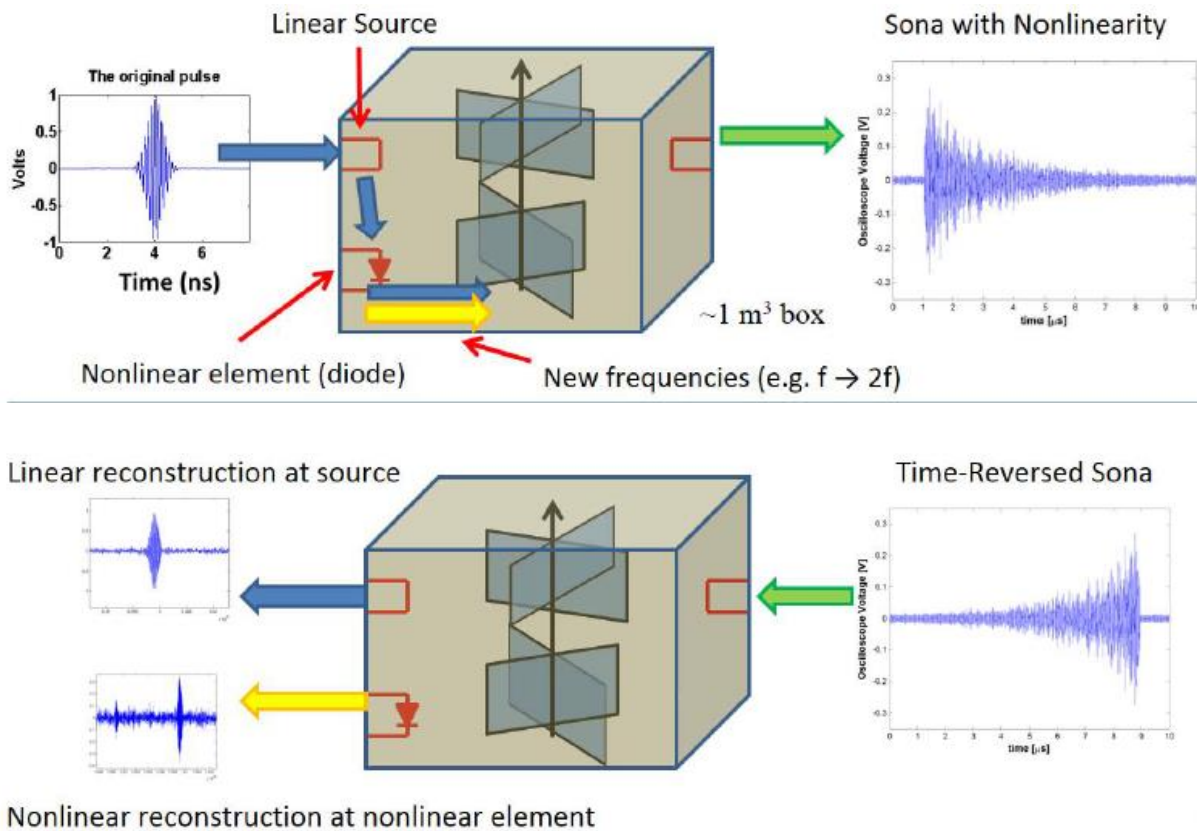


Figura 2.1.2

2.2 Ambiente riverberante

Possiamo definire un ambiente riverberante uno spazio caratterizzato da molteplici riflessioni di un segnale sia esso acustico o di tipo elettromagnetico. L'ambiente caotico ottimizza la tecnica TR, di conseguenza migliora la focalizzazione del segnale. Per definire un ambiente come tale deve avere un numero di modi di risonanza superiore a 60. Per ottenere questo valore bisogna conoscere le dimensioni della stanza e la frequenza di risonanza dei modi nella cavità rettangolare (figura 2.2.1).

Nella formula c è la velocità della luce a , b e d le dimensioni della cavità e m , n e p gli indici di risonanza ovvero indicano rispettivamente il modo assiale, tangenziale e obliquo.

$$f_{mnp} = \frac{c}{2} \sqrt{\left(\frac{m}{a}\right)^2 + \left(\frac{n}{b}\right)^2 + \left(\frac{p}{d}\right)^2}$$

Trattandosi di una cavità rettangolare non bisogna mettere contemporaneamente due indici nulli.

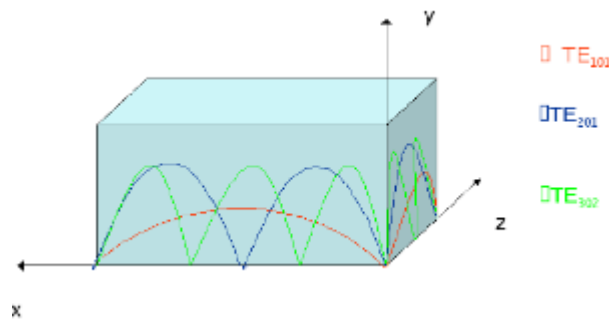


Figura 2.2.1

La formula empirica del numero modi che risuonano ad una certa frequenza è:

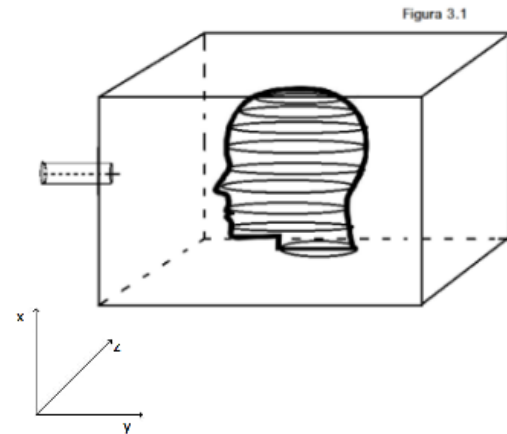
$$N = \frac{8\pi}{3} V \left(\frac{f}{c}\right)^3 - (a+b+d) \left(\frac{f}{c}\right) + \frac{1}{2}$$

dove V è il volume della stanza.

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. [7]

3. Geometria della simulazione

In questo capitolo analizziamo i componenti della simulazione, le loro dimensioni e la loro collocazione nello spazio: il modello della testa, l'antenna a monopolo e il tipo di segnale. Questi elementi sono collocati in un contenitore metallico come mostrato nella figura 3.1.



3.1 Modello della testa

Il modello usato per la testa è lo stesso che è stato presentato da Alessandro Gravina in *“Caratterizzazione elettromagnetica della testa umana per simulazioni FDTD”*. Il modello creato tiene conto della posizione relativa, dell’orientamento relativo e della proprietà elettrica dei tessuti contenuti nella testa. 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”. 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	ASCII	Tissue Type \ Paramete	ef	del1	tau1 (ps)	alf1	del2	tau2 (ms)	alf2	sig	del3	tau3 (us)	alf3	del4	tau4 (ms)	alf4
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	121	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 fab(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,lacrim 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,superior saggittal sinus,sinusese(mouth cavity)	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 tramite un programma chiamato Para View. Ciò è stato possibile caricando correttamente il file su Para View ed indicando al software chi tra i, j, k corrisponda agli assi cartesiani X, Y, Z nello spazio ed inoltre indicando anche quale sia lo scalare e applicando dei filtri che facciano in modo di tradurre da “tabella a punti” generando un modello puntuale in uno spazio 3D. La pelle ed il cranio sono stati resi trasparenti in modo da osservare i tessuti interni della testa (figura 3.1.2). Inoltre, altri risultati interessanti possono essere ottenuti tramite altri filtri “bulit-in” del software che permettono anche la generazione di un modello compatto (non puntuale) tramite “Ricampionamento Gaussiano”.^[8]

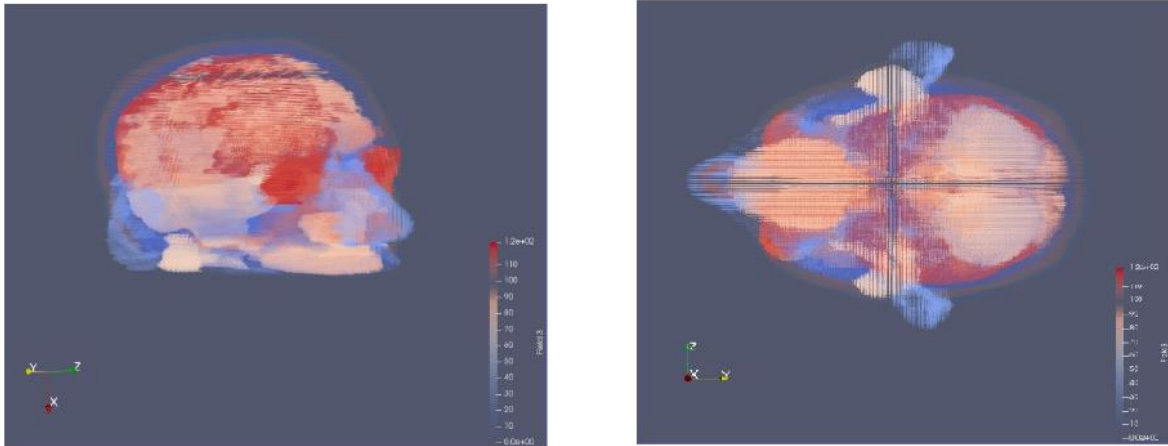


figura 3.1.2

I modello della testa preso in esame, nella griglia ha dimensioni pari a 172, 218, 120 per un totale di 4 499 520 celle. Le distanze testa-parete lungo le tre coordinate x, y, z sono: 108, 153,108. Essendo un modello non omogeneo come già detto si tiene conto di tutte le diverse componenti tessutali che sono caratterizzate da valori individuali di conducibilità.

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. Tabella delle costanti elettriche dei tessuti

3.3 Monopolo

Il tipo di antenna usata è a monopolo. L'antenna verticale è composta da un solo elemento, verticale, la cui lunghezza è pari a $\frac{1}{4}$ della lunghezza d'onda del segnale da trasmettere. A differenza di quella a dipolo, ha bisogno di un piano di terra, cioè di un "piano" riflettente, in modo da risultare per il trasmettitore o per il ricevitore come un elemento doppio, nel nostro caso una delle pareti metalliche della scatola. La potenza irradiata è metà del dipolo equivalente ed è pari a 36.5Ω . Il monopolo è orientato lungo z e nella posizione (80,70,0) celle, quindi è disposto in modo asimmetrico sul coperchio della scatola.

3.4 Tipo di segnale

Il segnale in input è una sinusoide modulata da un impulso gaussiano centrata in 2.45 GHz. La frequenza minima 2.3 e 2.5 GHz, l'onda non è centrata nello 0 ma a $t_0=308 \cdot 10^{-8}$ s e $t_g=1.21 \cdot 10^{-16}$ s. L'andamento dell'onda è descritto dalla funzione $s(t)$:

$$s(t) = \cos(2\pi f_0(t - t_0)) e^{-\frac{(t-t_0)^2}{t_g}} \quad t_g = \frac{12}{[\pi(f_{max} - f_{min})]^2} \quad t_0 = 3\sqrt{t_g}$$

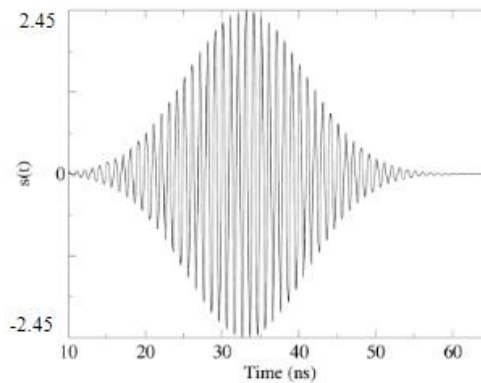


Figura 3.4 Esempio di un segnale impulsivo centrato in 2,45 GHz

4. Risultati simulazione

Come richiesto dall'algoritmo si è partiti dal definire: le dimensioni della griglia $389 \cdot 525 \cdot 337$ per un totale di $68 \cdot 823 \cdot 825$ celle e il passo temporale $\delta t = 2$ ps. Le dimensioni della cella lungo x, y, z corrispondono a 1,1-1,1-1,3 mm.

Inizialmente abbiamo rilevato alle coordinate 45,45,35 il campo elettrico al conseguente segnale impulsivo (figura 4.1)

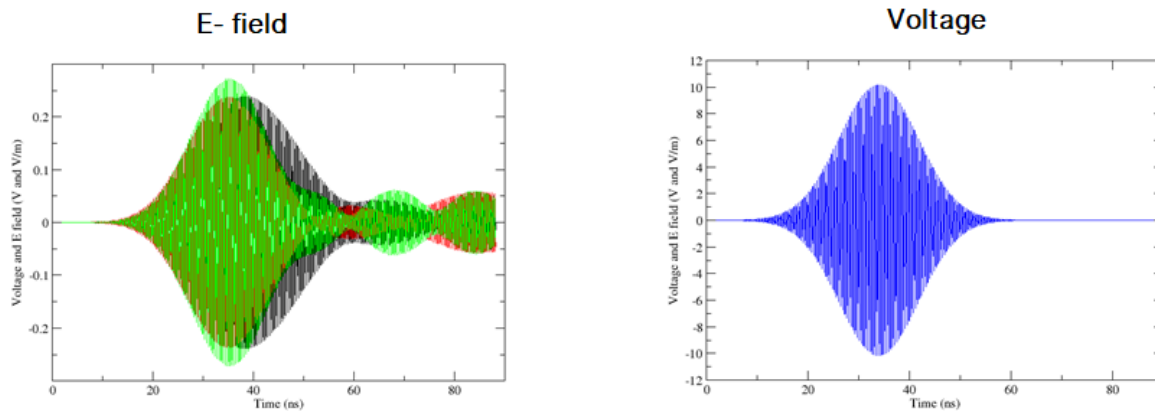


Figura 4.1

Nell'immagine a sinistra abbiamo in verde, rosso e nero le tre componenti del campo elettrico rispettivamente E_z , E_y , E_x . Già si osserva come E_z sia la componente che si avvicina in modo significativo all'andamento del segnale in input seppur con ampiezza minore, questo è dovuto all'orientamento dell'antenna lungo z .

Per il fine della simulazione si è spostato il punto di rilevamento ponendo un array arbitrario con il primo punto corrispondente al centro della testa di coordinate 194,262,128(figura 4.2); inoltre si è mandato in input un segnale della durata di 8-10 volte quella di partenza e si è rielaborato il sona-signal di questo segnale (figura 4.2).

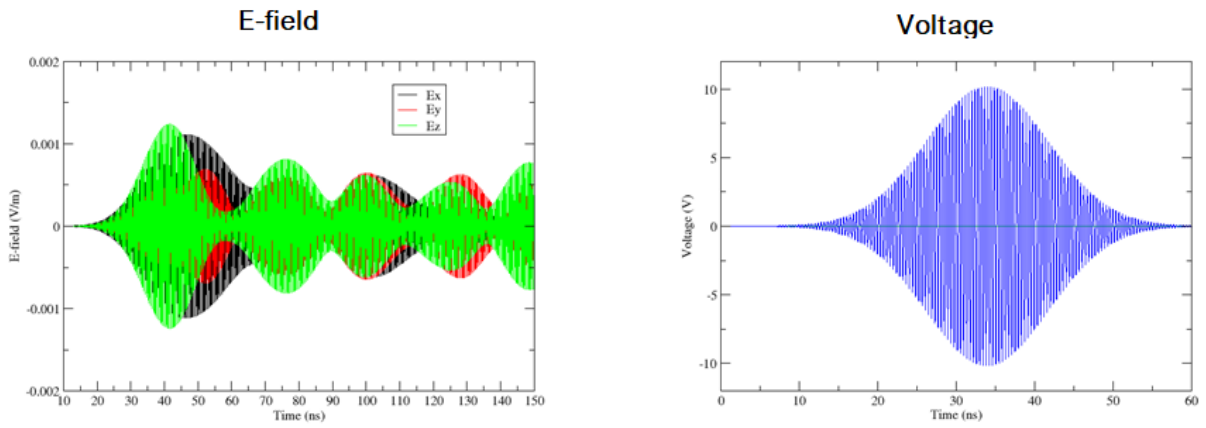


Figura 4.2

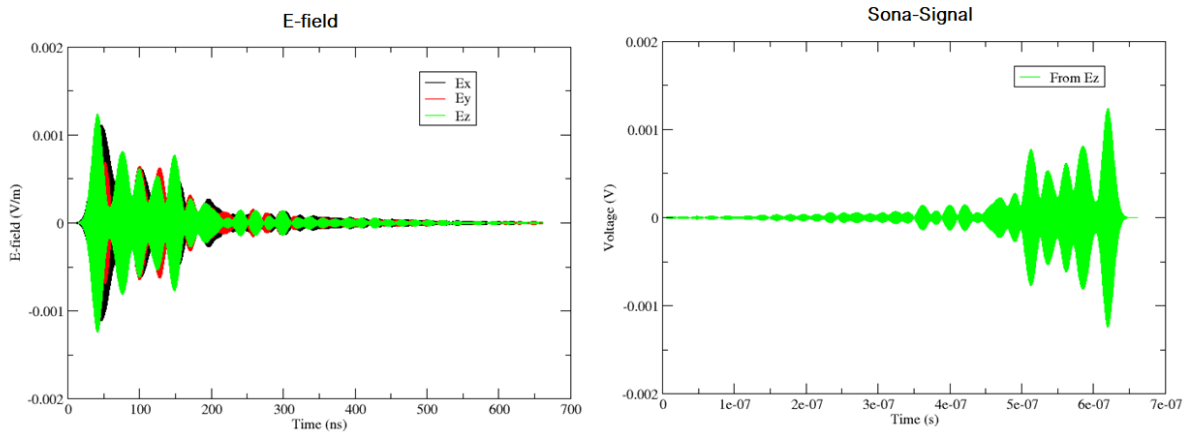


Figura 4.3

Il segnale poi è stato invertito in tutte le sue componenti e confrontato in modo dettagliato con l'impulso originale (in viola).

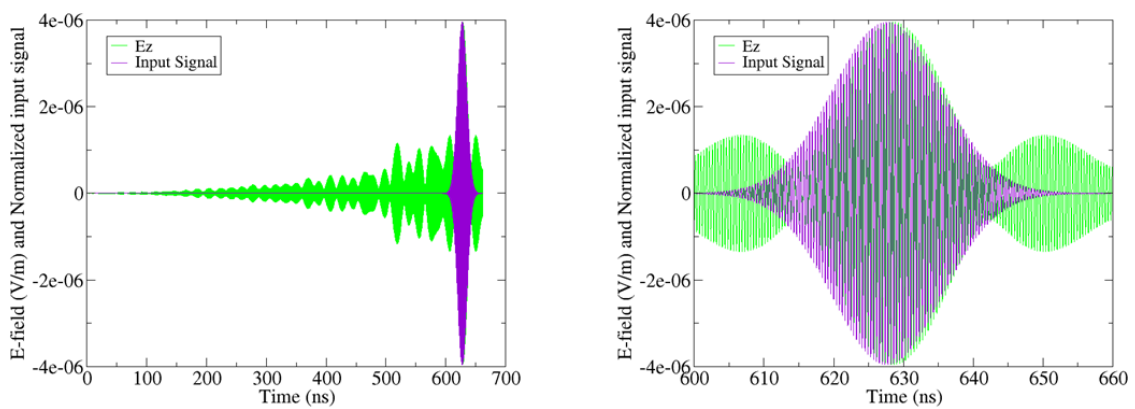


Figura 4.4

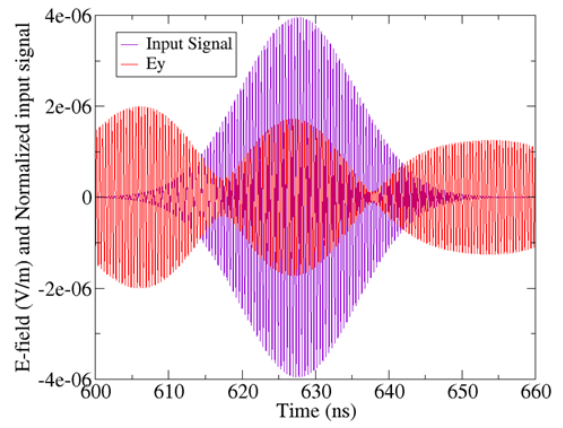
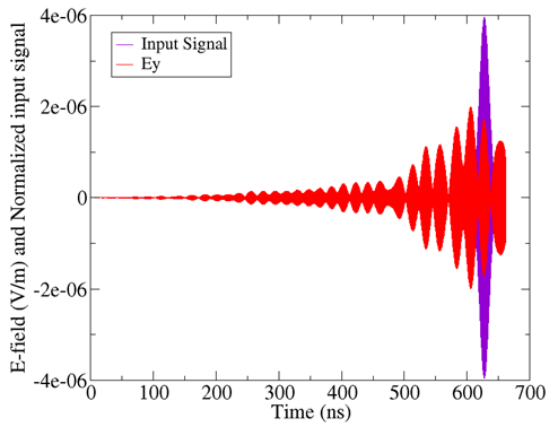


Figura 4.5

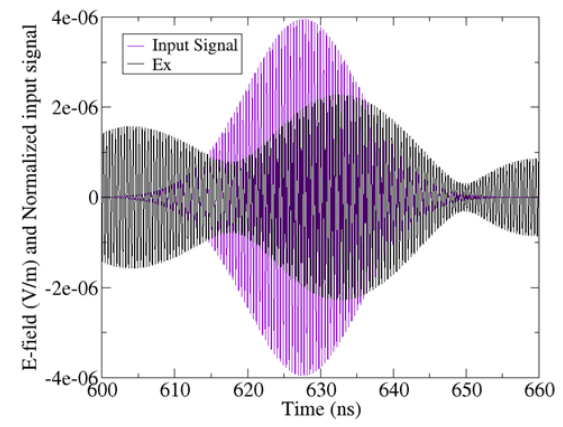
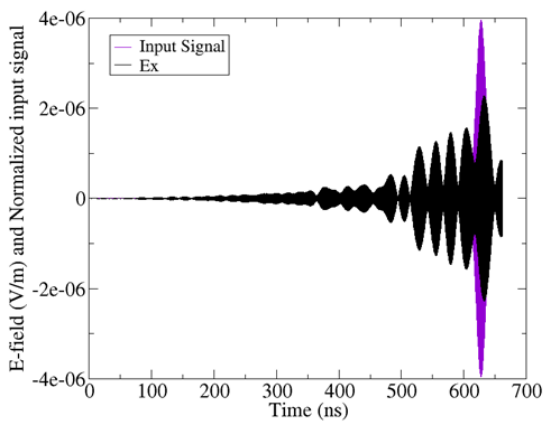


Figura 4.6

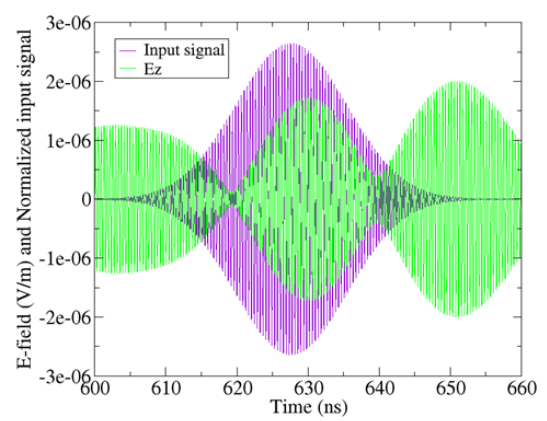
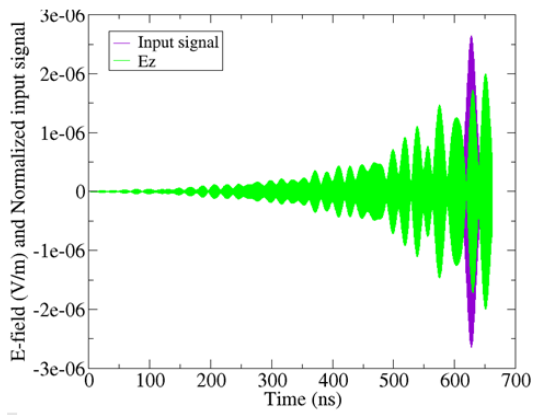


Figura 4.7

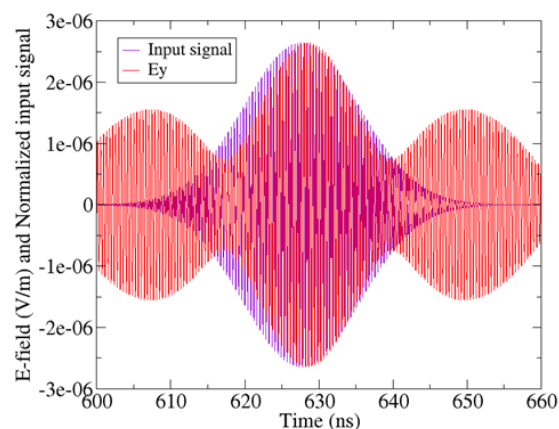
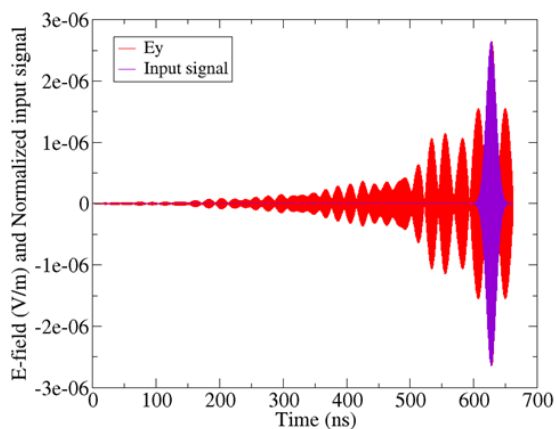


Figura 4.8

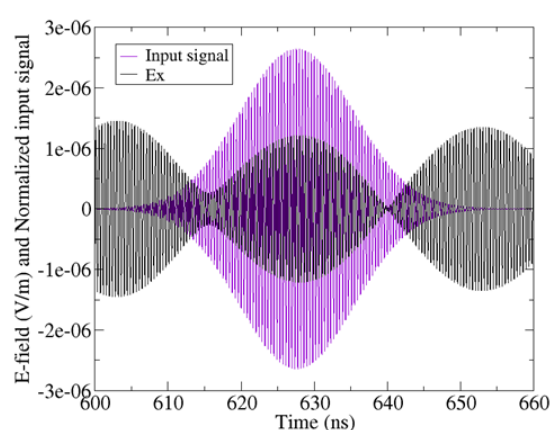
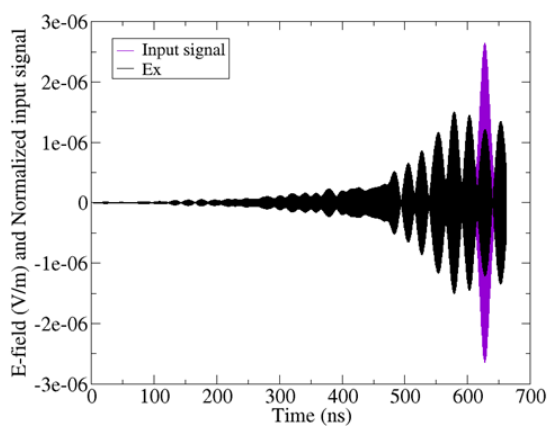


Figura 4.8

Si è mandato in ingresso anche la somma algebrica delle tre componenti del campo (perché siamo nel dominio del tempo e lavoriamo con un segnale oscillante). Nel caso in cui avessimo voluto usare il modulo della somma avremmo dovuto poi introdurre l'oscillazione sinusoidale.

Nella figura 4.9 osserviamo il segnale “somma” confrontato con l'impulso originale:

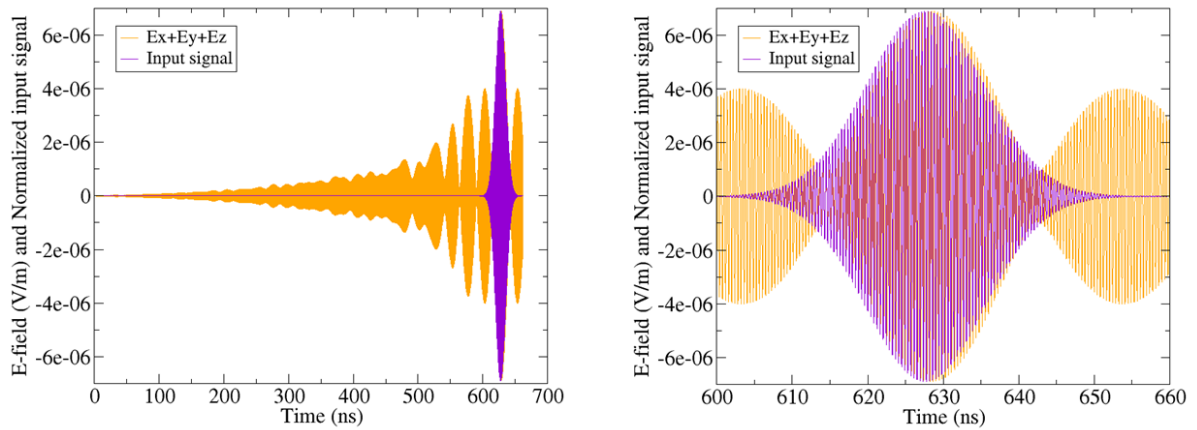


Figura 4.9

Di seguito si osservano i grafici che confrontano il segnale originale(invertito) con il campo lungo le tre coordinate originato dall'ingresso del sona-signal della somma delle tre componenti.

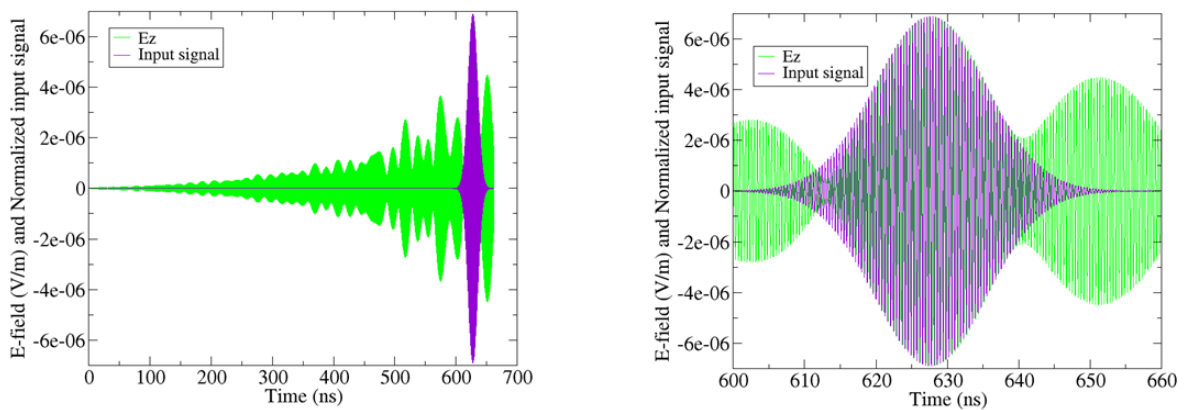


Figura 4.10

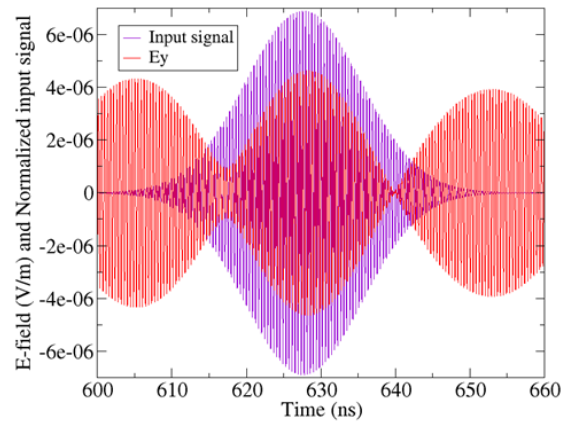
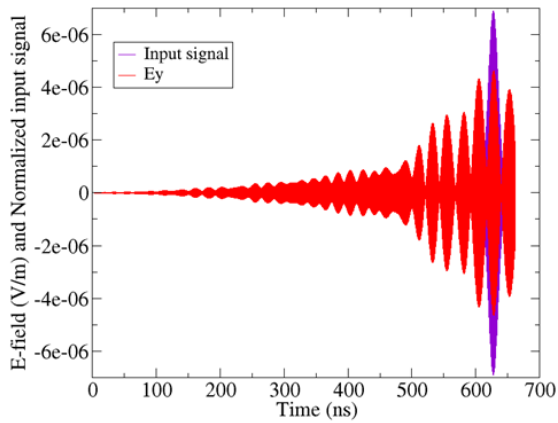


Figura 4.11

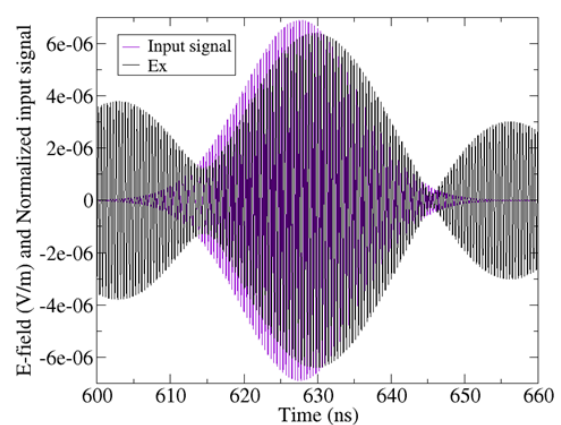
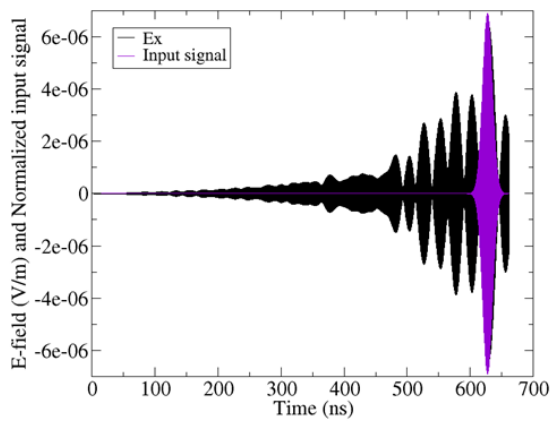


Figura 4.12

Per verificare che l'ampiezza dei lobi laterali sia accettabile, abbiamo condotto delle simulazioni senza la testa ponendo la conducibilità dell'aria pari a $3 \cdot 10^{-4}$ S/m, così da avere delle perdite dovute all'aria e attenuare il segnale.

Come si osserva nei grafici successivi per questa costante l'aria attenua più velocemente il campo rispetto alla simulazione con la testa.

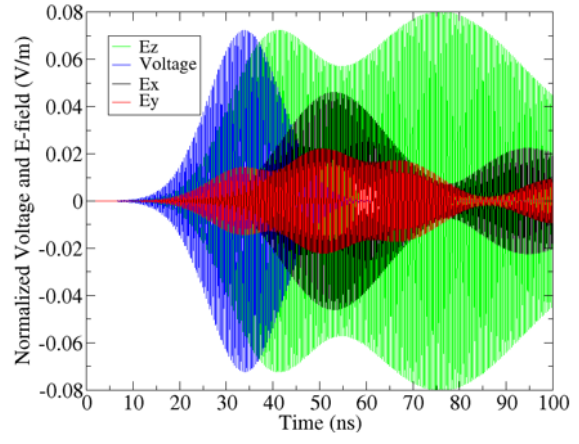
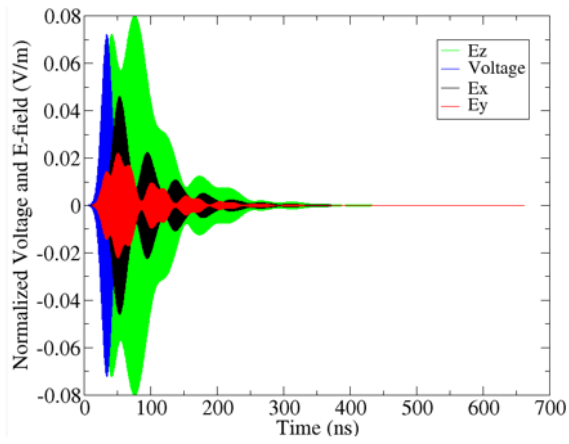


Figura 4.13

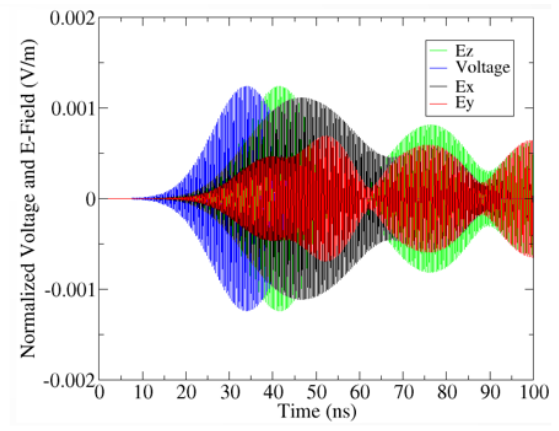
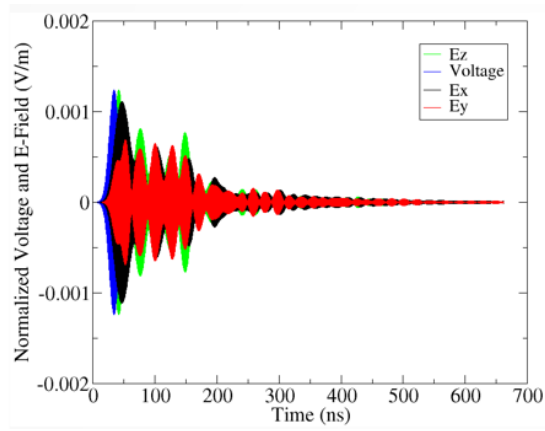


Figura 4.14

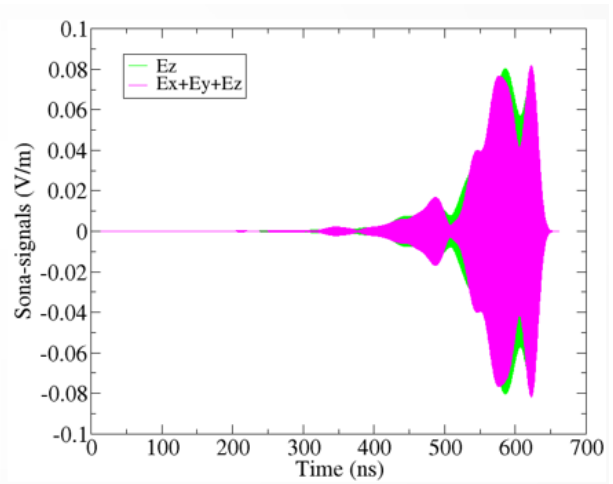
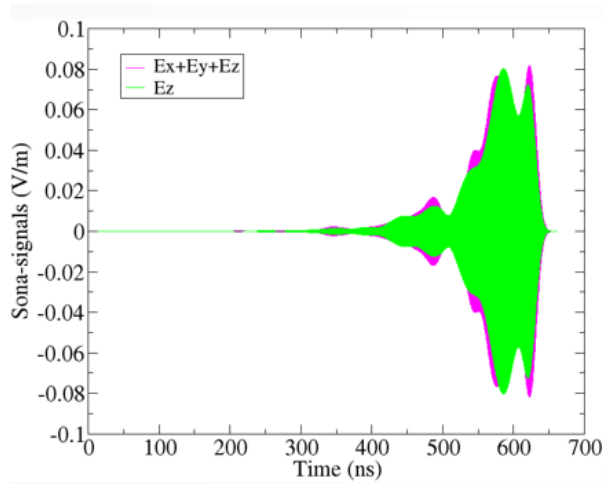


Figura 4.14

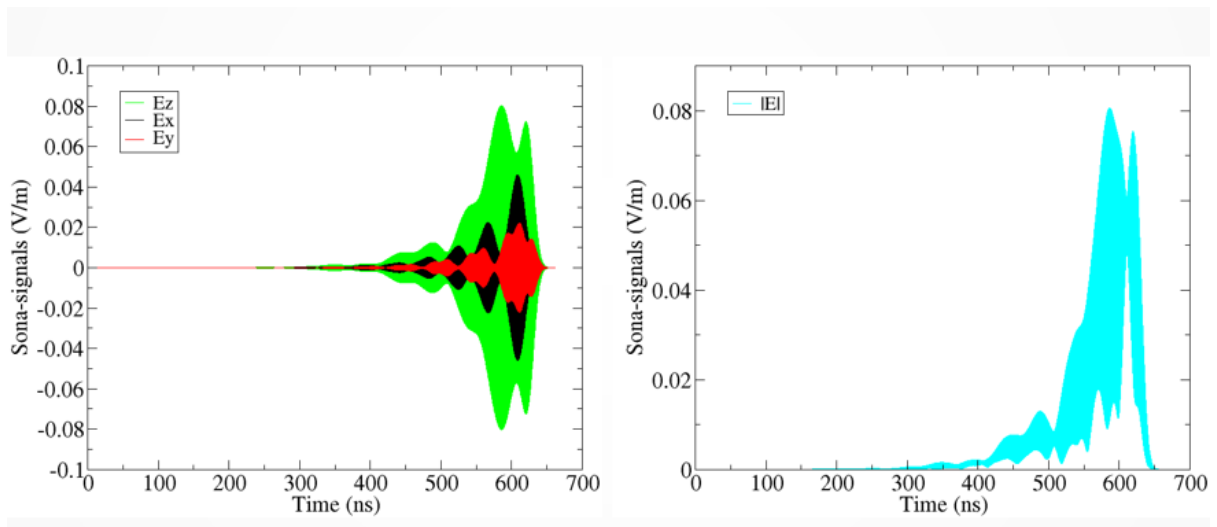


Figura 4.15

La presenza della testa favorisce il mescolamento del segnale, di conseguenza, si ha un ritardo nell'attenuazione del segnale.

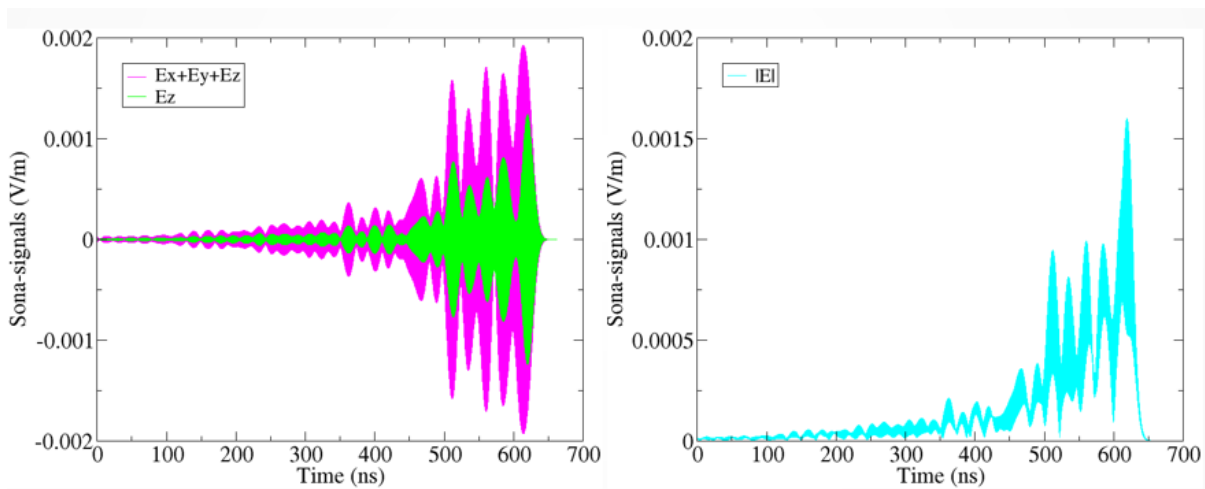


Figura 4.16

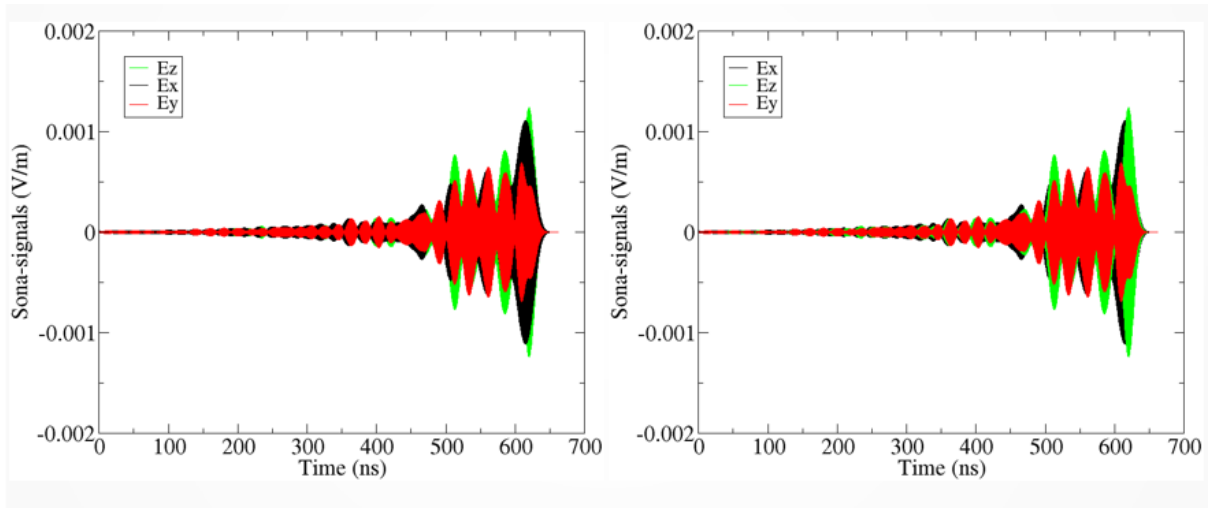


Figura 4.17

Le figure 4.18 e 4.19 sono dei frame dell'evoluzione temporale del modulo di E sul piano z costante contenente il punto dove viene rilevato il segnale.

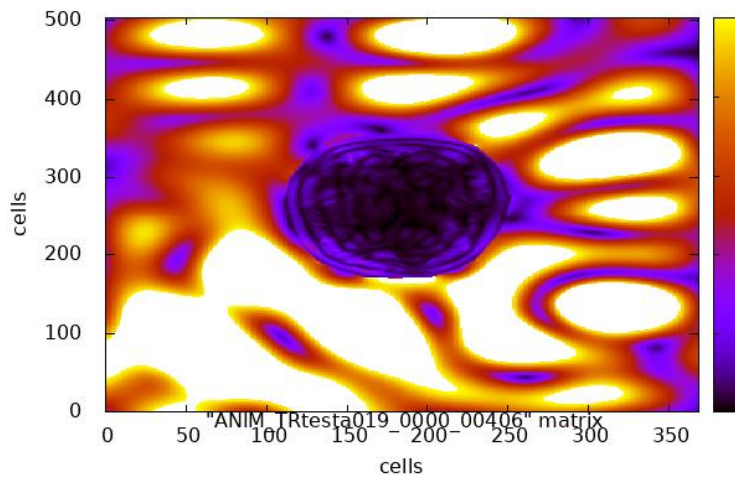


Figura 4.18

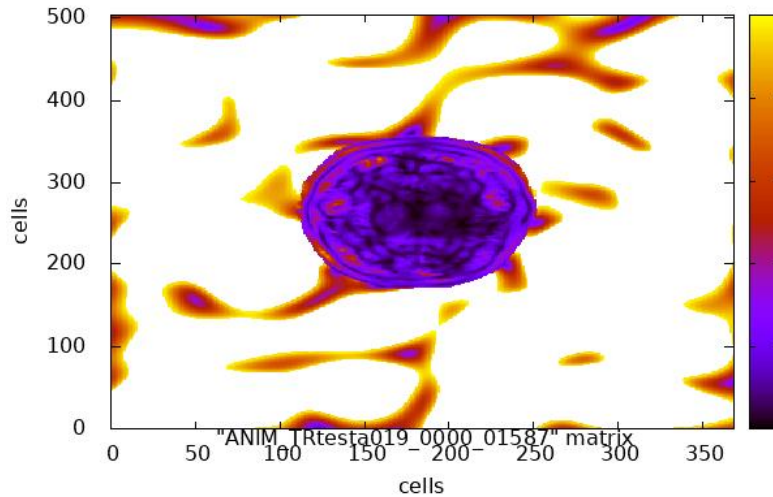


Figura 4.19

Conclusione

Dai grafici possiamo osservare che il segnale lungo z è ricostruito abbastanza bene, le code sono un terzo ($1,25 \mu\text{V}/\text{m}$) del valore massimo ($4 \mu\text{V}/\text{m}$) che corrisponde ad un nono della potenza. Le code del segnale lungo x e y sono più alte arrivano a $2 \mu\text{V}/\text{m}$. La testa attenua troppo il segnale nonostante l'ambiente sia sufficientemente riverberante non riusciamo a focalizzare il campo al centro della testa. Bisognerà spostare il punto di rilevamento all'estremità della testa o usare segnali con frequenze più basse che possano quindi penetrare più in profondità.

Bibliografia

[1] *Elettromagnetic Simulation using the FDTD method*, Dennis M. Sullivan

[2] bioem.diet.uniroma1.it

[3] *Comparisons between the hybrid ABC and the PML method for 2D high-order finite-difference acoustic modeling*, Yang Liu, Liang Ding

[4] *Reversal of Electromagnetic Waves and Telecommunication*, G. Lerosey, J. de Rosny, A. Tourin, A. Derode, G. Montaldo and M. Fink and Mrinal K. Sen

[5] *The Chaotic Time-Reversal Sensor*, University of Maryland

[6] *Time Reversing Waves For Biomedical Applications Unique Applications of Time-Reversed, Electromagnetic Waves*. Steven M. Anlage, Physics and ECE Departments, University of Maryland

[7] *NIST Technical Note 1506, Electromagnetic theory of reverberation chambers* by Hill, D. A. (David A.)

[8] *Caratterizzazione elettromagnetica della testa umana per simulazioni FDTD*, Alessandro Gravina, UNIVPM

