



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**Analisi FDTD dell'accoppiamento tra
dispositivi indossabili e corpo umano**

**FDTD analysis of the coupling
between wearable devices and the
human body**

Relatore:
Prof. Franco Moglie

Tesi di Laurea di:
Valentina Franchi

Correlatore:
Valter Mariani Primiani

ANNO ACCADEMICO 2021/2022

*Dedicata a tutti coloro che hanno sempre creduto in me
ed a me stessa, per la mia grande determinazione*

Indice

Introduzione

1. Finite-Difference Time-Domain (FDTD)	1
2. Antenna	3
2.1 Introduzione	3
2.2 Antenna PIFA	4
2.3 Caricamento capacitivo	6
3. SAR ed equazione di Cole-Cole	8
3.1 SAR	8
3.2 Metodi di calcolo	9
3.3 Proprietà dielettriche dei tessuti	10
3.4 Equazione di Cole-Cole	12
4. Modelli	13
4.1 Virtual Family	13
4.2 Paraview	15
5. Simulazioni FDTD	16
5.1 Introduzione	16
5.2 Risultati	17
6. Conclusioni	22

Bibliografia

Introduzione

Grazie ai rapidi progressi ottenuti nella tecnologia dei sensori, nella miniaturizzazione dei componenti e nella connettività wireless, hanno preso sempre più piede i cosiddetti dispositivi indossabili, noti anche come "wearable device". Sono strumenti elettronici progettati per essere indossati direttamente sul corpo o posizionati in vicinanza della pelle di un individuo, al fine di rilevare, analizzare e trasmettere dati ad altri dispositivi tramite tecnologie wireless o bluetooth; offrono la possibilità di monitorare e trasmettere in tempo reale vari parametri e fornire un feedback immediato alla persona che li indossa, consentendo di ottenere informazioni sulla propria salute e sul proprio benessere in modo autonomo, ovunque e in qualsiasi momento. Gli ambiti in cui i dispositivi indossabili trovano applicazione sono molteplici. Essi vengono ampiamente utilizzati nel settore del fitness e del monitoraggio della salute, consentendo agli utenti di tenere traccia delle attività fisiche, delle calorie bruciate, dei livelli di sonno, del battito cardiaco, della pressione sanguigna e di altri parametri vitali. Inoltre, sono utilizzati anche nel campo della medicina per la gestione di condizioni mediche specifiche, come il monitoraggio continuo della glicemia per i pazienti diabetici.

L'avvento dei primi dispositivi indossabili, risale agli anni '60 e '70, in questo periodo vennero sviluppati principalmente per scopi militari e scientifici; ad esempio, vennero creati dispositivi di monitoraggio per i piloti che consentivano di raccogliere dati vitali e rilevare le condizioni di salute durante le missioni. Sempre in quegli anni Edward Thorp e Claude Shannon, diedero vita al primo computer indossabile con lo scopo di barare nel gioco della roulette, era, infatti, in grado di prevedere dove si sarebbe fermata la pallina nel tavolo della roulette. Tra gli anni '80 e '90 furono introdotti i primi orologi digitali da polso che includevano funzioni come il cronometro e l'allarme; negli stessi anni, furono introdotti i primi monitor cardiaci portatili ad uso sportivo.

Tra il 2000 e il 2010 iniziarono a diffondersi gli auricolari Bluetooth, che consentivano di effettuare chiamate senza fili tramite connessione wireless. Questo segnò l'inizio di una

nuova era di dispositivi indossabili focalizzati sulla comunicazione e sulla connettività. Inoltre, in questo decennio vennero introdotti gli smartwatch. Il 2013 fu un anno importante con l'annuncio del Pebble Smartwatch. A partire da quel momento, molti produttori iniziarono a sviluppare e commercializzare smartwatch con funzionalità avanzate, come la connettività Bluetooth, la visualizzazione di notifiche, l'accesso alle app e la tracciatura dell'attività fisica. Negli ultimi anni, i dispositivi indossabili hanno continuato a evolversi, introducendo nuove funzionalità e migliorando le prestazioni. Oltre agli smartwatch, sono diventati popolari anche i braccialetti fitness, che consentono di monitorare l'attività fisica, il sonno e la salute generale. Inoltre, sono emersi dispositivi specializzati per scopi specifici, come gli occhiali intelligenti per la realtà aumentata e i dispositivi indossabili per il monitoraggio medico.

Oggi, questi strumenti sono diventati parte integrante della nostra vita quotidiana, offrendo una vasta gamma di funzionalità che migliorano la nostra salute, la connettività e la comodità. Al giorno d'oggi, lo smartphone può svolgere le funzioni di un vero e proprio dispositivo indossabile, basti pensare che quando si pratica attività fisica, viene posizionato sul braccio tramite dei supporti e ci permette di quantificare la distanza percorsa, le calorie bruciate, i battiti cardiaci, la pressione sanguigna e molto altro.

Un aspetto da non sottovalutare è l'interazione tra questi dispositivi e il corpo umano che riveste un ruolo cruciale nella loro efficacia e funzionalità. Questi ultimi sono progettati per essere confortevoli, non invasivi e indossabili per lunghi periodi di tempo senza causare disagio all'utente. Ciò richiede l'attenzione alla progettazione ergonomica, all'utilizzo di materiali sicuri per la pelle e alla considerazione dei diversi contesti di utilizzo. Altro punto fondamentale è l'interazione elettromagnetica tra questi dispositivi e il corpo umano al fine di garantire la sicurezza e il benessere degli utenti. Gli smartphone utilizzano onde elettromagnetiche per comunicare con le reti cellulari, il Wi-Fi, il Bluetooth e altre tecnologie wireless. Pertanto, è fondamentale valutare l'impatto di queste onde elettromagnetiche sulla salute umana.

Le frequenze delle onde elettromagnetiche emesse dagli smartphone appartengono al campo delle radiazioni non ionizzanti perché non sono sufficientemente energetiche da

danneggiare direttamente il DNA o causare danni cellulari. Tuttavia, ci sono direttive e linee guida per stabilire limiti di esposizione alle radiazioni elettromagnetiche al fine di garantire la sicurezza degli utenti.

Essi utilizzano onde elettromagnetiche per comunicare e raccogliere dati, ma è essenziale mantenere l'interazione all'interno dei limiti di sicurezza stabiliti dalle normative e dagli standard internazionali e nazionali, come quelli forniti dalla Commissione internazionale per la protezione dalle radiazioni non ionizzanti (ICNIRP) e dalle organizzazioni sanitarie internazionali. Queste organizzazioni stabiliscono limiti di esposizione alle onde elettromagnetiche per proteggere la salute umana. Tali limiti riguardano la quantità di energia assorbita dal corpo umano, misurata come tasso specifico di assorbimento (Specific Absorption Rate o SAR), che è la misura della quantità di energia assorbita dai tessuti corporei in relazione al tempo per unità di massa.

Lo studio dell'interazione tra dispositivo e i tessuti biologici può essere effettuato tramite simulazioni al computer della propagazione dei campi elettromagnetici all'interno di modelli del corpo umano. Una delle tecniche più utilizzate è la FDTD (Finite-Difference Time-Domain) che permette di fare simulazioni nel dominio del tempo.

Lo scopo di questa tesi sarà quindi quello di valutare i campi elettromagnetici generati dallo smartphone posto vicino al corpo umano e la potenza irradiata ai tessuti biologici circostanti

1. Finite-Difference Time-Domain (FDTD)

L'algoritmo FDTD deriva dalla discretizzazione spazio-temporale delle equazioni di Maxwell, che descrivono il comportamento delle onde elettromagnetiche. L'idea alla base dell'algoritmo FDTD è di approssimare le derivate spaziali e temporali delle equazioni di Maxwell utilizzando differenze finite.

Il metodo FDTD suddivide lo spazio in una griglia tridimensionale di celle cubiche e discretizza il tempo in passi discreti. In ogni punto della griglia, vengono calcolati i valori dei campi elettrici e magnetici in funzione del tempo; esso si basa su una serie di formule iterative che permettono di aggiornare i valori dei campi in ogni passo temporale.

In questo metodo, le equazioni di Maxwell sono approssimate utilizzando differenze finite backward o forward, a seconda delle derivate spaziali e temporali coinvolte. Queste approssimazioni discretizzate vengono quindi utilizzate per calcolare i valori futuri dei campi elettrici e magnetici in base ai valori attuali e precedenti.

L'algoritmo FDTD è noto per la sua semplicità concettuale e la sua capacità di modellare in modo accurato la propagazione delle onde elettromagnetiche attraverso materiali complessi e oggetti curvi. Può essere implementato in modo efficiente su computer utilizzando un approccio a griglia e richiede un numero discreto di calcoli per avanzare nel tempo. È stato sviluppato negli anni '60 da diversi ricercatori in modo indipendente; Kane Yee negli Stati Uniti ha introdotto nel 1966 l'algoritmo FDTD e successivamente molti autori hanno contribuito in modo significativo alla sua diffusione, fra questi menzionerei Allen Taflove e Yasushi Watanabe per la sua diffusione in Giappone. Da allora, è stato oggetto di ulteriori sviluppi e miglioramenti, inclusi metodi avanzati per trattare materiali anisotropi, dispersive o non lineari, nonché tecniche di parallelizzazione per sfruttare la potenza di calcolo dei computer moderni. È diventato uno strumento fondamentale nella progettazione e nell'analisi di dispositivi elettronici, antenne, guaine ottiche, circuiti stampati e altri sistemi elettrici ed elettronici. Utilizzato sia in ambito accademico che industriale per la simulazione e l'ottimizzazione di sistemi elettromagnetici complessi.

I vantaggi principali correlati a questo metodo, sono:

- **Universalità:** Il metodo FDTD è in grado di modellare una vasta gamma di fenomeni elettromagnetici, compresa la propagazione delle onde elettromagnetiche attraverso materiali complessi, oggetti curvi e geometrie complesse.
- **Precisione:** Se implementato correttamente, il metodo FDTD può fornire risultati accurati, in particolare per problemi tridimensionali in cui altre tecniche potrebbero risultare più complesse o approssimative.
- **Semplicità concettuale:** L'approccio del metodo FDTD è relativamente semplice da comprendere, grazie alla sua base di differenze finite e al concetto di discretizzazione spazio-temporale.
- **Adattabilità:** Il metodo FDTD può essere facilmente adattato per includere effetti complessi come dispersione, anisotropia, materiali non lineari e sorgenti arbitrarie.

Per contro, questo metodo presenta un elevato consumo di risorse computazionali, sia dal punto di vista dell'occupazione di memoria e dei tempi di calcolo, specialmente per problemi ad alta risoluzione. In aggiunta, la precisione delle simulazioni FDTD dipende dalla risoluzione della griglia utilizzata: con una griglia fine, il numero di celle e il tempo di calcolo aumentano, mentre con una griglia grossolana, la precisione diminuisce. Un ulteriore problema del metodo FDTD è la corretta gestione delle condizioni di terminazione, come assorbimento o riflessione dei campi, può essere complessa e richiedere un'attenzione particolare per ottenere risultati accurati. Sebbene questo metodo sia adatto a una vasta gamma di problemi elettromagnetici, può risultare inefficiente o meno adatto per certe situazioni specifiche. Alcune geometrie particolarmente complesse o materiali altamente dispersivi potrebbero richiedere approcci alternativi più specializzati, così come tutte le simulazioni a bassa frequenza. [1]

Complessivamente, il metodo FDTD è una potente tecnica di simulazione che offre un equilibrio tra precisione e semplicità concettuale. Tuttavia, la scelta di utilizzare il metodo FDTD dipenderà dalle specifiche del problema, dalle risorse computazionali disponibili e dalla necessità di precisione e efficienza nella simulazione. L'inclusione della geometria di mezzi dissipativi come il corpo umano si adatta molto bene a questa tecnica.

2. Antenna

2.1 Introduzione

Le antenne sono dispositivi fondamentali nelle comunicazioni wireless che consentono la trasmissione e la ricezione di onde elettromagnetiche. Sono presenti in una vasta gamma di dispositivi e applicazioni, inclusi telefoni cellulari, reti wireless, sistemi di comunicazione satellitare, radar, radio e televisori.

L'obiettivo principale di un'antenna è quello di convertire segnali elettrici in onde elettromagnetiche per la trasmissione nel mezzo circostante e viceversa per la ricezione dei segnali. Trasmettono l'energia elettromagnetica nell'ambiente circostante creando campi elettromagnetici che si propagano nello spazio; quando queste onde elettromagnetiche incontrano un'altra antenna, vengono catturate e convertite nuovamente in segnali elettrici. Possono essere realizzate in diversi design e configurazioni a seconda delle esigenze dell'applicazione.

Le antenne vengono progettate e ottimizzate per soddisfare specifiche esigenze di connettività, come la larghezza di banda, il guadagno del segnale, il diagramma di radiazione e le caratteristiche di polarizzazione. La scelta dell'antenna corretta dipende dall'applicazione specifica, dalla frequenza di lavoro, dalle limitazioni di spazio e dalle esigenze di prestazioni. Per le reti di sensori wireless e i sistemi di telemetria biomedica, la scelta e la progettazione delle antenne sono cruciali per garantire una connettività wireless affidabile ed efficiente. A causa delle dimensioni compatte e dei limiti di potenza dei dispositivi indossabili, le antenne utilizzate in questi sistemi devono spesso essere piccole, a basso profilo ed efficienti dal punto di vista energetico.

Nel contesto dei sistemi wireless, vengono impiegati vari tipi di antenne ma nel nostro studio ci concentreremo in particolare sull'antenna PIFA (Planar Inverted-F Antenna).

2.2 Antenna PIFA

L'antenna PIFA è un tipo di antenna a microstriscia ampiamente utilizzata nei dispositivi wireless, come telefoni cellulari, tablet e altri dispositivi mobili. È progettata per essere compatta e integrata all'interno del dispositivo, occupando meno spazio rispetto ad altre tipologie di antenne.

È costituita da un elemento radiante piatto, chiamato patch, posizionato sopra un piano di massa o un perno di cortocircuito; questo design a forma di F rovesciata conferisce all'antenna il suo nome. L'elemento di alimentazione è posizionato tra l'estremità aperta del patch e il perno di cortocircuito, consentendo di controllare l'impedenza in ingresso.

Una caratteristica importante dell'antenna PIFA è la sua capacità di operare su diverse frequenze o bande di frequenza. Questo è possibile grazie all'inserimento di uno slot a forma di L, che aiuta ad ampliare la larghezza di banda dell'antenna.[2]

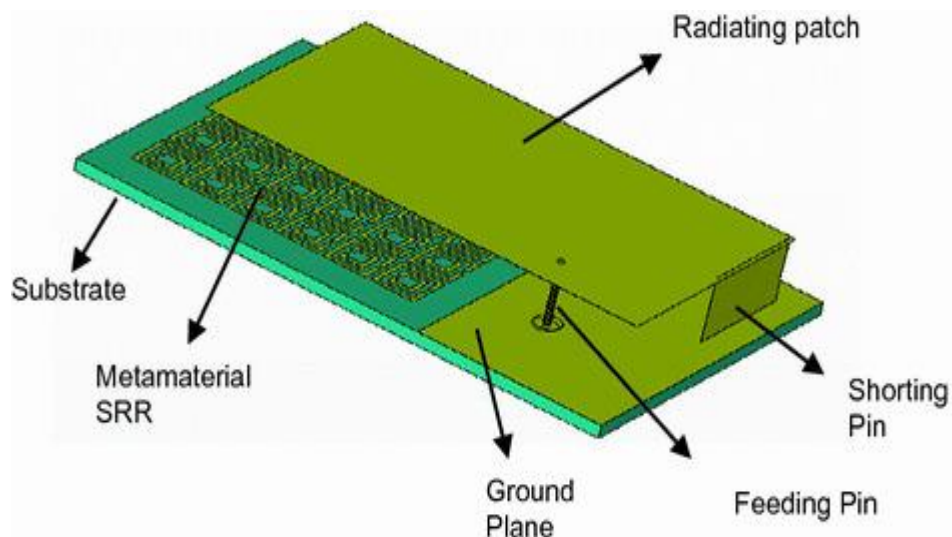


Figura 2.2.1: Design antenna PIFA [2]

L'antenna PIFA offre diversi vantaggi, tra cui una dimensione compatta, una ridotta radiazione posteriore, che minimizza l'assorbimento di onde elettromagnetiche da parte

dell'utente, viene quindi ridotto anche il SAR e una polarizzazione doppia, che comporta una buona ricezione del segnale in diverse orientazioni.

In sintesi, l'antenna PIFA è una soluzione popolare per i dispositivi wireless a causa della sua compattezza, prestazioni efficienti e capacità di operare su diverse bande di frequenza. È utilizzata comunemente nei dispositivi mobili per garantire una connettività wireless affidabile.

Nonostante le sue caratteristiche vantaggiose, queste antenne presentano anche alcuni svantaggi da non sottovalutare:

Banda ridotta: sono generalmente caratterizzate da una larghezza di banda limitata. Quest'ultima dipende dalle dimensioni del piano di massa, ridurre le dimensioni del piano di massa per rendere l'antenna più compatta può comportare una diminuzione della larghezza di banda disponibile. Questo può limitare la capacità dell'antenna di comunicare su una gamma più ampia di frequenze.

Complessità di progettazione: Progettare e ottimizzare un'antenna PIFA può richiedere competenze specializzate e un'attenta analisi delle specifiche di progetto. La scelta della geometria del patch, delle dimensioni, dell'alimentazione e di altri parametri può influire sulle prestazioni dell'antenna. È necessario un lavoro di progettazione accurato per garantire che l'antenna funzioni in modo efficiente e soddisfi i requisiti di comunicazione desiderati.

Sensibilità all'ambiente circostante: Le antenne PIFA possono essere sensibili alle influenze dell'ambiente circostante, come la presenza di oggetti metallici o altri dispositivi elettronici vicini. Questi fattori esterni possono influenzare le prestazioni dell'antenna, causando perdita di segnale o interferenze.

Limitazioni di polarizzazione: Le antenne PIFA tendono a generare una polarizzazione ellittica piuttosto che lineare.

Ridotta efficienza: A causa delle dimensioni compatte e del design complesso, le antenne PIFA potrebbero avere un'efficienza inferiore rispetto ad altre antenne più grandi o specializzate. Ciò potrebbe tradursi in una minore potenza di trasmissione o una minore sensibilità di ricezione del segnale.

La risonanza di questa antenna (ovvero il punto in cui quest'ultima è in grado di massimizzare

la sua risposta ad una specifica frequenza) si ha quando la sua lunghezza è un quarto della lunghezza d'onda desiderata. La lunghezza del piano di massa può essere regolata per ottenere la risonanza desiderata a una frequenza specifica.

Quando l'antenna PIFA è in risonanza, ottiene le migliori prestazioni in termini di efficienza di trasmissione o ricezione del segnale. Ciò significa che l'antenna è in grado di trasmettere o ricevere segnali elettromagnetici con maggiore efficacia nella frequenza desiderata.

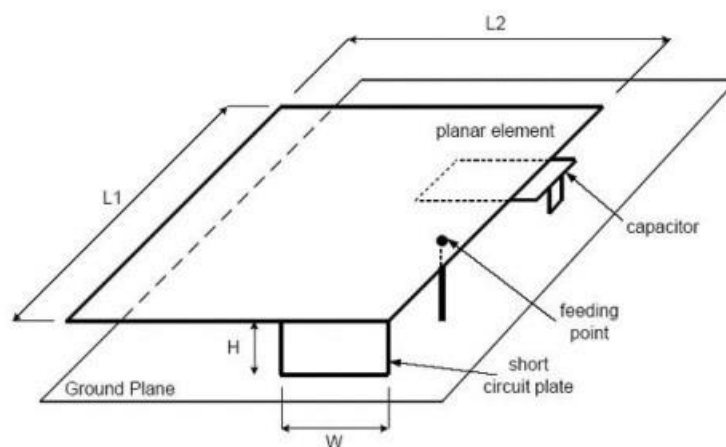


Figura 2.2.2: Schema antenna PIFA

2.3 Caricamento capacitivo

Il caricamento capacitivo è un aspetto importante delle antenne PIFA. Qui viene utilizzata una configurazione a piano di massa per aumentare la larghezza di banda e migliorare le prestazioni. Un elemento chiave di questa configurazione è la presenza di un piano di massa conduttivo, spesso realizzato come una lastra di metallo, posizionato al di sotto dell'elemento radiante.

Durante il funzionamento dell'antenna PIFA, si verifica un effetto di caricamento capacitivo

tra l'elemento radiante e il piano di massa a causa della vicinanza fisica tra i due elementi e della differenza di potenziale elettrico tra di loro. Il piano di massa agisce come una piastra di condensatore, mentre l'elemento radiante funge da piatto opposto del condensatore. Questa configurazione crea una capacità effettiva che influisce sulle caratteristiche elettriche dell'antenna.

Il caricamento capacitivo può avere diversi effetti sulle prestazioni dell'antenna. Innanzitutto, può contribuire all'impedenza dell'antenna, influenzando la sua adattabilità all'impedenza del circuito di alimentazione. La posizione e la dimensione dell'elemento radiante rispetto al piano di massa possono influire sull'impedenza e quindi sull'efficienza di trasmissione e ricezione dell'antenna.

Inoltre, può influire sulle proprietà di risonanza dell'antenna e sulla sua larghezza di banda. La capacità effettiva creata dal caricamento capacitivo può influenzare la frequenza di risonanza dell'antenna e la sua capacità di operare su una gamma di frequenze desiderata. È possibile regolare la larghezza di banda modificando la geometria e le dimensioni dell'elemento radiante e del piano di massa.

La gestione del caricamento capacitivo è un aspetto cruciale nella progettazione delle antenne PIFA. È necessario bilanciare attentamente le dimensioni, la posizione e le caratteristiche dei componenti dell'antenna per ottenere le prestazioni desiderate, inclusa l'adattabilità dell'impedenza, la larghezza di banda e l'efficienza complessiva.

Gli svantaggi associati possono essere mitigati attraverso un'attenta progettazione e l'uso di tecniche avanzate, mentre i vantaggi possono consentire l'integrazione di antenne PIFA in dispositivi compatti e l'espansione della banda di frequenza operativa.

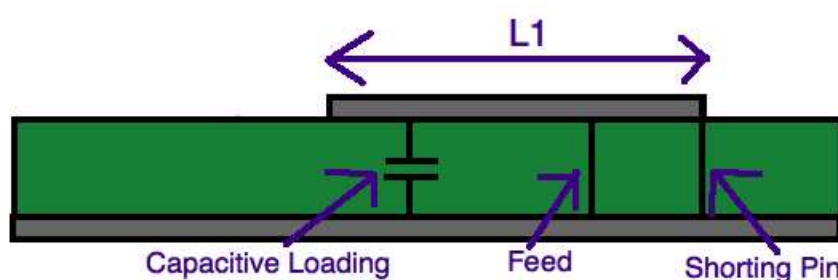


Figura 2.2.3: PIFA con caricamento capacitivo

3. SAR ed equazione di Cole - Cole

La dosimetria è una disciplina scientifica che si occupa di valutare e calcolare la quantità di radiazione elettromagnetica assorbita da un oggetto o da un organismo vivente, tenendo conto delle caratteristiche del campo di radiazione e delle condizioni in cui avviene l'esposizione. Uno dei parametri fondamentali utilizzati nella dosimetria è il SAR (Specific Absorption Rate), che indica la quantità di potenza assorbita per unità di massa del materiale esposto. Questa valutazione è importante per comprendere gli effetti biologici e per garantire la sicurezza nelle applicazioni che coinvolgono l'uso di radiazioni elettromagnetiche, come ad esempio nelle comunicazioni wireless e nei dispositivi medici.

3.1 SAR

Il SAR (Specific Absorption Rate) è una misura che indica la quantità di energia elettromagnetica assorbita da un materiale o da un organismo vivente esposto a radiazioni elettromagnetiche. È definito come la potenza assorbita per unità di massa del materiale esposto ed è solitamente espresso in watt per chilogrammo (W/kg).

Il SAR viene utilizzato per valutare gli effetti termici delle radiazioni elettromagnetiche sugli organismi viventi, in particolare sull'assorbimento di energia e sul riscaldamento dei tessuti biologici. Poiché l'assorbimento di energia elettromagnetica può influire sulla temperatura dei tessuti corporei, il SAR è un parametro importante per determinare i livelli di esposizione sicuri e per garantire la conformità alle norme di sicurezza. [3]

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{2\rho}$$

Dove:

- σ (siemens/m) è la conducibilità elettrica del materiale o del tessuto esposto, che

rappresenta la sua capacità di condurre corrente elettrica.

- E (V/m) è l'intensità del campo elettrico presente nell'area di esposizione.
- ρ (kg/m^3) è la densità del materiale o del tessuto.

Nella formula possiamo notare che il SAR dipende direttamente dalla conducibilità elettrica, e, quindi, è influenzato dalle caratteristiche geometriche dello spazio in cui si verifica l'emissione delle onde elettromagnetiche. La conducibilità elettrica dipende da vari fattori, tra cui la lunghezza e l'area della sezione trasversale del materiale coinvolto e poiché diversi tessuti biologici hanno proprietà elettriche diverse, il SAR può variare a seconda del tipo di tessuto esposto. Inoltre, è direttamente proporzionale al quadrato del valore efficace (Root Mean Square) dell'intensità del campo elettrico (E); ciò significa che un aumento di quest'ultimo, sarà dovuto ad un incremento dell'intensità del campo elettrico.

Infine, è inversamente proporzionale alla densità del materiale irradiato (ρ), infatti, un materiale più denso avrà un SAR inferiore rispetto a un materiale meno denso, poiché la radiazione si diffonderà su una maggiore quantità di materia.

3.2 Metodi di calcolo

Il calcolo del Specific Absorption Rate (SAR) può variare a seconda della posizione della sorgente elettromagnetica rispetto al corpo. Esistono diverse metodologie per calcolare il SAR in base a questa posizione.

Se la sorgente è lontana dal corpo, si può utilizzare il SAR mediato sull'intero corpo. Questo calcolo tiene conto dell'esposizione generale di tutto il corpo all'energia elettromagnetica.

Se la sorgente è a una distanza moderata o vicina a una specifica parte del corpo, si può utilizzare il "organ average" SAR. Questo metodo calcola il SAR per quella parte specifica del corpo che è esposta all'energia elettromagnetica, tenendo conto delle caratteristiche geometriche e delle proprietà del materiale nella zona interessata.

Se la sorgente è molto vicina e irradia un'area specifica del corpo, si può utilizzare il "local average" SAR. Questo calcolo si concentra sull'area specifica in cui la sorgente elettromagnetica ha un impatto diretto, considerando le caratteristiche delle singole celle in quella regione.

Sono disponibili anche ulteriori approcci per calcolare il SAR in base a parametri specifici, come il SAR puntuale, che calcola il SAR per ogni cellula individuale nella zona di interesse, e il SAR mediato su un certo volume di tessuto (1 o 10 grammi) che tiene conto dell'assorbimento medio dell'energia in quella quantità di tessuto.

In generale, il calcolo di questo parametro dipende dalla posizione relativa della sorgente elettromagnetica rispetto al corpo e dalle caratteristiche geometriche e fisiche del materiale coinvolto. Queste diverse metodologie consentono di ottenere valutazioni più accurate dell'assorbimento di energia elettromagnetica da parte del corpo umano in diverse situazioni di esposizione.

Una trattazione più approfondita relativa a questo parametro è stata svolta dal collega Alessio Arriku. [4]

3.3 Proprietà dielettriche dei tessuti

Gli effetti di un campo su un campione sono principalmente determinati dalle sue proprietà elettromagnetiche intrinseche. I tessuti biologici sono generalmente considerati materiali dielettrici con perdite, poiché mostrano una risposta dielettrica che comprende sia una componente resistiva (parte reale) che una componente reattiva (parte immaginaria) nell'impedenza. Sono quindi in grado di immagazzinare e dissipare energia elettrostatica. Le proprietà dielettriche dei tessuti biologici, in particolare la permittività elettrica relativa complessa efficace e la conducibilità elettrica, sono importanti per comprendere la loro risposta ai campi elettrici. Tuttavia, è importante notare che le costanti dielettriche dei tessuti biologici possono essere influenzate da molti fattori, come la frequenza del campo elettrico, l'umidità e la temperatura.

La permittività elettrica relativa complessa efficace è così definita:

$$\epsilon_{r,eff}^*(\omega) = \epsilon_r'(\omega) - j \left(\epsilon_r''(\omega) + \frac{\sigma_{dc}}{\omega \epsilon_0} \right) = \epsilon_r'(\omega) - j \left(\frac{\sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc}}{\omega \epsilon_0} \right)$$

È una misura della capacità di un materiale di immagazzinare energia elettrostatica rispetto all'aria o al vuoto. Nei tessuti biologici, la permittività elettrica relativa complessa efficace tiene conto sia della componente reale (permittività elettrica relativa) che della componente immaginaria (perdite dielettriche) della permittività.

La componente reale indica la capacità dei tessuti di immagazzinare energia elettrostatica, mentre la componente immaginaria indica le perdite di energia associate al materiale. Questo parametro, nei tessuti biologici può variare in base a fattori come la composizione del tessuto, l'umidità, la frequenza del campo elettrico applicato e la temperatura. Essa diminuisce al crescere della frequenza del campo elettrico applicato.

Per quanto riguarda, invece, la conducibilità elettrica del mezzo σ è così definita:

$$\sigma(\omega) = \sigma_{ac}(\omega) + \sigma_{dc} = \omega \epsilon_0 \epsilon_r''(\omega) + \epsilon_{dc}$$

La parte in alternata della conducibilità elettrica, $\sigma_{ac}(\omega)$, è legata alle perdite dielettriche del materiale, che possono essere causate dal rilassamento delle polarizzazioni elettriche o da altri processi di carica e scarica durante l'applicazione di un campo elettrico alternato.

La parte continua della conducibilità elettrica, σ_{dc} , è associata alla conducibilità ohmica, che deriva dal movimento degli ioni nel mezzo. Questo contributo rappresenta la capacità del materiale di condurre corrente elettrica in assenza di un campo elettrico alternato.

La conducibilità elettrica dei tessuti biologici può variare in base a diversi fattori, come il tipo di tessuto, la sua composizione, la presenza di fluidi biologici e la temperatura. Ad esempio, tessuti come i muscoli, che contengono una maggiore quantità di ioni e hanno una maggiore presenza di fluidi, possono avere una conducibilità elettrica più elevata rispetto a tessuti come l'osso.

3.4 Equazione di Cole - Cole

L'equazione di Cole-Cole consente di descrivere una risposta dielettrica non lineare ed eterogenea, con una dipendenza dalla frequenza che può variare da lineare a non lineare a seconda dei valori di τ e α . Questo modello viene spesso utilizzato per analizzare dati sperimentali ottenuti tramite tecniche di spettroscopia dielettrica o misurazioni di impedenza, al fine di estrarre informazioni sulle proprietà dielettriche complesse dei materiali, inclusi i tessuti biologici.

L'equazione di Cole-Cole fornisce un modo per descrivere e modellare il comportamento dielettrico complesso dei materiali, consentendo di comprendere meglio le loro proprietà elettromagnetiche. È importante notare che questa equazione rappresenta un'approssimazione e che possono essere utilizzati modelli più complessi per tener conto di fattori aggiuntivi.

$$\epsilon_{r,eff}^*(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{(1+\alpha_n)}} + \frac{\sigma_{dc}}{j\omega\epsilon_0}$$

L'equazione di Cole-Cole consente di descrivere una risposta dielettrica non lineare ed eterogenea, con una dipendenza dalla frequenza che può variare da lineare a non lineare a seconda dei valori di τ (è il tempo caratteristico, che indica la scala temporale associata al rilassamento dielettrico del materiale) e α (è l'esponente di distribuzione, che descrive la distribuzione dei tempi di rilassamento nel materiale), inoltre, è un modo per descrivere e modellare il comportamento dielettrico complesso dei materiali, consentendo di comprendere meglio le loro proprietà elettromagnetiche. È importante notare che questa equazione rappresenta un'approssimazione e che possono essere utilizzati modelli più complessi per tener conto di fattori aggiuntivi.

4.Modelli

4.1 *Virtual Family*

Il modello virtuale del corpo umano utilizzato per le nostre simulazioni è stato acquisito dall'IT'IS (Institute Technology in Society Foundation). È un'organizzazione che si occupa di ricerca e sviluppo nel campo dell'ingegneria biomedica e della salute elettronica; ha l'obiettivo di promuovere l'uso responsabile delle tecnologie elettromagnetiche nella società. In particolare, l'IT'IS Foundation [5] si concentra sulla valutazione degli effetti delle radiazioni elettromagnetiche sul corpo umano e sulla modellazione e simulazione dei tessuti biologici. Svolge ricerche, sviluppa modelli virtuali del corpo umano e fornisce strumenti e risorse per valutare e gestire i rischi associati all'esposizione alle radiazioni elettromagnetiche. I modelli virtuali del corpo umano "Virtual Population" acquisiti dall'IT'IS Foundation vengono utilizzati per condurre analisi e studi nell'ambito della salute elettromagnetica, contribuendo a comprendere meglio gli effetti delle radiazioni elettromagnetiche sul corpo umano e a sviluppare tecnologie più sicure e responsabili.

I modelli Virtual Population (ViP) sono modelli anatomici ad alta risoluzione creati da immagini di risonanza magnetica di volontari. La versione più recente è ViP3.1, offre un maggior livello di dettaglio con oltre 300 tessuti e organi per modello. I modelli ViP V2.0, invece, sono semplificati e ottimizzati per l'uso in altre piattaforme di modellazione e tra questi abbiamo: Ella, Duke, Billie, Thelonious. I modelli ViP sono ampiamente utilizzati per le simulazioni biofisiche in vari campi, fornendo una rappresentazione realistica del corpo umano.

Nome	Sesso	Età	Altezza [m]	Peso [kg]	Massa Grassa [kg/m ²]
Thelonious	uomo	6	1.16	18.6	14.1
Billie	donna	11	1.49	34	15.4
Ella	donna	26	1.63	57.3	21.5
Duke	uomo	34	1.77	70.2	22.4

Figura 4.1.1: *Caratteristiche dettagliate dei modelli della versione V2.0*

Nel corso delle nostre simulazioni, è stato scelto come modello di riferimento Billie. In particolare, abbiamo preso in esame la parte superiore di Billie poiché siamo andati a caratterizzare l'interazione elettromagnetica tra lo smartphone e la testa di Billie.

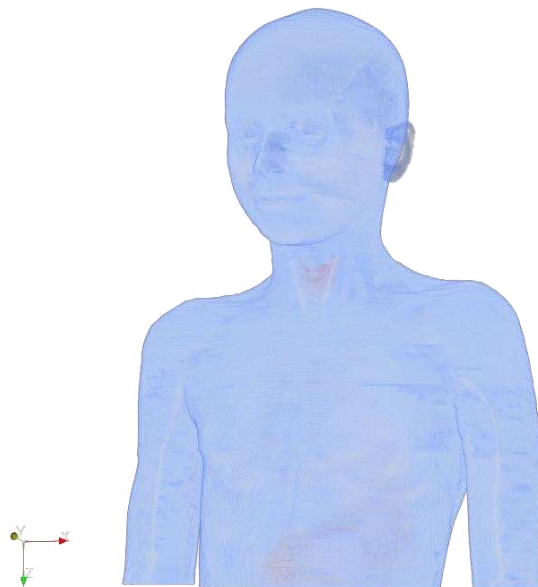


Figura 4.1.2: *Parte superiore Billie*

4.2 Paraview

Dopo aver ottenuto il modello del corpo umano per la nostra analisi, abbiamo avuto bisogno di un software che ci permettesse di visualizzarlo. A tale scopo, abbiamo utilizzato Paraview, un'applicazione open-source multiplatforma per l'analisi e la visualizzazione dei dati.

Tuttavia, il modello del corpo umano non poteva essere direttamente utilizzato nel nostro codice FDTD in uno spazio 3D perché era disponibile in formato binario o ". raw". Quindi, abbiamo utilizzato il software Matlab per estrarre il modello, specificandone le dimensioni. Inoltre, è stato possibile estrarre solo parti specifiche della mappa, nel nostro siamo andati a lavorare solo con il busto di Billie.

Dopo l'estrazione, la mappa è stata salvata in un file con estensione ".vtk" in modo che potesse essere visualizzata su Paraview. Questo formato è supportato dal software e consente di analizzare e visualizzare i dati in modo interattivo. [6]

Modello	Dimensioni mappa (in celle)
Billie	x: 500 y:280 z:1560

Figura 4.2.1: *Dimensioni, lungo le tre componenti spaziali, del modello studiato*

5. Simulazioni FDTD

5.1 *Introduzione*

Come detto precedentemente, grazie alle simulazioni FDTD effettuate, siamo in grado di calcolare i valori del campo elettrico e magnetico generati dall'antenna e di valutare l'Assorbimento Specifico Medio (SAR) in termini di potenza dissipata per tutti i tessuti presenti nel modello virtuale. Il SAR, la costante dielettrica e la conducibilità sono stati studiati con una sorgente sinusoidale di 1.8 GHz che funge da antenna e che appartiene alle bande delle reti 4G/LTE.

I risultati delle simulazioni sono stati salvati in formato testo e successivamente visualizzati utilizzando il software ParaView per la presentazione grafica.

L'obiettivo principale delle simulazioni è ottenere una rappresentazione tridimensionale del campo elettrico all'interno dell'ambiente di simulazione e del SAR all'interno del corpo umano.

In sintesi, le simulazioni FDTD mirano a visualizzare graficamente la distribuzione del SAR all'interno della simulazione, valutando diversi metodi di calcolo mediato per ottenere una rappresentazione più accurata dell'assorbimento di potenza da parte dei tessuti circostanti, le simulazioni riportano inoltre i coefficienti di riflessione nel caso di antenna nello spazio libero o aggiungendo la presenza del corpo umano.

5.2 Risultati

In queste nostre simulazioni, lo smartphone è stato posizionato a pochi millimetri dall'orecchio di Billie. Esso emette campi elettromagnetici durante l'uso, in particolare a causa delle onde radio utilizzate per la comunicazione wireless. Tuttavia, è importante notare che gli smartphone emettono generalmente livelli di radiazione molto bassi che si trovano entro i limiti di sicurezza stabiliti dalle norme internazionali.

La distribuzione dei campi elettromagnetici sulla testa umana causati dallo smartphone dipende da diversi fattori, tra cui:

- Frequenza e potenza: gli smartphone utilizzano diverse frequenze per le diverse tecnologie wireless, come il 4G o il 5G. La distribuzione dei campi elettromagnetici può variare a seconda della frequenza utilizzata e della potenza di trasmissione dell'apparecchio.
- Distanza dalla testa: la distribuzione dei campi elettromagnetici diminuisce rapidamente con la distanza dalla sorgente. Quando si utilizza uno smartphone, la maggior parte dell'emissione si verifica nelle vicinanze dell'antenna del dispositivo.
- Modalità di utilizzo: la distribuzione dei campi elettromagnetici può variare a seconda di come si tiene lo smartphone durante l'uso. Ad esempio, se si tiene il telefono direttamente contro l'orecchio, l'antenna sarà più vicina alla testa rispetto a quando si utilizza un vivavoce o auricolari.

Alla luce di queste considerazioni, possiamo notare dalle simulazioni svolte (figura 5.2.1 e 5.2.2) che quando si tiene il telefonino a pochi mm dalla testa e che quindi l'antenna del dispositivo è relativamente vicina al cranio, abbiamo una concentrazione maggiore dei campi elettromagnetici rispetto ad altre parti della testa.



Figura 5.2.1: *Distribuzione dei campi elettromagnetici sulla testa*

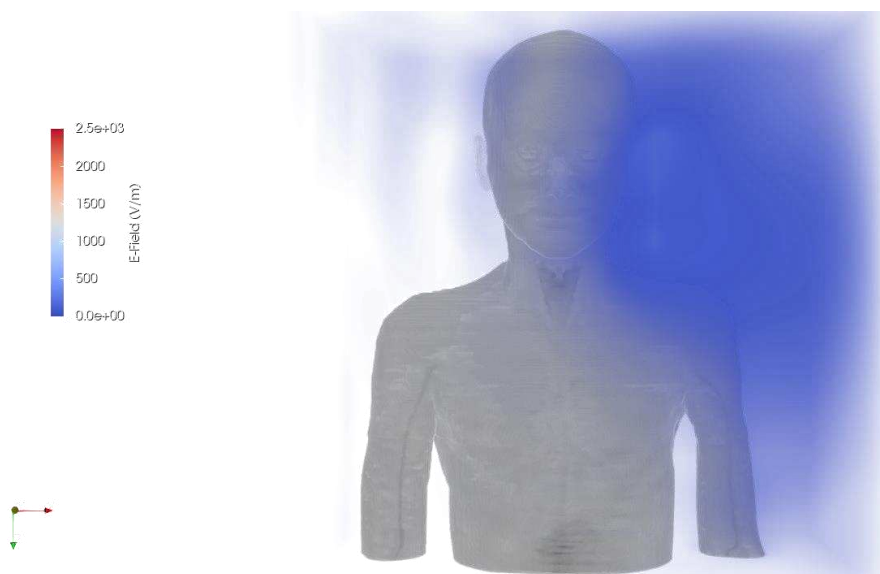


Figura 5.2.2: *Distribuzione dei campi elettromagnetici sulla testa visualizzati con una scala diversa dalla precedente*

Per quanto riguarda la distribuzione del SAR (calcolato con una potenza trasmessa normalizzata di 1 W) che l'indice di assorbimento di energia da parte dei tessuti umani; dalla figura 5.2.3, possiamo evincere che questo si concentra in prossimità del padiglione

auricolare e diminuisce propagandosi ai tessuti circostanti. C'è da considerare, però, che i valori del SAR per un telefonino in prossimità dell'orecchio possono variare a seconda del modello specifico del telefono e delle sue caratteristiche di trasmissione come la distanza dalla stazione radio base. Va notato che al giorno d'oggi le potenze trasmesse sono sempre minori di 1 W e generalmente possono variare tra 0.1 e 0.5 W.

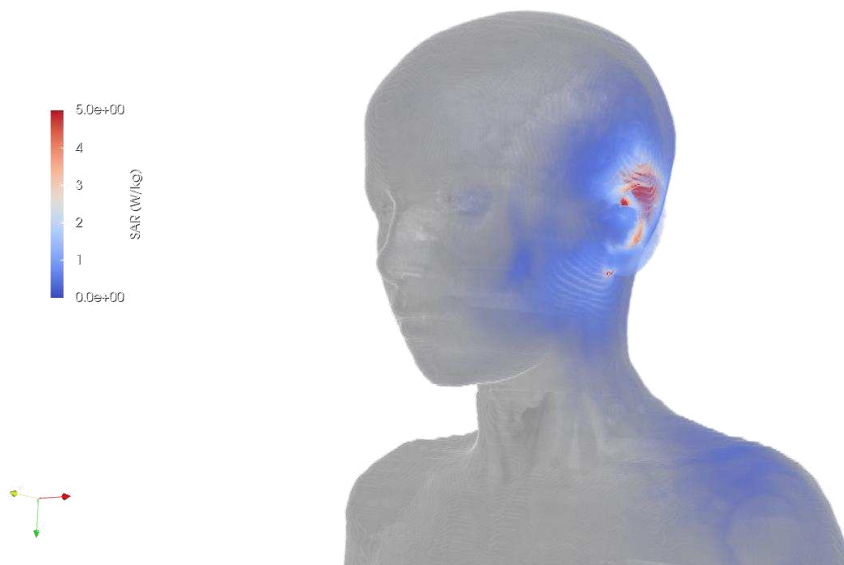


Figura 5.2.3: *Distribuzione del SAR sulla testa*

La potenza assorbita dai vari tessuti dipende dalla configurazione specifica del telefono e dalle proprietà di assorbimento del tessuto umano, ovvero conduttività e permittività di cui abbiamo già parlato nel capitolo 3. Dalle simulazioni risulta che quest'ultima, assorbita dai tessuti è il 25% della potenza generata dal telefonino e nella tabella si riporta come si distribuisce ai vari tessuti.

Figura 5.2.4: Risultati delle simulazioni. Sono riportati numero, nome e potenza percentuale assorbita dai singoli tessuti per il modello di Billie della parte superiore.

Tessuti	P_abs [%] (parte superiore Billie)
Muscolo	31.58
Cervello (materia grigia)	12.66
Fluido cerebrospinale	5.12
Cervello (materia bianca)	4.24
Pelle	3.04
Grasso sottocutaneo	3.70
Midollo osseo	2.35
cartilagine	2.58
Altri tessuti	34,73

La potenza totale generata dal telefonino si ripartisce con un 25% assorbita dai vari tessuti del corpo umano e all'incirca un altro 25% è riflessa al generatore stesso. Questo si nota dalla Figura 5.2.5 dove è riportato l'andamento in frequenza del coefficiente di riflessione, sia nel caso dello spazio libero sia con la presenza del corpo umano. Ci sono alcune variazioni tra i due casi in quanto il corpo umano influenza la trasmissione del telefonino.

Nel caso della potenza abbiamo che:

$$S_{11} = 10 \log_{10} \left(\frac{P_r}{P_t} \right)$$

Dove P_r è la potenza riflessa, mentre P_t è la potenza trasmessa.

Quindi considerando la frequenza di lavoro di 1.8 GHz e della presenza del corpo umano si nota che S_{11} è circa -6 dB (si può evincere dalla figura 5.2.5).

Avremo quindi:

$$-6 = 10 \log_{10}\left(\frac{P_r}{P_t}\right)$$

Si ha: $\left(\frac{P_r}{P_t}\right) = 0.25$

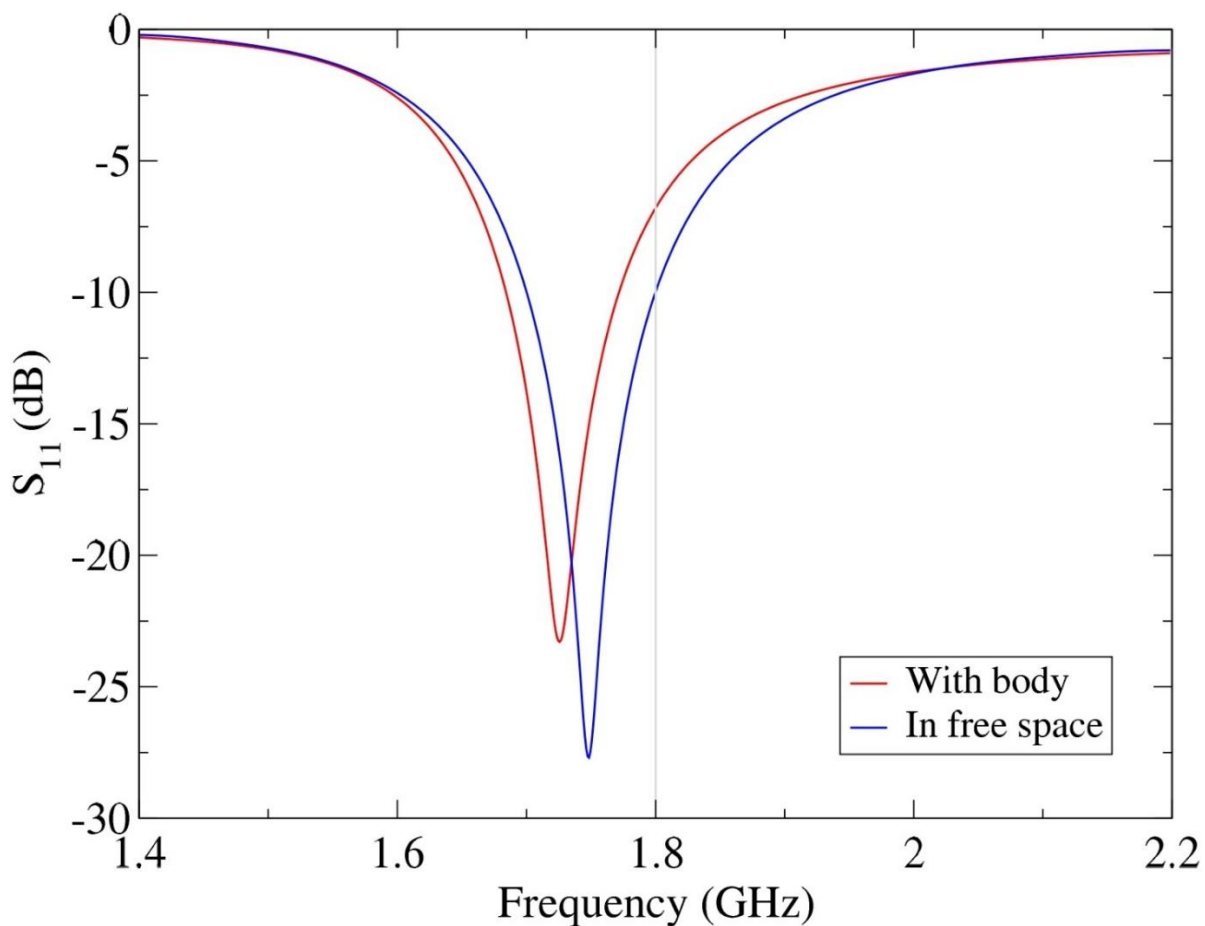


Figura 5.2.5: Coefficiente di riflessione S_{11} in funzione della frequenza e della presenza del corpo umano

Conclusioni

Le simulazioni FDTD svolte hanno permesso di valutare la distribuzione tridimensionale del campo elettromagnetico generato dallo smartphone e di calcolare l'Assorbimento Specifico Medio (SAR) all'interno del corpo umano, ciò ne ha consentito l'ottenimento di una sua accurata rappresentazione grafica e di valutare l'assorbimento di potenza da parte dei tessuti circostanti.

È importante notare che gli smartphone emettono queste onde elettromagnetiche durante l'uso, principalmente a causa delle tecnologie wireless come il 4G o il 5G. Tuttavia, le simulazioni hanno rivelato che i livelli di radiazione emessi sono molto bassi, nonostante, lo smartphone sia stato posizionato a pochi millimetri di distanza dall'orecchio

È emerso che la potenza assorbita dai vari tessuti è circa il 25% ed è ripartita come evidenziato nella figura 5.2.4, in particolare l'assorbimento più elevato lo si ha nei tessuti in prossimità della sorgente, come nel muscolo, nel cervello e nel fluido cerebrospinale e di conseguenza man mano che ci si allontana da questi la potenza assorbita si riduce notevolmente.

Occorre sottolineare, come abbiamo più volte rimarcato che la distribuzione dei campi elettromagnetici sulla testa umana dipende da vari fattori, come la frequenza e la potenza di trasmissione. Inoltre, la distanza tra il telefono e la testa gioca un ruolo significativo, poiché la maggior parte dell'emissione si verifica nelle vicinanze dell'antenna del dispositivo. Infine, la modalità di utilizzo dello smartphone, come tenerlo direttamente contro l'orecchio o utilizzare un vivavoce o auricolari, può influenzare la distribuzione dei campi elettromagnetici.

Appendice A

Dati_main.h

```
#define PREFISSO_SIM "SF_Billie_Va"
#define LABEL_SIM 13
#define POSIZIONI_STIRRER 1 /* Number of plane wave sets - Usare una potenza del
due o meglio il numero `bg_size` della simulazione */
#define POSIZIONI_STIRRER1 1
#define POSIZIONI_STIRRER2 1
#define POSIZIONI_STIRRER3 1

/* Use openMP in the FFTW Library */
//#define OpenMPfftw yes

/* Add some prints for debug purpose */
/*#define DEBUG yes*/

/* Print the fields in the frequency domain in linear scale */

/* Parameters for output */

/* Print the fields in the time domain */
/* #define FDTD_PRINT_TIME yes */

/* Print the field values in all the cells */
/* #define FDTD_PRINT_TIME_FIELDS yes */
#define FDTD_PRINT_MAX_FIELDS yes

/* Print the geometry in some ascii files */
/* #define FDTD_PRINT_GEO yes */
/* Count the filled metallic cell and compute the effective volume for the computation */
/* #define FDTD_COMPUTE_VOL yes */

/* Print the fields in the frequency domain in linear scale */
#define FFT_PRINT_FREQ yes
/* - Print the fields in the frequency domain - do not print all the data but print one field
every `FFT_PRINT_FREQ_STEP` fields */
#define FFT_PRINT_FREQ_STEP 1
/* Print the fields in the frequency domain in linear scale */
/*#define FFT_PRINT_FREQ_LOG yes*/
```

```
/* - Print the fields in the frequency domain - do not print all the data but print
`N_LOG_SPACED` values */
/*#define N_LOG_SPACED 100*/

/* Print in the time domain the transmitted and reflected signals (only, any grid point is
printed) */
#define FDTD_PRINT_PARS yes

/* Print the correlation matrix for every frequency - case UP-SM -
http://arxiv.org/abs/1404.6335 */
/* #define STAT_PRINT_CORR_MATRIX yes */

/* For the case when the probed points are read from a file, it is the maximum dimension
for the array
* (for each MPI process) */
#define MAX_DIM_POINTS 1
/* For the case when the probed points are read from a file, it is the number of files where
the point
* coordinates are stored */
#define NFILE_POINTS 1
/* For the case when the MPI simulations differ from other parameters than stirrer angles
it, is the number
* of investigates different conductivities of the air */
#define POS_SIGMA 1

/* #define FFT_PRINT_FREQ yes*/
/*#define FFT_PRINT_FREQ_STEP 8 */ /* Per risparmiare spazio disco non stampa
tutte le frequenze */
/* Il range dei valori partono da un minimo di 3 per ogni componente (il calcolo statistico
`antenne`
* vuole il punto centrale fino ad un massimo che dipende dalla RAM disponibile */
#define PRINT_NX 2 /* Celle da stampare lungo l'asse x */
#define PRINT_NY 2 /* Celle da stampare lungo l'asse y */
#define PRINT_NZ 2 /* Celle da stampare lungo l'asse z */
#define PRINT_DELTA_X 4 /* Celle lungo x da saltare nella stampa */
#define PRINT_DELTA_Y 6 /* Celle lungo y da saltare nella stampa */
#define PRINT_DELTA_Z 8 /* Celle lungo z da saltare nella stampa */
#define PRINT_XIN 0.340 /* Coordinata x del primo punto da stampare */
#define PRINT_YIN 0.255 /* Coordinata y del primo punto da stampare */
#define PRINT_ZIN 0.240 /* Coordinata z del primo punto da stampare */
#define PRINT_DIM_BUFFER_MB 8 /* Dimensione del buffer da mandare in
stampa tutto insieme per renderla piu` veloce */
#define FFT_N 524288 /* Dimensione dell'array da trasformare */
/*#define FFT_N 1048576 */ /* Dimensione dell'array da trasformare */
```

Appendice B

Fdtd.c

Contiene la routine del calcolo della FDTD

```
#include "struttura_dati.h"

int
calcola_fdtd (long int time, double dt, struct_campoEM * campo_g1, struct_fdtd * fdtd_g1,
              struct_griglia * griglia_g1, struct_eccitazione * ecc, struct_eccitazione_1D * ecc1D,
              struct_linea * linea_c, struct_linea * linea_t, struct_monopolo * monopolo_c,
              struct_monopolo * monopolo_t, int rank)
{
    /* int i, j, k; */
    /*double tempo; */
    /* CHIAMATE A TUTTE LE FUNZIONI NECESSARIE */

    /* printf("Calcola H:\n"); */
    calcola_h (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1);
    //calcola_I_1D (linea_c); // Sulla linea connessa al cardiofrequenzimetro
    calcola_I_1D (linea_t); // Sulla linea connessa al telefonino
    switch ((int) RCFDTD_TIPO)
    {
        case 1:
            sr1D_pulse_sepi (time, linea_t, ecc1D); // Solo sulla linea alimentata
            break;
        case 2:
            sr1D_sin_erf_sepi (time, (long int) 10, (double) RCFDTD_FREQ, linea_t, ecc1D);
            break;
        default:
            if (!rank)
                printf ("Chiamata errata a `fdtd.c`: s_flag = %d non e` implementato\n", (int)
RCFDTD_TIPO);
            break;
    }
    /*sr1D_sepi_fin (time, linea1, ecc1D, acc_sit, spline_sit); */
    /* ant_cav_I (campo_g1, griglia_g1, linea1, antenna); */
    //dip_cav_I (campo_g1, griglia_g1, linea_c, monopolo_c);
    dip_cav_I (campo_g1, griglia_g1, linea_t, monopolo_t);
}
```

```

/* printf("Calcola E:\n"); */
calcola_e (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
//calcola_V_1D (linea_c);          /* Sulla linea connessa al cardiofrequenzimetro */
calcola_V_1D (linea_t); /* Sulla linea connessa al telefonino */
switch ((int) RCFDTD_TIPO)
{
case 1:
    sr1D_pulse_sepv (time, linea_t, ecc1D); // Solo sulla linea alimentata
    break;
case 2:
    sr1D_sin_erf_sepv (time, (long int) 10, (double) RCFDTD_FREQ, linea_t, ecc1D);
    break;
default:
    if (!rank)
        printf ("Chiamata errata a `ftdt.c`: s_flag = %d non e` implementato\n", (int)
RCFDTD_TIPO);
    break;
}
/*sr1D_sepi_fin (time, linea1, ecc1D, acc_sit, spline_sit); */
/* sr1D_sepv_fin (time, linea1, ecc1D, acc_sit, spline_sit); */
/* printf("Calcola E_cavita:\n"); */
/* ant_cav_V (campo_g1, griglia_g1, linea1, antenna); */
/* Update the electric fields in the junction between the transmisison line and cavity */
/* These two functions MUST BE called after the termination functions, if the monopole is
at the end
* of the computation domain.
* If the monopole is in a plane inside the FDTD grid, a PEC structure must close the plane
behind the monopole,
* where the cable is.
* *** BE CAREFULL *** */
//dip_cav_V (campo_g1, griglia_g1, linea_c, monopolo_c);
dip_cav_V (campo_g1, griglia_g1, linea_t, monopolo_t);

/* CHIAMATA ALLE CONDIZIONI AL CONTORNO DI MUR 2 */
sing_inz_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
sing_dimz_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
sing_iny_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
sing_dimy_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
sing_inx_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
sing_dimx_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
spigoli (campo_g1, griglia_g1);
ricopia_inz_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
ricopia_dimz_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);

```

```
ricopia_iny_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
ricopia_dimy_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
ricopia_inx_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);
ricopia_dimx_2 (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1);

/* printf("Terminazione_onde piane:\n"); */
/* condizione di terminazione su Z0 della linea */
//abc_lin_z0_in (linea_c); /* Sulla linea connessa alla basetta */
abc_lin_z0_in (linea_t); /* Sulla linea connessa alla basetta */

return (0);
}
```

Appendice C

Fdtd_inizializza.c

File che contiene la routine di inizializzazione della FDTD

```
#include "struttura_dati.h"
```

```
void posizione_sorgente_1D (struct_eccitazione_1D * ecc1D);
```

```
void set_linea_antenna (struct_griglia * griglia, struct_dipolo * antenna, struct_linea *  
linea, double z0,
```

```
double vfase);
```

```
void set_linea_monopolo (struct_griglia * griglia, struct_monopolo * monopolo_probe,  
struct_linea * linea, double z0,
```

```
double vfase);
```

```
void dielettrico_pifa (struct_griglia * griglia, struct_monopolo * monopolo_probe,  
struct_geobody * bodymap, double epsr,
```

```
double sig);
```

```
void metti_gambaletto (struct_campoEM * campo, struct_fdtd * fdtd, struct_griglia *  
griglia,
```

```
struct_monopolo * monopolo_probe, int fl_diemet, int fl_solopos, int
```

```
rank);
```

```
void metti_orologio (struct_campoEM * campo, struct_fdtd * fdtd, struct_griglia * griglia,  
struct_monopolo * monopolo_probe, int fl_diemet, int fl_solopos, int
```

```
rank);
```

```
void metti_cardiofreq (struct_campoEM * campo, struct_fdtd * fdtd, struct_griglia *  
griglia,
```

```
struct_monopolo * monopolo_probe, int fl_diemet, int fl_solopos, int
```

```
rovesciato, int rank);
```

```
void metti_AntRipTel_z (struct_campoEM * campo, struct_fdtd * fdtd, struct_griglia *  
griglia, struct_monopolo * monopolo_probe, int x0, int y0, int z0, int fl_diemet, int
```

```
fl_solopos, int rovesciato, int rank);
```

```
void metti_AntPifaPhone_px (struct_campoEM * campo, struct_fdtd * fdtd, struct_griglia *  
griglia, struct_monopolo * monopolo_probe, int x0, int y0, int z0, int fl_diemet, int
```

```
fl_solopos, int rank);
```

```
int
```

```
InizializzaDati_CaricaConf (double dt, struct_griglia * griglia_g1, struct_linea * linea_c,  
struct_linea * linea_t, struct_campoEM * campo_g1,
```

```

        struct_campo_max * campo_max_g1, struct_fdt_d * fdt_d_g1,
struct_monopolo * monopolo_probe_c, struct_monopolo * monopolo_probe_t,
        struct_eccitazione * ecc, struct_eccitazione_1D * ecc1D,
struct_geobody * bodymap, int rank)
{
    int Lx_dominio = UOMO_I, Ly_dominio = UOMO_J, Lz_dominio = UOMO_K; /* Biological
body in cells */
    /* int Lx_dominio = 80, Ly_dominio = 80, Lz_dominio = 100; */
    double d_max, distanza;
    long int i, j, k, ind;
    struct_point_meter punto;

/* Tipo di griglia utilizzata */
    griglia_g1->delta_costante = RCFDTD_DELTA_COSTANTE;
    griglia_g1->cella_cubo = RCFDTD_CELLA_CUBO;
    griglia_g1->mezzo_omogeneo = RCFDTD_MEZZO_OMOGENEO;

/* Aggiungo al volume le condizioni al contorno */
    griglia_g1->dimx = (Lx_dominio + RCFDTD_DISTOGG * 2) + 1;
    griglia_g1->dimy = (Ly_dominio + RCFDTD_DISTOGG * 2) + 1;
    griglia_g1->dimz = (Lz_dominio + RCFDTD_DISTOGG * 2) + 1;

#ifdef TESSUTI
    /* Allocate and read the geometry of the body map */
    /* It must be called even if we do not want to assign tissue cells */
    /* Thelonious Completo */
    //read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "./Thelonious_6y_V6_1mm.txt",
    //
        "./par_itis.txt", "./dens_itis.txt", "./Corrisp_Theolonious.txt",
"./nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
    /* Thelonious Busto */
    //read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "./Thelonious_6y_V6_1mm_busto.txt",
    //
        "./par_itis.txt", "./dens_itis.txt", "./Corrisp_Theolonious.txt",
"./nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
    /* Thelonious Half UP */
    //read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "./../Thelonious_6y_V6_1mm_half_up.txt",
    //
        "./../par_itis.txt", "./../dens_itis.txt", "./../Corrisp_Theolonious.txt",
"./../nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
    /* Billie */
    //read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "./Billie_11y_V2_1mm.txt",

```

```
//          "/par_itis.txt", "/dens_itis.txt", "/Corrisp_Billie.txt",
"/nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Billie Half UP */
read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "../Billie_11y_V2_1mm_half_up.txt",
                "../par_itis.txt", "../dens_itis.txt", "../Corrisp_Billie.txt",
"../nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Ella */
//read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "/Ella_26y_V2_1mm.txt",
//          "/par_itis.txt", "/dens_itis.txt", "/Corrisp_Ella.txt",
"/nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Ella Busto 1*/
//read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "../Ella_26y_V2_1mm_busto1.txt",
//          "../par_itis.txt", "../dens_itis.txt", "../Corrisp_Ella.txt",
"../nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Ella Testa */
//read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "../Ella_26y_V2_1mm_testa.txt",
//          "../par_itis.txt", "../dens_itis.txt", "../Corrisp_Ella.txt",
"../nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Ella Half UP */
//read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "../Ella_26y_V2_1mm_half_up.txt",
//          "../par_itis.txt", "../dens_itis.txt", "../Corrisp_Ella.txt",
"../nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Duke */
//read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "/Duke_34y_V5_1mm.txt",
//          "/par_itis.txt", "/dens_itis.txt", "/Corrisp_Duke.txt",
"/nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
/* Duke busto */
//read_the_body_itis (bodymap, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int) RCFDTD_DISTOGG, (int)
RCFDTD_DISTOGG, "../Duke_34y_V5_1mm_busto.txt",
//          "../par_itis.txt", "../dens_itis.txt", "../Corrisp_Duke.txt",
"../nomi_tessuti_itis.txt", (int) 101);
#endif

/* These values must be assigned just after dimx, dimy, dimz */
piu_meno (griglia_g1);

/* Lunghezza della linea attaccata al probe */
/* linea_c->dimz = 100 + 1; */
```

```
linea_t->dimz = 100 + 1;

/* These values must be assigned just after dimz */
/* piuomeno1D (linea_c); */
piuomeno1D (linea_t);

/* Alloco lo spazio in memoria per il campo */
alloca_campi (campo_g1, griglia_g1);
alloca_campi_max (campo_max_g1, griglia_g1);
/* alloca_campi_max (campo_max_h1, griglia_g1); */
/* Alloco lo spazio in memoria per la condizione di Mur2 */
alloca_mur2 (fdtd_g1, griglia_g1);
/* Alloco lo spazio in memoria per i coefficienti */
alloca_coef (fdtd_g1, griglia_g1);
/* Allocate the memory for the grid and set the basic epsr and sig */
alloca_griglia (griglia_g1, (double) 1, (double) 0);
/* Alloco lo spazio in memoria per la linea connessa al loop */
/* linea_c->scelta = 0; */
linea_t->scelta = 0;
/* alloca_linea (linea_c); */
alloca_linea (linea_t);

/*-----*/
/* Da richiamare 3 volte:
* Prima per le dimensioni
* Seconda per il dielettrico
* Terza per il metallo
* Qui richiamo per le dimensioni */
//metti_orologio (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe, 0, 1, rank);
/* Per la mappa Ella Busto 1 */
//metti_cardiofreq (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe_c, 0, 1, 0, rank);
//metti_AntRipTel_z (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + 22, RCFDTD_DISTOGG + 90, RCFDTD_DISTOGG + 90, 0, 1, 0, rank);
/* Per la mappa Ella Testa */
//metti_cardiofreq (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe_c, 0, 1, 0, rank);
//metti_AntRipTel_z (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + 170, RCFDTD_DISTOGG + 125, RCFDTD_DISTOGG + 145, 0, 1, 0, rank);
/* Per la mappa Duke Busto */
//metti_AntRipTel_z (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + 555, RCFDTD_DISTOGG + 100, RCFDTD_DISTOGG + 225, 0, 1, 0, rank);
//metti_cardiofreq (campo_g1, fdtd_g1, griglia_g1, monopolo_probe_c, 0, 1, 1, rank);
/* For Thelonious half up */
```

```

metti_AntPifaPhone_px (campo_g1, fdt_d_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + SPH_I, RCFDTD_DISTOGG + SPH_J, RCFDTD_DISTOGG + SPH_K, 0, 1,
rank);
//monopolo_probe->i_a = RCFDTD_DISTOGG + ??;
//monopolo_probe->j_a = RCFDTD_DISTOGG + ??;
//monopolo_probe->k_a = RCFDTD_DISTOGG + ??;
/*
*/
// Direzione delle antenne o verso del monopolo (10, 20-> Lungo x, 11, 21-> Lungo y, 12,
22-> Lungo z)
/* Primo numero 1: verso crescente - Primo numero 2: verso decrescente */
//monopolo_probe->verso = 20;
/* monopolo_probe->verso = 22; */
// Lunghezza dell'antenna a dipolo
/*antenna->elle_dip = 1; */
//monopolo_probe->elle_dip = 1;          /* number of cells */

/*check_punto_in (antenna->i_a, antenna->j_a, antenna->k_a, griglia_g1, rank); */
//check_punto_in (monopolo_probe->i_a, monopolo_probe->j_a, monopolo_probe->k_a,
griglia_g1, rank);

for (i = 0; i < griglia_g1->dimx; i++)
{
    griglia_g1->dx[i] = (double) RCFDTD_DELTA_BASE_X;
}
for (j = 0; j < griglia_g1->dimy; j++)
{
    griglia_g1->dy[j] = (double) RCFDTD_DELTA_BASE_Y;
}
for (k = 0; k < griglia_g1->dimz; k++)
{
    griglia_g1->dz[k] = (double) RCFDTD_DELTA_BASE_Z;
}

/* Dimensioni delle celle nelle linee di trasmissione connesse alle antenne */
/* Il dominio FDTD 3D deve avere le celle cubiche */
/*set_linea_antenna (griglia_g1, antenna, linea1, (double) RCFDTD_LINEA1_Z0, (double)
RCFDTD_C0 / sqrt ((double) RCFDTD_LINEA1_EPSR)); */
/*set_linea_monopolo (griglia_g1, monopolo_probe_c, linea_c, (double)
RCFDTD_LINEA1_Z0,
                    (double) RCFDTD_C0 / sqrt ((double) RCFDTD_LINEA1_EPSR));*/
set_linea_monopolo (griglia_g1, monopolo_probe_t, linea_t, (double)
RCFDTD_LINEA1_Z0,
                    (double) RCFDTD_C0 / sqrt ((double) RCFDTD_LINEA1_EPSR));

```

```

ecc->tipo = RCFDTD_TIPO;      /* impulso o sinusoidi */

/* Tipo di eccitazione */
switch (ecc->tipo)
{
case 1:                      /*fgets(riga,255,fconfig); */
    strcpy (ecc->nome, "Eccitazione ad impulso modulato");
    /*strcpy(freqmin,strtok(riga," ")); */
    /*strcpy(freqmax,strtok(NULL," ")); */
    /*ecc->fmin=strtod(freqmin,NULL); */
    /*ecc->fmax=strtod(freqmax,NULL); */
    ecc->fmin = (double) RCFDTD_FREQ_MIN;
    ecc->fmax = (double) RCFDTD_FREQ_MAX;
    ecc->freq = (ecc->fmin + ecc->fmax) / 2.0;
    ecc->omega = 2.0 * (double) RCFDTD_PI *ecc->freq;
    ecc->tg =
        12.0 / (((double) RCFDTD_PI * (ecc->fmax - ecc->fmin)) * ((double) RCFDTD_PI *
(ecc->fmax - ecc->fmin)));
    ecc->t0 = 3.0 * sqrt (ecc->tg);
    ecc->passi_per = 0.5 + 1.0 / (ecc->freq * dt);
    ecc->Nperiod = 25;      /* periodi da osservare */
    ecc->tfinale = ecc->Nperiod * sqrt (ecc->tg) / dt;
    ecc->omegadt = 2.0 * (double) RCFDTD_PI *ecc->freq * dt;
    ecc->omega = 2.0 * (double) RCFDTD_PI *ecc->freq;
    ecc->time1 = 0;          // Not used here
    ecc->time2 = 0;          // Not used here
    ecc1D->freq = ecc->freq;
    ecc1D->dt = dt;
    ecc1D->omega = ecc->omega;
    ecc1D->omegadt = ecc->omegadt;
    ecc1D->tg = ecc->tg;
    ecc1D->invtg = 1.0 / ecc->tg;
    ecc1D->t0 = ecc->t0;
    break;
case 2:                      /*fgets(riga,255,fconfig); */
    strcpy (ecc->nome, "Eccitazione Sinusoidale");
    /*ecc.freq=strtod(riga,NULL); */
    ecc->freq = (double) RCFDTD_FREQ;
    ecc->omega = 2.0 * (double) RCFDTD_PI *ecc->freq;
    ecc->fmin = ecc->freq;
    ecc->fmax = ecc->freq;
    /*fgets(riga,255,fconfig); */
    //ecc->Nperiod = 300; /* periodi da osservare */

```

```

ecc->Nperiod = 25;    /* periodi da osservare */
ecc->tfinale = ecc->Nperiod * (0.5 + 1.0 / (ecc->freq * dt));
ecc->time1 = (ecc->Nperiod - 1) * (0.5 + 1.0 / (ecc->freq * dt));
ecc->time2 = ecc->time1 + 1.0;
ecc->passi_per = 0.5 + 1.0 / (ecc->freq * dt);
ecc->omegadt = 2.0 * (double) RCFDTD_PI *ecc->freq * dt;
ecc->E0min = 1.0;
ecc1D->freq = ecc->freq;
ecc1D->dt = dt;
ecc1D->omega = ecc->omega;
ecc1D->omegadt = ecc->omegadt;
ecc1D->tg = ecc->tg;
ecc1D->t0 = ecc->t0;
break;
default:
    exit (EXIT_FAILURE);
}
posizione_sorgente_1D (ecc1D);

/* Deve essere chiamata adesso */
#ifdef TESSUTI
    costanti_dieletriche_itis (griglia_g1, bodymap);
#endif

/* Da richiamare 3 volte:
* Prima per le dimensioni
* Seconda per il dielettrico
* Terza per il metallo
* Qui richiamo per il dielettrico */
//metti_orologio (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1, monopolo_probe, 0, 0, rank);
/* Per la mappa Ella Busto 1 */
//metti_cardiofreq (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1, monopolo_probe_c, 0, 0, 0, rank);
//metti_AntRipTel_z (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + 22, RCFDTD_DISTOGG + 90, RCFDTD_DISTOGG + 90, 0, 0, 1, rank);
/* Per la mappa Ella Testa */
//metti_AntRipTel_z (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + 170, RCFDTD_DISTOGG + 125, RCFDTD_DISTOGG + 145, 0, 1, 0, rank);
/* Per la mappa Duke Busto */
//metti_AntRipTel_z (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,
RCFDTD_DISTOGG + 555, RCFDTD_DISTOGG + 100, RCFDTD_DISTOGG + 225, 0, 1, 0, rank);
//metti_cardiofreq (campo_g1, ftdt_g1, griglia_g1, monopolo_probe_c, 0, 0, 1, rank);
/* For Thelonious, Ella half up */

```

```
metti_AntPifaPhone_px (campo_g1, fdt_d_g1, griglia_g1, monopolo_probe_t,  
RCFDTD_DISTOGG + SPH_I, RCFDTD_DISTOGG + SPH_J, RCFDTD_DISTOGG + SPH_K, 0, 0,  
rank;
```

```
return (0);  
}
```

Bibliografia

- [1] A. Taflove, S.C. Hagness, Computational Electrodynamics The Finite-Difference Time-Domain Method, second edition.
- [2] PIFA - The Planar Inverted-F Antenna, <http://www.antennatheory.com/antennas/patches/pifa>
- [3] G.Silla, L. Bastianelli, E. Colella, F. Moglie, V. Mariani Primiani, “*SAR Computation Due to Wearable Devices by Using High-Resolution Body Models and FDTD Numerical Code*”, Consorzio Nazionale Interuniversitario per le Telecomunicazioni (CNIT), Parma, Italia, 2022.
- [4] Alessio Arriku, “*Sicurezza elettromagnetica dei dispositivi indossabili: determinazione del SAR nei tessuti della testa*”, Tesi triennale, Università Politecnica delle Marche, Ancona, 2020
- [5] Information Technologies in Society (IT’IS) Foundation, Virtual Population, <https://itis.swiss/virtual-population/virtual-population/overview/>
- [6] ParaView overview, <https://www.paraview.org/overview/>
ParaView download, <https://www.paraview.org/download/>.

