



POLITECNICO DI BARI

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA ELETTRICA E DELL'INFORMAZIONE
Corso di Laurea in Ingegneria dei Sistemi Medicali

Emissioni radiate, schermature elettromagnetiche e valutazione del SAR in campioni biologici

Relatore
Prof.ssa Giovanna Calò

Studenti
Abbruzzese Lorenzo
Altamura Benedetta
Capozzi Christian
Nardone Arianna

Anno Accademico 2023 - 2024

Indice

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Analisi dell'emissione di un modello di radiazione senza e con schermature | 1 |
| 1.1 | Ottimizzazione della lunghezza di un dipolo | 1 |
| 1.2 | Eccitazione in modo comune e modo differenziale | 4 |
| 1.2.1 | Eccitazione in modo comune | 6 |
| 1.2.2 | Eccitazione in modo differenziale | 9 |
| 1.3 | Simulazione nello spazio libero | 10 |
| 1.4 | Simulazione con schermatura di rame senza apertura | 12 |
| 1.5 | Simulazione con schermatura di rame e apertura | 14 |
| 1.5.1 | Apertura parallela lungo z | 15 |
| 1.5.2 | Apertura normale lungo y | 17 |
| 2 | Valutazione del SAR in diversi campioni biologici | 21 |
| 2.1 | Simulazione di un campione biologico omogeneo | 22 |
| 2.1.1 | Valutazione del SAR in un campione biologico omogeneo . . | 23 |
| 2.2 | Valutazione del SAR in un campione biologico multistrato | 29 |
| 2.2.1 | Valutazione del SAR in un campione biologico multistrato senza impianto | 31 |
| 2.2.2 | Valutazione del SAR in un campione biologico multistrato con impianto | 35 |

Capitolo 1

Analisi dell'emissione di un modello di radiazione senza e con schermature

L'analisi si articola, innanzitutto, con la valutazione del campo elettrico generato da una coppia di dipoli posizionati in uno spazio vuoto e, successivamente, valutando il comportamento dei dipoli quando affiancati da uno schermo, posto in direzione di massima radiazione, provvisto di una fessura. La simulazione mira a indagare come le variazioni nelle dimensioni e nell'orientamento di questa fessura (alternando orientamento parallelo e perpendicolare rispetto ai dipoli) influenzano l'irradiazione del campo elettrico. Lo scopo finale è valutare l'efficienza della schermatura nelle varie configurazioni testate, per raggiungere la migliore condizione di schermatura possibile.

Le simulazioni sono state condotte mediante l'utilizzo del software CST Studio Suite, considerando per tutte le simulazioni una frequenza di lavoro di $f = 12.5GHz$ e il modo differenziale per l'eccitamento dei dipoli che costituiscono il modello di radiazione.

1.1 Ottimizzazione della lunghezza di un dipolo

Il primo step, preparatorio alla simulazione, è consistito nella realizzazione di un modello di singolo dipolo, con l'obiettivo di individuare i giusti parametri geometrici affinché esso fornisse la massima radiazione a parità di condizioni di eccitazione.

Il dipolo è stato simulato mediante due cilindri allineati posti in verticale lungo l'asse z e separati da vuoto come si osserva in figura 1.1.

Il *background* è stato impostato con il tipo di materiale "*normal*", il quale è isotropo e ha le seguenti proprietà: $\epsilon = 1$ (permettività relativa), $\mu = 1$ (permeabilità relativa), $\sigma = 0$ (conduttività elettrica), $\sigma_m = 0$ (conduttività magnetica). Dunque, il

materiale non ha effetti dielettrici o magnetici significativi, consentendo di avere un ambiente neutro e non influente per la propagazione delle onde elettromagnetiche; questo materiale approssima abbastanza bene il comportamento dell'aria. Inoltre, sono state impostate delle condizioni al contorno "Open (add space)" che permettono di assumere la propagazione dell'onda in campo lontano. In questo modo la lastra che compone lo schermo viene vista come infinitamente estesa e, di conseguenza, l'onda elettromagnetica generata può essere considerata piana.

Le dimensioni del problema sono espresse in millimetri per le lunghezze, GHz per le frequenze, ns per il tempo, e Celsius per la temperatura.

Di seguito sono riportati i parametri iniziali impostati per il problema:

- Frequenza: $f = 12.5$ GHz , nell'intervallo 1 – 25 GHz
- Lunghezza d'onda: $\lambda = c/f = (3.0(10^8) \text{ m/s})/(12.5(10^9) \text{ Hz}) = 0.024 \text{ m} = 24 \text{ mm}$
- Lunghezza singolo cilindro (semi-lunghezza): $L = \lambda/4 = (24 \text{ mm})/4 = 6 \text{ mm}$
- Raggio del singolo cilindro: $r = 0.01\lambda = 0.24 \text{ mm}$
- Lunghezza del Gap: $GAP = 0.02\lambda = 0.48 \text{ mm}$

Il materiale scelto per i cilindri è il PEC (Perfect Electric Conductor), che rispetta la condizione al contorno di metallo perfetto. Infatti, ha la caratteristica di avere conduttività infinita quindi può condurre correnti elettriche senza alcuna resistenza interna e senza perdita di energia.

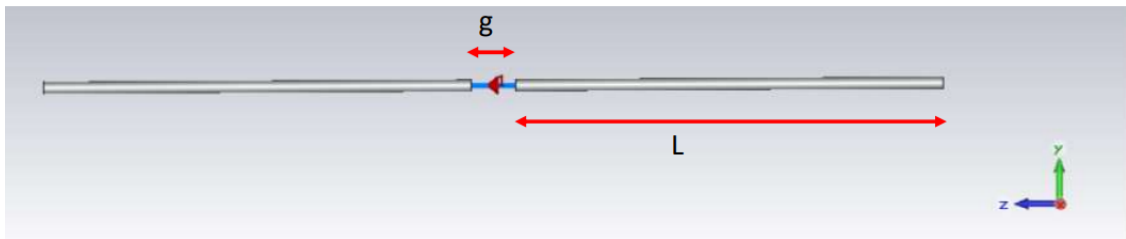


Figura 1.1: Schema del dipolo costituito da due cilindri nel piano (y,z) . In rosso sono evidenziate le lunghezze dei parametri di interesse, quali il gap (g) e la lunghezza (L) .

Come punto di accesso del sistema, tra le due facce dei cilindri esposte al Gap, è posizionata una porta discreta di tipo "S-parameters" con impedenza di 50Ω . Attraverso una porta discreta si definiscono dei punti nello spazio e tra questi viene imposto un segnale. Questo risulta utile nelle situazioni in cui ha senso inserire l'eccitazione in pochi punti nello spazio.

Definite le porte, CST fornisce come risultato anche i parametri S, ovvero parametri usati per caratterizzare i circuiti alle porte. Infatti, a seconda del numero di porte, è possibile definire una matrice di scattering, che descrive come le onde elettromagnetiche, come quelle radio, interagiscono con un oggetto. Essa è una rappresentazione matematica che cattura come le onde incidenti vengono riflesse, trasmesse o assorbite da un oggetto. In particolare, nel contesto delle antenne, la matrice di scattering fornisce informazioni cruciali sulla distribuzione delle onde radio quando interagiscono con le antenne, permettendo di analizzare e ottimizzare il design e la performance delle antenne stesse. Per un sistema con N porte, la matrice S è una matrice quadrata NxN. Ad esempio, per un sistema a due porte, la matrice S avrà la seguente forma:

$$S = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix}$$

Ogni elemento S_{ij} della matrice descrive il rapporto tra l'onda incidente su una certa porta j e l'onda riflessa dalla porta i quando tutte le altre porte sono chiuse. Ad esempio, S_{11} rappresenta il coefficiente di riflessione alla porta 1 quando l'onda incide sulla stessa. Quando S_{11} è zero, vuol dire che non c'è riflessione e quindi ci sarà un passaggio totale del segnale alla porta 2, per cui $S_{12} = 1$.

Dopo aver configurato l'intero ambiente di lavoro, la simulazione è avviata. Si valutano i grafici dei parametri S, in particolare il parametro d'interesse S_{11} . Infatti, il parametro S_{11} è direttamente correlato all'impedenza dell'antenna e, per un'ottimizzazione efficace, si vuole che l'antenna sia adattata il più possibile all'impedenza del sistema, 50Ω . Un valore di $|S_{11}|$ vicino a 0 indica un buon adattamento di impedenza (cioè, l'antenna sta irradiando la maggior parte dell'energia che riceve, piuttosto che rifletterla). Al contrario, significa che l'antenna non è ben adattata e necessita di ottimizzazione.

Sono state effettuate diverse simulazioni, variando la semi-lunghezza L del dipolo, al fine di ottimizzarla per la frequenza di lavoro. Per farlo si è utilizzato il metodo per ispezione al fine di trovare L tale per cui il punto di minimo fosse in corrispondenza di $f_0 = 12.5$ GHz. Risulta che la semi-lunghezza che ottimizza le prestazioni è $L = 5.0890$ mm, come si osserva in figura 1.2.

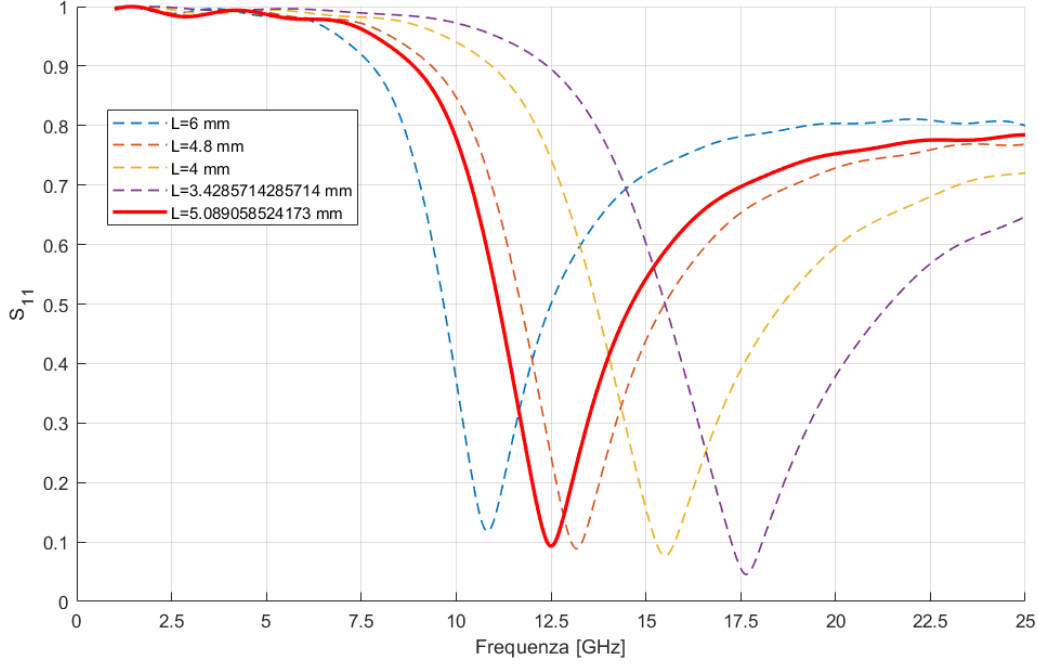


Figura 1.2: Curve del parametro S_{11} in funzione della frequenza per diversi valori di L . La curva in rosso continua rappresenta l'andamento in corrispondenza della lunghezza ottimizzata per la frequenza di lavoro 12.5 GHz. Le curve tratteggiate rappresentano l'andamento in corrispondenza delle lunghezze non ottimizzate.

1.2 Eccitazione in modo comune e modo differenziale

Partendo dal modello ottimizzato, viene creata una seconda antenna dipolo (anch'essa inizialmente eccitata con una porta discreta di tipo *S-parameters*) allineata lungo l'asse z . Questa avrà la stessa geometria ottimizzata della prima antenna e sarà posizionata a una distanza $d \ll \lambda$ lungo l'asse x rispetto alla prima antenna. Si è posto $d = \lambda/4 = 24 \text{ mm}/4 = 6 \text{ mm}$ al fine di evitare accoppiamento magnetico e interferenza nel caso in cui questi fossero troppo vicini, oppure inefficienza di radiazione e perdita di guadagno nel caso in cui fossero troppo lontani.

L'obiettivo è simulare e analizzare l'eccitazione dei dipoli in modo comune (CM, *common mode*) e in modo differenziale (DM, *differential mode*) e calcolare i rispettivi diagrammi di radiazione comparandoli con il comportamento teorico. Le correnti di modo comune sono correnti con stesso modulo e verso in entrambi i dipoli, mentre le correnti di modo differenziale sono correnti con stesso modulo ma verso opposto.

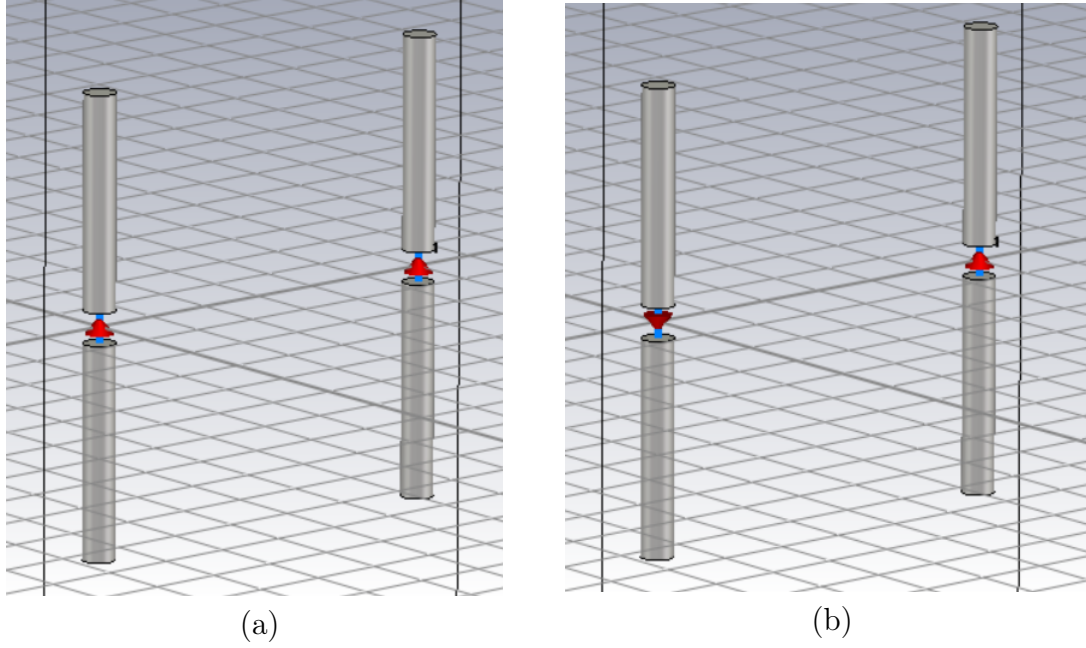


Figura 1.3: Rappresentazione nell'area di lavoro dei dipoli eccitati in a) modo comune b) modo differenziale.

Per simulare l'eccitazione dei dipoli, le porte discrete di tipo "*S-parameters*" vengono modificate e rimpiazzate dalla tipologia "*Current*", con corrente pari a 1 mA. Al fine di eccitare le due porte alla stessa maniera e nello stesso momento, si seleziona l'eccitazione di tipo "*Simultaneous*" in *Excitation List*.

Quando esaminiamo il diagramma di irradiazione di un dipolo cilindrico eccitato, sia in modo comune che differenziale, ci aspettiamo, sulla base della letteratura, di osservare notevoli differenze nelle caratteristiche di radiazione. In generale, considerati due elementi metallici di lunghezza L , che distano tra loro una distanza d , attraversati da correnti I_1 e I_2 generiche, il campo E_i irradiato da ciascuna antenna valutato in un punto P sarà:

$$\bar{E}_i(P) = M \bar{f}_i(\theta, \phi) \frac{e^{-j\beta_0 r_i}}{r_i} I_i$$

dove il termine M racchiude una serie di costanti e la lunghezza L dell'elemento percorso da corrente, $\frac{1}{r_i}$ è il fattore di attenuazione nello spazio libero e $f_i(\theta, \phi)$ è il fattore di antenna. Considerando un sistema di riferimento che ha origine al centro del dipolo e l'asse z orientato lungo l'asse del dipolo, θ è l'angolo tra il punto P e l'asse z e ϕ è l'angolo tra il punto P e l'asse x nel piano xy .

Il campo totale $E(P)$ è la sovrapposizione degli effetti dei singoli dipoli e, ipotizzando una condizione di campo lontano, $f_1 = f_2 = f$, $M_1 = M_2 = M$ e trascurando

la differenza di percorso nel termine di attenuazione dello spazio libero, esso si riduce a:

$$\bar{E}(P) = M \frac{\bar{f}(\theta, \phi)}{r} (I_1 e^{-j\beta_0(r-d\frac{\cos\psi}{2})} + I_2 e^{-j\beta_0(r+d\frac{\cos\psi}{2})})$$

dove ψ è l'angolo tra l'asse x e il vettore posizione r. Il termine tra parentesi è il cosiddetto fattore di schiera, che, essendo dipendente dalle correnti, subisce una variazione tra il caso di eccitazione di modo comune e di modo differenziale.

1.2.1 Eccitazione in modo comune

Nel modo comune, entrambi i dipoli hanno correnti in fase che fluiscono nella stessa direzione e hanno stesso modulo. Quando la distanza tra i due dipoli è molto minore rispetto alla lunghezza d'onda del segnale che stanno trasmettendo o ricevendo, nei diagrammi di radiazione l'effetto di due dipoli separati diventa meno evidente e il diagramma di radiazione tende ad avvicinarsi a quello di un singolo dipolo, perdendo alcune delle caratteristiche direzionali che potrebbero essere presenti con dipoli più distanziati. Il pattern di radiazione diventa più simile a quello omnidirezionale, specialmente nel piano orizzontale, assumendo una forma simile a un cerchio quando i dipoli sono orientati verticalmente.

Questo è giustificabile con la teoria. Infatti, considerando un campo di *far field* e considerando il punto dove si calcola il campo (p) molto maggiore rispetto la lunghezza dei dipoli (L) e alla loro distanza (d), si ottiene che il campo totale irradiato da una distribuzione di corrente in modo comune, in cui le antenne distano tra loro d, è pari a:

$$\bar{E}_c(P) = M \bar{f}(\theta, \phi) \frac{e^{-j\beta_0 r}}{r} I_c 2 \cos(\beta_0 \frac{d}{2} \sin\theta \cos\phi)$$

Per un'antenna a dipolo $f(\theta, \phi)$ è pari al $\sin(\theta)$, dunque il massimo va ricercato nel piano in cui $\theta = 90^\circ$, cioè il piano ortogonale all'asse dei dipoli (quindi, xy). L'espressione del campo diventa:

$$\bar{E}_c(P) = M \frac{e^{-j\beta_0 r}}{r} I_c 2 \cos(\beta_0 \frac{d}{2} \cos\phi)$$

Fissando la distanza p del punto al quale si vuole misurare il campo e sostituendo M, il modulo del campo è:

$$|\bar{E}_c| = f \frac{\mu_0 L}{p} I_c \cos(\beta_0 \frac{d}{2} \cos(\phi))$$

Per valutare l'andamento di questo modulo, consideriamo il caso in cui $d \ll \lambda$, per cui $\beta_0 \frac{d}{2} = \frac{2\pi}{\lambda} \frac{d}{2}$ tende a 0. Dunque, il coseno tende a 1 e il modulo può essere riscritto come:

$$|\bar{E}_c| = f\mu_0 \frac{|I_c|}{p} L$$

Il modulo risulta essere quasi costante al variare di ϕ e approssimabile ad una circonferenza.

Per valutare i diagrammi di radiazione risultanti, si sono ottenuti gli stessi nel caso bi- e tri- dimensionale. Nel caso bi-dimensionale, selezioniamo il piano a $\theta = 90^\circ$ rispetto l'asse z dei dipoli ottenendo il diagramma in figura 1.4. Il diagramma non soddisfa la condizione teorica per cui il grafico è approssimabile a una circonferenza, infatti risulta schiacciato lungo x. Tuttavia, il risultato alla frequenza di lavoro di 12.5 GHz è coerente in termini di direzione di massima radiazione, essendo sul piano normale all'asse dei dipoli come si osserva in figura 1.4 e 1.5.

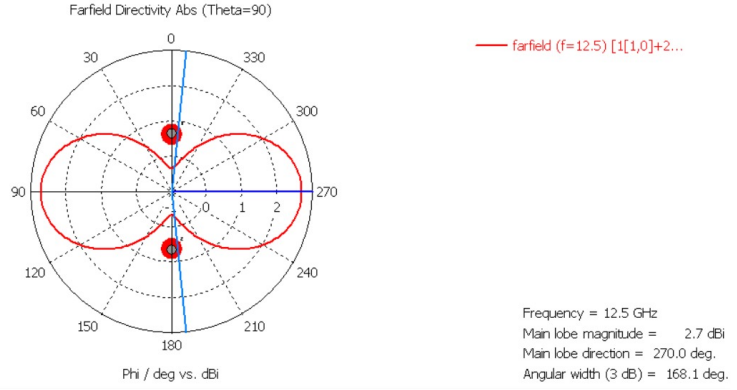


Figura 1.4: Rappresentazione 2D del diagramma di radiazione ottenuto per il modo comune, alla frequenza $f=12.5\text{GHz}$ e alla distanza tra i dipoli $d=6\text{ mm}$.

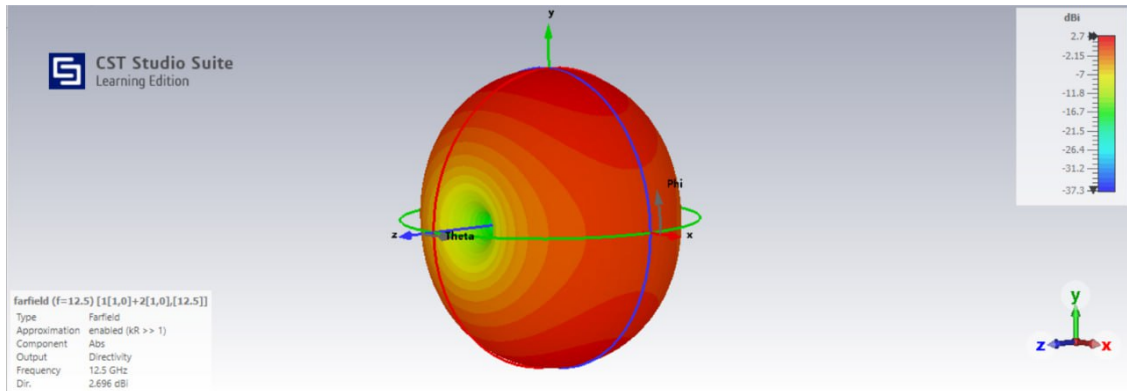


Figura 1.5: Rappresentazione 3D del diagramma di radiazione ottenuto per il modo comune, alla frequenza $f=12.5\text{GHz}$ e alla distanza tra i dipoli $d=6\text{ mm}$. La legenda relaciona la variazione di colore con la variazione dell'intensità del campo espressa in dBi (rosso per campi più intensi, blu per campi meno intensi).

Per confrontare il comportamento del modello con la letteratura, si è diminuita la frequenza di lavoro a 1 GHz. Dunque, la lunghezza d'onda aumenta e alla distanza $d = 6$ mm la condizione teorica viene rispettata; infatti si ottiene una circonferenza, come mostrato in figura 1.6. Inoltre, si è provato a diminuire la distanza tra i dipoli a $d = 1.6$ mm affinché si potesse ottenere un diagramma più simile a una circonferenza alla nostra frequenza di lavoro, come mostrato in figura 1.6.

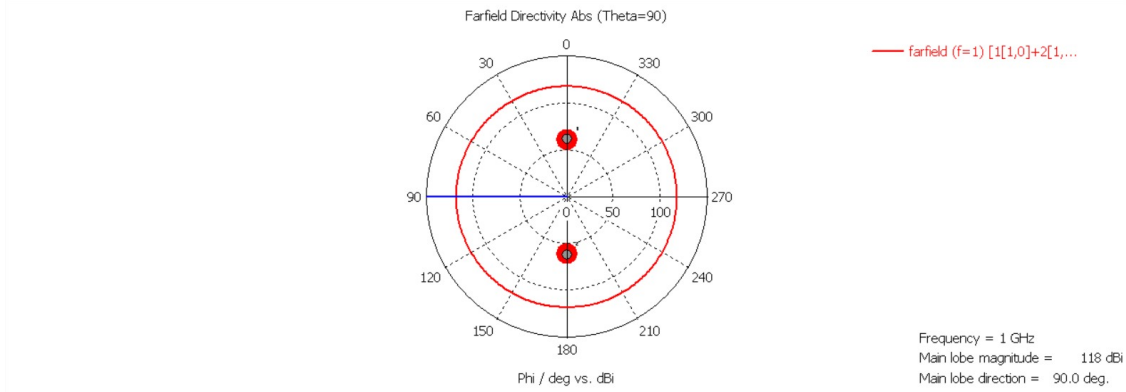


Figura 1.6: Rappresentazione 2D del diagramma di radiazione ottenuto per il modo comune, alla frequenza $f=1$ GHz e alla distanza tra i dipoli $d= 6$ mm.

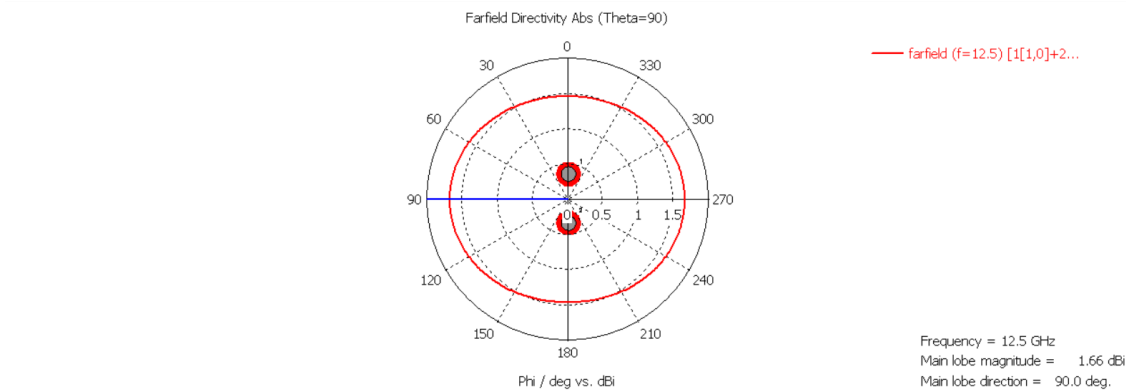


Figura 1.7: Rappresentazione 2D del diagramma di radiazione ottenuto per il modo comune, alla frequenza $f=12.5$ GHz e alla distanza tra i dipoli $d= 1.6$ mm.

I diagrammi di radiazione ottenuti tramite l'eccitazione in modo comune possono presentare un picco di intensità maggiore rispetto a quelli ottenuti in modo differenziale poichè i campi elettrici tendono a sommarsi, mentre nel modo differenziale tendono a sottrarsi.

1.2.2 Eccitazione in modo differenziale

Nel modo differenziale, i bracci del dipolo sono alimentati in maniera opposta (180 gradi fuori fase). Questo significa che quando un braccio del dipolo è in un ciclo positivo, l'altro è in un ciclo negativo, e viceversa. Le antenne che operano in modo differenziale possono avere un modello di radiazione diverso e sono spesso utilizzate per applicazioni speciali, come la riduzione delle interferenze o la direzionalità migliorata. Questa configurazione può produrre un modello di radiazione più direzionale. La radiazione è più forte in una direzione e più debole nell'opposta, a seconda di come i dipoli sono orientati e alimentati.

Le considerazioni teoriche sono analoghe al caso precedente ma, in questo caso, essendo le correnti opposte il campo è:

$$\bar{E}_D(P) = M\bar{f}(\theta, \phi) \frac{e^{-j\beta_0 r}}{r} I_D 2j \sin(\beta_0 \frac{d}{2} \sin\theta \cos\phi)$$

Anche in questo caso il massimo va ricercato nel piano ortogonale all'asse dei dipoli, dove $\theta = 90^\circ$. Per le considerazioni fatte precedentemente, considerando $d \ll \lambda$ si ottiene come modulo del campo:

$$|\bar{E}_D(P)| = \pi f^2 \mu_0 \sqrt{\mu_0 \epsilon_0} \frac{|I_D|}{p} d L \cos(\phi)$$

Considerando il piano ortogonale all'asse dei dipoli, la distribuzione varia come il $\cos(\phi)$, quindi quando $\phi = 0^\circ$, la radiazione è massima, mentre quando $\phi = 90^\circ$ la radiazione è minima, per cui si ottiene una specie di 8. Valutando i diagrammi ottenuti dalla simulazione, otteniamo un andamento simile a quello di un 8 schiacciato, come si osserva in figura 1.8. Questo risultato coincide con la rappresentazione teorica poichè la forma schiacciata è dovuta alla rappresentazione del diagramma in decibel e non in unità lineari. Quando i dipoli sono eccitati in modo differenziale, con correnti che scorrono in direzioni opposte, il diagramma di radiazione mostra due massimi principali, disposti simmetricamente lungo l'asse x. Questi massimi sono apprezzabili in figura 1.8 e 1.9.

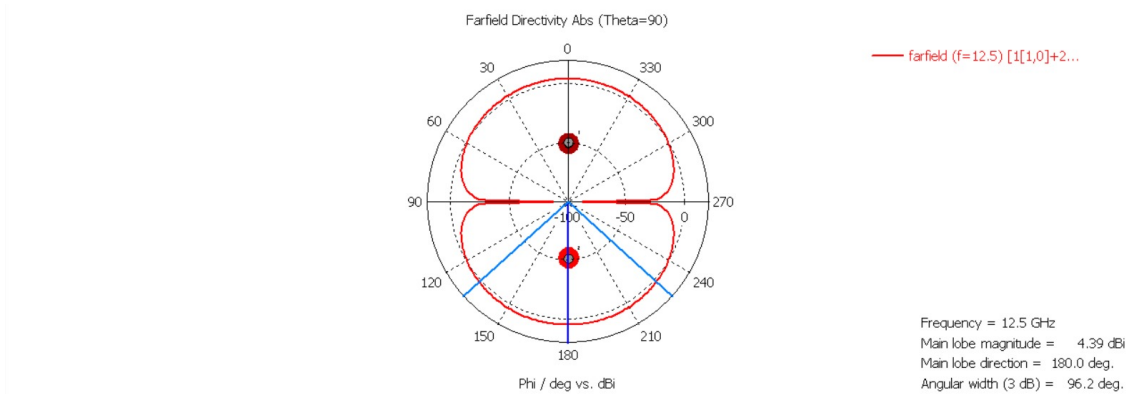


Figura 1.8: Rappresentazione 2D del diagramma di radiazione ottenuto per il modo differenziale. Ottenuto alla frequenza $f=12.5\text{GHz}$ e alla distanza tra i dipoli $d=6\text{ mm}$

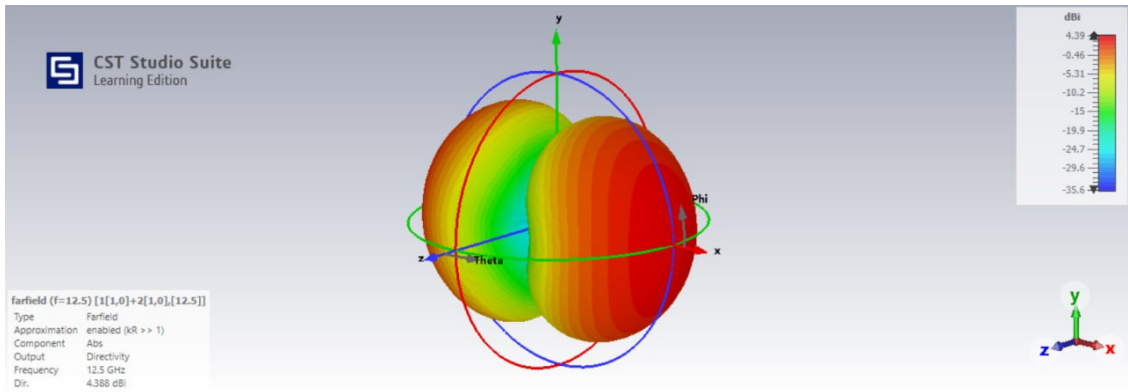


Figura 1.9: Rappresentazione 3D del diagramma di radiazione ottenuto per il modo differenziale. La legenda relaciona la variazione di colore con la variazione dell'intensità del campo espressa in dBi (rosso per campi più intensi, blu per campi meno intensi). Ottenuto alla frequenza $f=12.5\text{GHz}$ e alla distanza tra i dipoli $d=6\text{ mm}$

1.3 Simulazione nello spazio libero

Le valutazioni che seguiranno terranno conto dei dipoli eccitati in modo differenziale.

Si inserisce ora uno schermo inizialmente “vuoto” per simulare lo spazio libero e in seguito composto da rame. Lo scopo di tale operazione è stato quello di valutare l'efficienza della schermatura, ponendola nella direzione di massima radiazione.

È stato posizionato un monitor di campo lontano lungo la direzione x di massima radiazione ed è stato calcolato il modulo del campo elettrico di riferimento E_0 in tale punto. Il dipolo irradia prevalentemente in un piano intorno ad esso, con la componente principale del campo elettrico che tende ad essere parallela al dipolo stesso.

Dunque, è stato posizionato un *brick* posto sul piano yz, settando come materiale "*Vacuum*", dal momento che si vuole valutare il campo E_0 , cioè il campo in assenza di schermature. La schermatura, in questo caso fittizia, ha i seguenti parametri:

- $BoxHeight = 30.5343$ mm , come lunghezza della schermatura
- $BoxWidth = 72$ mm, come larghezza della schermatura
- $BoxThickness = 0.1$ mm, come spessore della schermatura
- $d = 6$ mm , come distanza tra i due dipoli

A questo punto l'inserimento di un *probe* ha permesso di valutare il segnale del campo elettrico irradiato dai due dipoli lungo la direzione x di massima radiazione. Questa ha orientazione "*all*" ed è posizionata a distanza di 120 mm lungo x.

Sono state modificate le condizioni al contorno, ponendo la condizione "*Open*" lungo le coordinate y e z e la condizione "*Open (add space)*" lungo la direzione di massima propagazione, x. L'opzione "*open*" nelle *Boundary Conditions* indica che il confine è trattato come se fosse aperto allo spazio libero, il che significa che non ci sono riflessioni o assorbimenti del campo elettromagnetico al bordo del dominio di simulazione. Quindi, il campo può uscire liberamente dal dominio di simulazione come se non ci fossero ostacoli o confini. La dicitura "*open (add space)*" significa che oltre al trattamento dei confini come "aperti", il software si occupa anche di gestire l'interazione dell'onda con il confine in modo tale che le onde lascino il dominio simulato come se stessero effettivamente viaggiando verso l'infinito, senza riflettere indietro.

La configurazione complessiva risulta essere quella in figura 1.10.

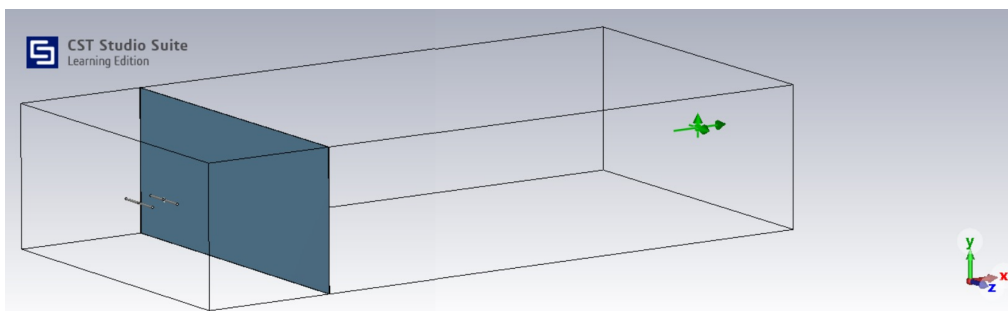


Figura 1.10: Disposizione dello schermo fittizio e del probe sulla direzione di massima radiazione (lungo l'asse x) per il modo differenziale.

Analogamente a quanto fatto nella sezione precedente, l'eccitazione dei dipoli è avvenuta attraverso l'utilizzo di due porte discrete, impostando un'eccitazione di tipo "*Current*" pari a 1 mA e invertendo le polarità tra i due dipoli per ottenere il

modo. In figura 1.11 è rappresentato l'andamento del campo di riferimento E_0 a livello del *probe*, nel range di frequenza considerato.

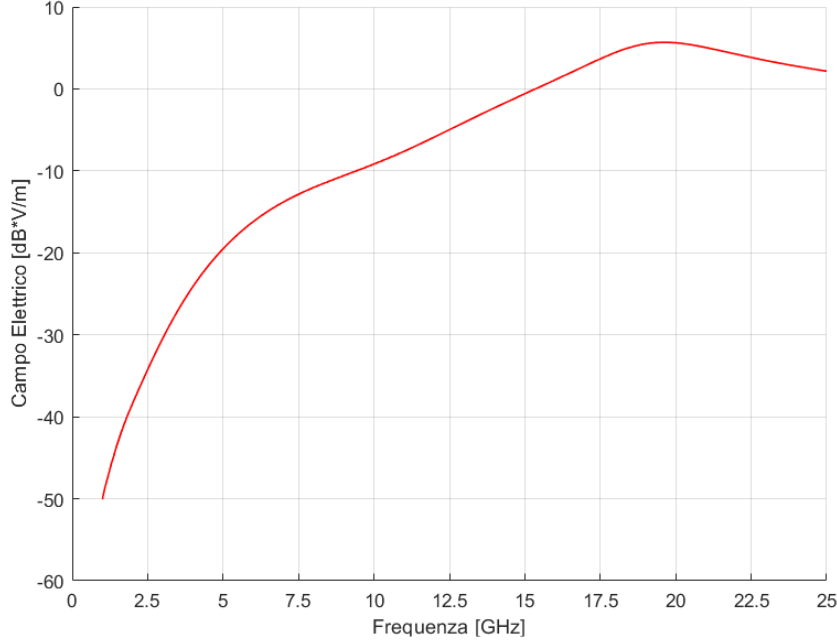


Figura 1.11: *Modulo del campo elettrico in funzione della frequenza nel caso di schermo fittizio. Valutazione effettuata ad una distanza pari a 120 mm dallo schermo.*

1.4 Simulazione con schermatura di rame senza apertura

Sono stati ripetuti i passaggi descritti fino a questo punto, ma considerando una lastra di rame. La presenza di un blocco di rame tra due dipoli che irradiano e un'antenna ricevente cambierà significativamente il campo elettrico (campo E) rilevato dall'antenna. Infatti, il rame è un conduttore eccellente e quindi schermanà efficacemente il campo elettromagnetico. Questo significa che gran parte dell'energia irradiata dai dipoli sarà riflessa o assorbita dal blocco di rame e non raggiungerà l'antenna ricevente. Quando l'onda colpisce la superficie di materiale, essa si divide in 3 parti: campo incidente, campo riflesso e campo trasmesso. La riflessione è il principale meccanismo di abbattimento del campo, seguito dall'assorbimento all'interno del materiale. Il contributo della riflessione è legato alle proprietà dei metalli, i quali presentano una conducibilità elevata che è funzione della frequenza. Quando l'onda elettromagnetica raggiunge la superficie dello schermo, si verifica il fenomeno dell'effetto pelle, per il quale il campo nel metallo risente di un'attenuazione esponenziale con valore $e^{-\alpha z}$ nelle regioni più vicine alla superficie. La costante di

attenuazione α si esprime come il reciproco di δ , definito come lo spessore di penetrazione, che indica la distanza a cui il campo viene attenuato di un fattore $1/e$. Lo spessore dello schermo dovrebbe sempre essere molto maggiore dello spessore di attenuazione, in modo da avere un campo attenuato in uscita.

La ricezione del campo E sarà quindi notevolmente ridotta, prossima allo 0 in tutto il range di frequenza, come è evidente in figura 1.12). In generale, nei problemi di compatibilità elettromagnetica, l'inserimento di una schermatura ha l'obiettivo di limitare o eliminare l'interferenza elettromagnetica tra diversi dispositivi o di proteggere componenti sensibili da campi elettromagnetici esterni. Questa interferenza può derivare da sorgenti interne o esterne e può compromettere il funzionamento normale dei circuiti elettronici.

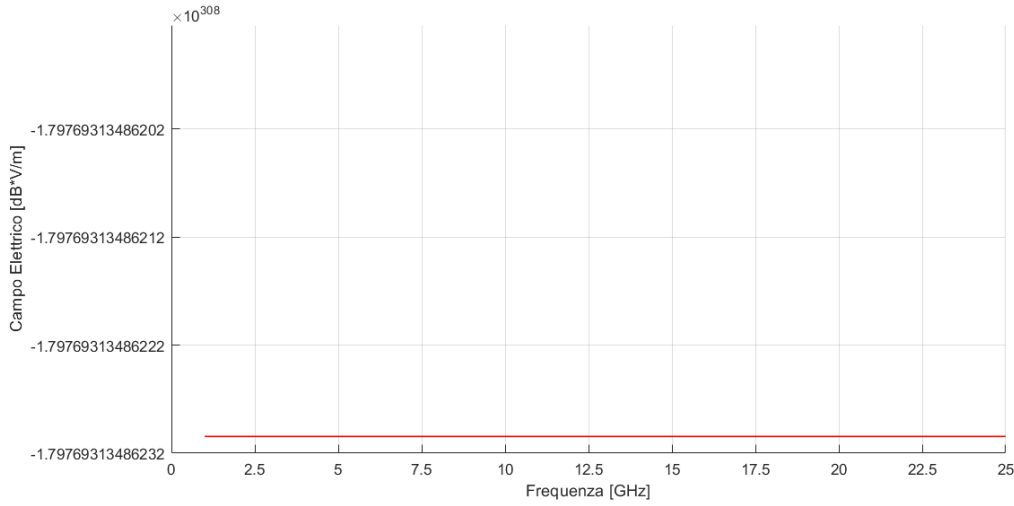


Figura 1.12: Modulo del campo elettrico in funzione della frequenza con schermo di rame. Valutazione effettuata ad una distanza pari a 120mm dallo schermo.

Giunti a questo punto è stato possibile determinare l'efficienza della schermatura (SE, *shielding effectiveness*), la quale indica il rapporto tra campo incidente e campo trasmesso, nel nostro caso rispettivamente il campo ottenuto in caso di schermatura con vuoto ed il campo ottenuto inserendo la schermatura di rame.

$$SE = -20 \log\left(\frac{E}{E_0}\right)$$

Con schermatura di rame il valore del campo elettrico risulta prossimo a 0 (in unità lineari) in tutto il range di frequenza considerato. Ci si può aspettare, dunque, SE infinito.

1.5 Simulazione con schermatura di rame e apertura

A questo punto, è stata introdotta un'apertura sullo schermo. Queste, a seconda delle caratteristiche, possono comportarsi come antenne e irradiare un campo elettromagnetico con un campo di irradiazione simile a quello del dipolo. Rispetto al caso precedente, che rappresenta una situazione ideale, ci si aspetta in generale un riduzione dell'efficienza di schermatura. Dalla letteratura, infatti, un'apertura sulla parete di uno schermo costituisce una via d'accesso per il campo elettromagnetico irradiato, comportandosi come un'antenna i cui elementi radianti hanno le stesse dimensioni dell'apertura. I campi interni o quelli esterni allo schermo si possono irradiare attraverso questa apertura, riducendo l'efficienza di schermatura.

L'apertura si comporta dal punto di vista dell'irradiazione quasi come un dipolo. Ma, se un dipolo classico irradia un campo elettromagnetico dove la componente elettrica (E) è parallela all'asse del dipolo e la componente magnetica (H) è perpendicolare ad esso, un'apertura in uno schermo conduttivo irradia con le componenti scambiate (dualità). La componente elettrica (E) del campo irradiato dall'apertura è perpendicolare all'asse dell'apertura, mentre la componente magnetica (H) è parallela.

L'obiettivo è simulare l'efficienza di schermatura e valutare come varia modificando la lunghezza della fenditura. In particolare, si vuole trovare la lunghezza per cui l'efficienza di schermatura supera 60 dB in tutto il range di frequenza (se possibile). L'efficienza di schermatura è calcolata come:

$$SE = E_0 - E$$

Valuteremo la SE nel caso di un'apertura parallela all'asse dei dipoli e normale all'asse dei dipoli.

Per realizzarla si è considerata un'apertura di tipo fenditura (molto più lunga che larga) come un *brick* di aria che viene sottratto allo schermo attraverso l'operazione di sottrazione booleana.

La figura 1.13 mostra la configurazione in caso di apertura parallela a z (asse dei dipoli).

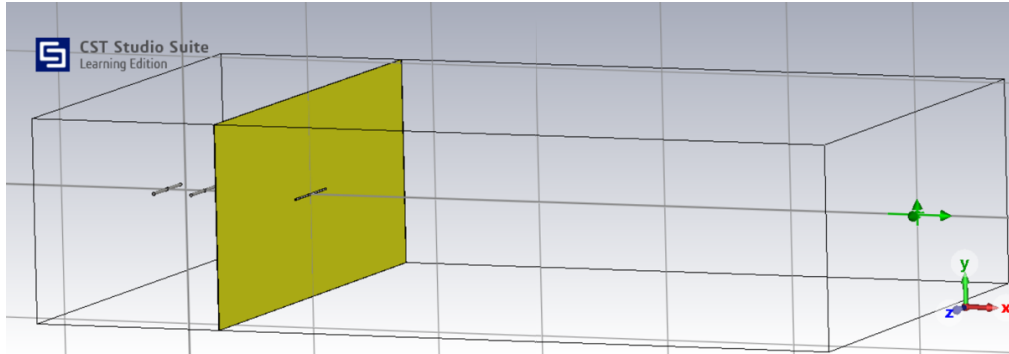


Figura 1.13: Configurazione dello schermo di rame con apertura parallela a z.

Per verificare l'effetto dell'apertura sulla SE, si è considerato come primo valore di lunghezza dell'apertura $L_a = \lambda/2 = 12$ mm e come larghezza fissa $W_a = 0.01\lambda = 0.24$ mm. La lunghezza L_a sarà variata per poi valutare quanto e in che modo influisce sul campo elettrico trasmesso.

1.5.1 Apertura parallela lungo z

Si considera come primo caso quello in cui l'apertura è orientata lungo z, parallela all'orientamento dei dipoli.

L'apertura estesa lungo l'asse z sarà efficiente nell'irradiare o ricevere campi con componente elettrica (E) normale quindi lungo y. Tuttavia, i dipoli eccitati in modo differenziale lungo z producono principalmente una componente elettrica parallela, quindi lungo z. Dunque, c'è un disallineamento tra la polarizzazione del campo irradiato dai dipoli e la polarizzazione ottimale per l'apertura. Questo riduce l'efficienza con cui l'apertura può ricevere o trasmettere energia dal campo dei dipoli.

Al fine di cercare la lunghezza dell'apertura per cui la $SE \geq 60$ dB, si è variata la stessa, riducendola. Come mostrato in figura 1.14, ne risulta che il campo elettrico diminuisce e l'efficienza di schermatura aumenta. Si nota come la lunghezza che soddisfa i requisiti di schermatura è $L_a = 4.8$ mm. La figura 1.15 mostra il campo E irradiato associato alle diverse lunghezze dell'apertura.

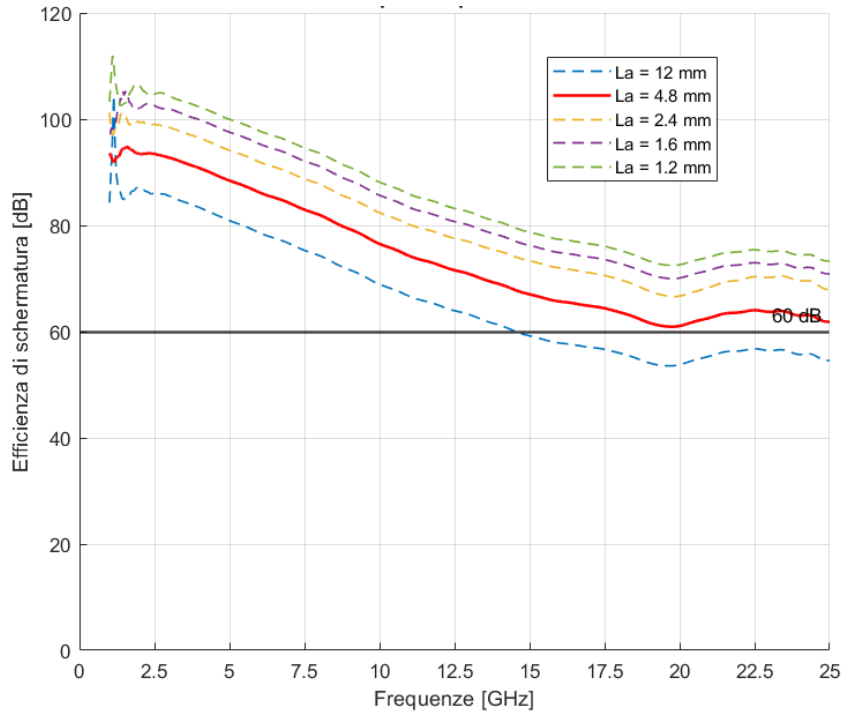


Figura 1.14: SE al variare della lunghezza della fenditura parallela a z . In rosso è evidenziata la prima lunghezza alla quale la SE supera a tutte le frequenze la soglia 60dB, contrassegnata dalla linea orizzontale in nero. La lunghezza che soddisfa i requisiti di schermatura è $La = 4.8$ mm

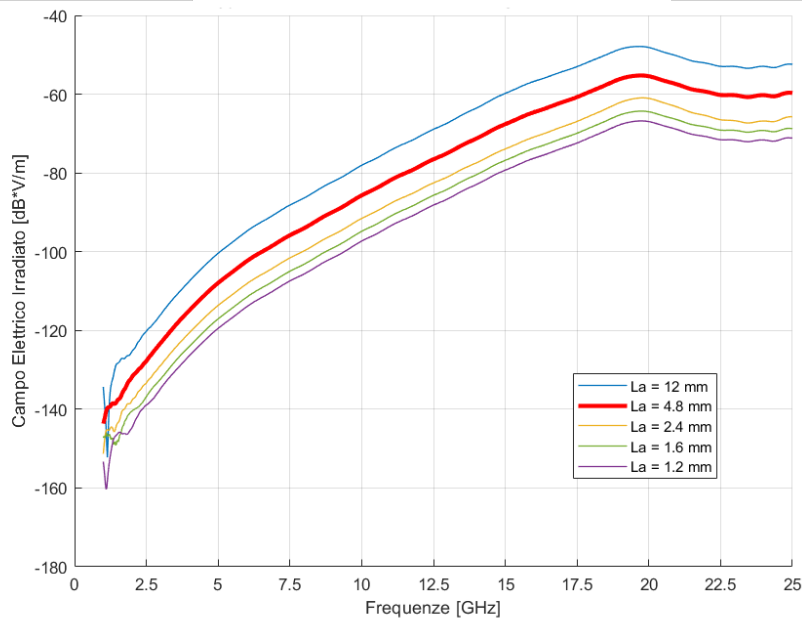


Figura 1.15: Irradiazione del campo E nel caso di apertura parallela di varie lunghezze. In rosso è evidenziato il campo E irradiato associato alla prima lunghezza alla quale la SE supera a tutte le frequenze la soglia 60dB. La lunghezza che soddisfa i requisiti di schermatura è $La = 4.8$ mm

1.5.2 Apertura normale lungo y

Si considera ora il caso in cui l'apertura è normale, quindi è orientata lungo y, perpendicolare all'orientamento dei dipoli.

In questo caso, c'è una migliore corrispondenza di polarizzazione rispetto al caso dell'apertura lungo l'asse z. I dipoli producono un campo con componente elettrica lungo z, che è perpendicolare all'orientamento fisico dell'apertura (lungo y), quindi più in linea con la polarizzazione ottimale per l'apertura.

Dunque, rispetto al caso precedente, l'accoppiamento tra i dipoli e l'apertura sarà più efficiente, dal momento che quest'ultima sarà in grado di ricevere e trasmettere energia più efficacemente dal campo elettromagnetico prodotto dai dipoli.

Anche in questo caso, al fine di cercare la lunghezza dell'apertura per cui la SE ≥ 60 dB, si è variata la stessa, riducendola. Si può osservare in figura 1.16 come il campo elettrico diminuisce e l'efficienza di schermatura aumenta. La lunghezza che ora soddisfa i requisiti di schermatura è $La = 2.4$ mm.

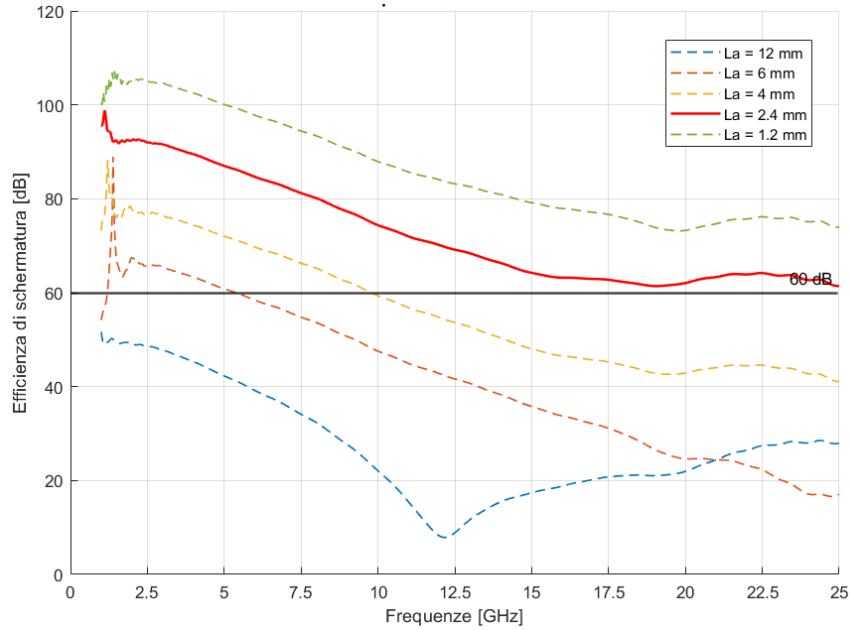


Figura 1.16: SE al variare della lunghezza della fenditura normale a z. In rosso è evidenziata la prima lunghezza alla quale la SE supera a tutte le frequenze la soglia 60dB, contrassegnata dalla linea orizzontale in nero. La lunghezza che soddisfa i requisiti di schermatura è $La = 2.4$ mm

La figura 1.17 mostra il campo E irradiato associato alle diverse lunghezze dell'apertura.

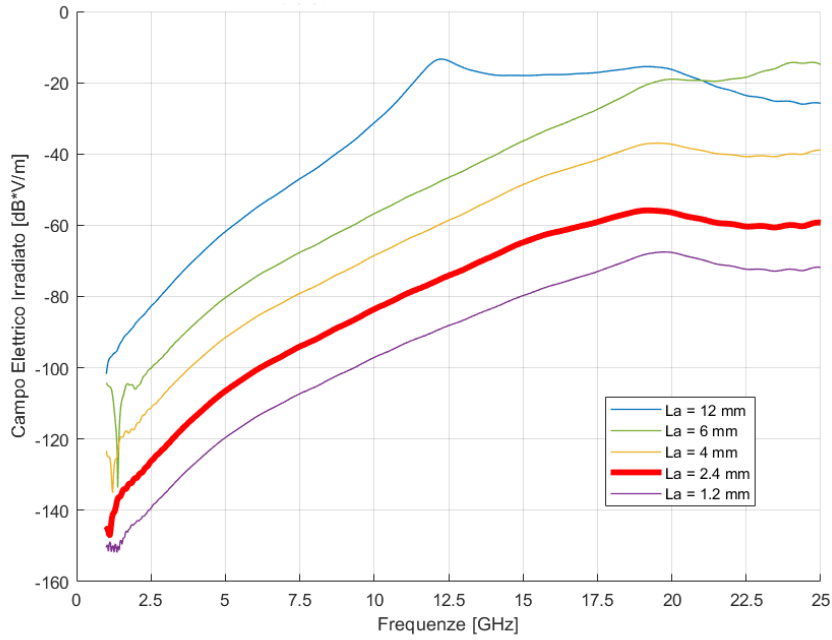


Figura 1.17: Irradiazione del campo E nel caso di apertura normale di varie lunghezze. In rosso è evidenziato il campo E irradiato associato alla prima lunghezza alla quale la SE supera a tutte le frequenze la soglia 60dB. La lunghezza che soddisfa i requisiti di schermatura è $La = 2.4$ mm

Per confrontare la SE tra i due orientamenti delle aperture, sono stati realizzati i grafici 1.18 e 1.19 alla frequenza di lavoro $f = 12.5$ GHz. Le ascisse rappresentano le lunghezze dell'apertura e le ordinate i valori della SE.

Sono state svolte dieci simulazioni ciascuna per apertura parallela e normale all'orientamento dei dipoli, variando ad ogni simulazione la lunghezza della fenditura come segue:

- $L = 0.48$ mm
- $L = 1.6$ mm
- $L = 2.67$ mm
- $L = 4$ mm
- $L = 6$ mm
- $L = 1.2$ mm
- $L = 2.4$ mm
- $L = 3$ mm
- $L = 4.8$ mm
- $L = 12$ mm

L'andamento generale è il prodotto dell'applicazione di una funzione di interpolazione di MatLab basato sulle dieci lunghezze di simulazione.

I grafici delle figure 1.19 e 1.18 confermano la teoria. Simulando apertura normale e parallela si nota che, a parità di lunghezza, quella parallela risulta più efficace, dal momento che si registra un campo inferiore. Si nota, inoltre, che a distanze più

piccole i valori di SE sono più confrontabili tra le due fenditure. È a $L_a = 1.6$ mm che cominciano a notarsi delle differenze.

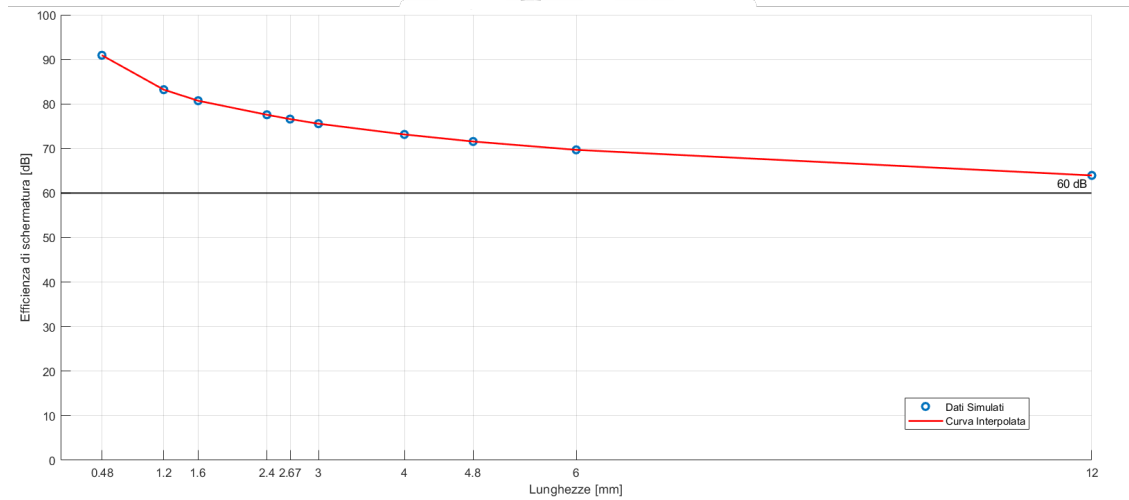


Figura 1.18: Efficienza di schermatura a $f = 12.5\text{GHz}$ al variare della lunghezza dell'apertura parallela. La linea orizzontale in nero rappresenta la soglia di SE a 60 dB.

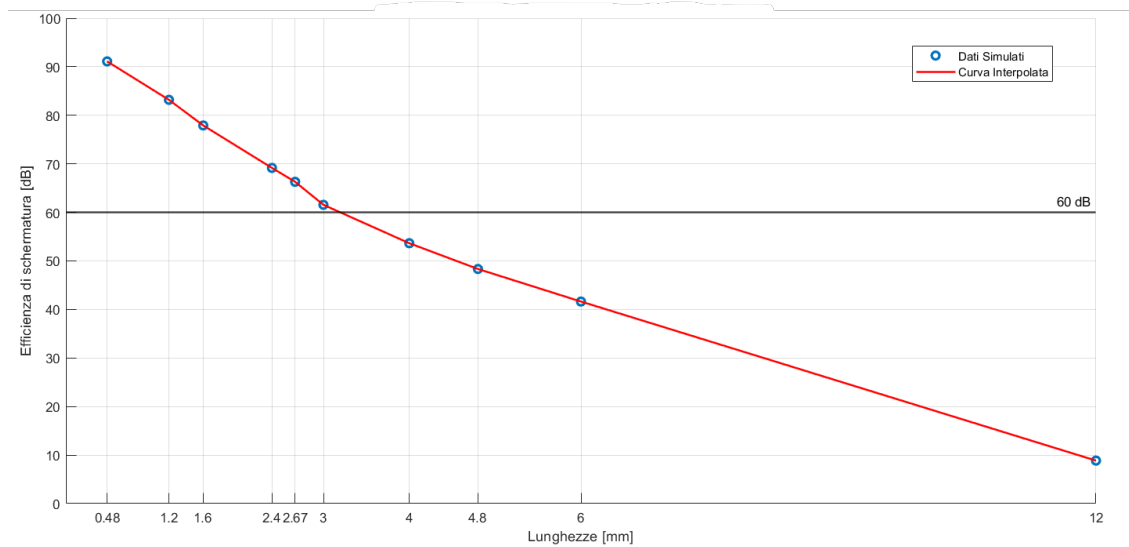


Figura 1.19: Efficienza di schermatura a $f = 12.5\text{GHz}$ al variare della lunghezza dell'apertura normale. La linea orizzontale in nero rappresenta la soglia di SE a 60 dB.

Nella figura 1.18 e 1.19, sull'asse delle ordinate non sono stati riportati i valori di SE corrispettivi ai valori delle lunghezze sulle ascisse per garantire una miglior visualizzazione. I valori registrati sono riportati nelle tabelle 1.1 e 1.2.

È evidente che alla nostra frequenza di lavoro di 12.5 GHz, nel caso di apertura parallela la SE è sempre superiore a 60 dB per le lunghezze simulate, mentre per l'apertura normale, i 60 dB sono registrati per una lunghezza di 3.0 mm e inferiori.

| Lunghezze (mm) | SE a 12.5 GHz (dB) |
|----------------|--------------------|
| 0.48 | 90.9230 |
| 1.2 | 83.1978 |
| 1.6 | 80.7171 |
| 2.4 | 77.5632 |
| 2.67 | 76.5967 |
| 3.0 | 75.5579 |
| 4.0 | 73.1425 |
| 4.8 | 71.5624 |
| 6.0 | 69.6853 |
| 12.0 | 63.9439 |

Tabella 1.1: Valori delle lunghezze (mm) dell'apertura parallela e corrispettivi SE a 12.5 GHz.

| Lunghezze (mm) | SE a 12.5 GHz (dB) |
|----------------|--------------------|
| 0.48 | 91.1129 |
| 1.2 | 83.1935 |
| 1.6 | 77.9085 |
| 2.4 | 69.1659 |
| 2.67 | 66.2982 |
| 3.0 | 61.5574 |
| 4.0 | 53.6490 |
| 4.8 | 48.3391 |
| 6.0 | 41.6318 |
| 12.0 | 8.8598 |

Tabella 1.2: Valori delle lunghezze (mm) dell'apertura normale e corrispettivi SE a 12.5 GHz

Capitolo 2

Valutazione del SAR in diversi campioni biologici

La seguente simulazione ha come obiettivo quello di modellare dei campioni di tessuto biologico al fine di valutarne il SAR (*Specific Absorption Rate*, tasso di assorbimento specifico), a seguito dell'esposizione ad un campo elettrico irradiato da una coppia di dipoli. Inizialmente, sono stati modellati due campioni biologici monostrato, rappresentanti il tessuto "sclera-retina" e il tessuto "midollo osseo", e posizionati lungo l'asse di massima irradiazione della coppia di dipoli, ovvero l'asse x , ad una distanza di 20 mm da questi ultimi. Per valutare l'andamento del SAR all'interno dei campioni, questi sono stati esposti a campi elettromagnetici generati dalla coppia di dipoli, eccitati in modo differenziale con correnti di alimentazione di 1 mA, 10 mA e 100 mA. Successivamente, è stata condotta una simulazione su un campione biologico multistrato, dato dalla successione degli strati "pelle", "grasso", "muscolo" e "osso corticale", per valutare gli effetti dell'assenza o della presenza di impianti metallici sull'assorbimento del campo elettromagnetico, dunque sul SAR.

Tutte le simulazioni sono state effettuate inserendo un monitor di tipo "*Power loss density/SAR*" per misurare la densità di perdita di potenza o il SAR in un modello simulato. La densità di perdita di potenza si riferisce alla quantità di potenza elettromagnetica assorbita e convertita in calore in un dato volume di materiale. Questo parametro è cruciale per valutare l'effetto del riscaldamento causato dalle radiazioni elettromagnetiche in diversi materiali, inclusi i tessuti biologici. È generalmente misurata in watt su metro cubo (W/m^3). Il SAR è una misura di quanta energia delle radiazioni elettromagnetiche viene assorbita dal corpo umano quando esposto a un campo elettromagnetico. È definito come la potenza assorbita per unità di massa (con unità di misura W/Kg), dove la potenza assorbita può essere espressa come il prodotto della conducibilità del materiale σ per il modulo quadro del campo elettrico interno E_i considerato su un volume specifico del corpo, mentre la massa è rappresentata dalla densità del materiale ρ_m .

$$SAR = \frac{\Delta W_i}{\Delta M} = \frac{\sigma E_i^2 \Delta V_i}{\rho_m \Delta V_i} = \frac{\sigma}{\rho_m} E_i^2 \quad \left[\frac{W}{kg} \right]$$

È un indicatore critico per valutare l'esposizione umana alle radiazioni elettromagnetiche e per lo studio degli effetti biologici che queste hanno in termini di valutazione del rischio per la salute.

2.1 Simulazione di un campione biologico omogeneo

Considerando la configurazione dei dipoli presentata nel capitolo precedente, si vuole ora simulare un campione biologico omogeneo posizionato lungo la direzione di massima irradiazione per il modo differenziale, a una distanza di 20 mm. Per ciascun tessuto, "sclera-retina" e "midollo osseo", è stato definito in CST un materiale caratterizzato dai valori specifici di conducibilità elettrica σ , costante dielettrica ϵ e densità ρ .

Dunque, è stato posto un parallelepipedo sul piano yz, settando i seguenti parametri per simulare il "midollo osseo":

- *BoxHeight* = 15.2671 mm , come lunghezza della schermatura
- *BoxWidth* = 36 mm, come larghezza della schermatura
- *BoxThickness* = 24 mm, come spessore della schermatura
- $\epsilon = 11.24$, come costante dielettrica
- $\sigma = 0.23 \text{ S/m}$, come conducibilità elettrica
- $\rho = 1027 \text{ Kg/m}^3$, come densità
- $d = 6 \text{ mm}$, come distanza tra i due dipoli

Successivamente, per simulare la "sclera-retina", i parametri diventano:

- *BoxHeight* = 15.2671 mm , come lunghezza della schermatura
- *BoxWidth* = 36 mm, come larghezza della schermatura
- *BoxThickness* = 24 mm, come spessore della schermatura
- $\epsilon = 55.15$, come costante dielettrica
- $\sigma = 1.18 \text{ S/m}$, come conducibilità elettrica

- $\rho = 1076 \text{ Kg/m}^3$, come densità
- $d = 6 \text{ mm}$, come distanza tra i due dipoli

Si precisa che i valori di costante dielettrica, conducibilità elettrica e densità sono quelli alla frequenza di 947.5 MHz.

La costante dielettrica o permittività elettrica ϵ di un materiale è definita come il prodotto della permittività del vuoto ϵ_0 e la permittività relativa ϵ_r di quel materiale. La costante dielettrica è fortemente legata alla suscettività elettrica, ovvero alla predisposizione del materiale a polarizzarsi quando viene applicato un campo elettrico. La polarizzazione di atomi e molecole produce un campo elettrico aggiuntivo nel materiale, e la permittività elettrica ne quantifica l'entità per unità di carica elettrica. Un valore elevato di ϵ significa che il materiale può essere facilmente polarizzato. La costante dielettrica di un materiale può variare in base a diversi fattori, come la frequenza del campo elettrico applicato, la temperatura e la pressione.

La conducibilità elettrica, invece, indicata con il simbolo σ , è una proprietà dei materiali che descrive la loro capacità di condurre corrente elettrica.

Per la seguente simulazione sono state settate come condizioni al contorno "Open" ovunque, eccetto sul piano dietro i dipoli (X_{min}), in cui è stata impostata la condizione "Open(add space)". Questa condizione è progettata per simulare uno spazio aggiuntivo oltre i limiti della regione di simulazione definiti, estendendo il dominio della simulazione senza aumentare la complessità o il tempo di calcolo necessari per simulare direttamente quella regione aggiuntiva. È particolarmente utile in situazioni dove si desidera minimizzare gli effetti dei bordi della regione di simulazione sull'oggetto studiato.

2.1.1 Valutazione del SAR in un campione biologico omogeneo

Considerando il tessuto "midollo osseo", si è valutato il SAR 3D su tutto il volume, inserendo un piano di taglio xy normale a z per apprezzare meglio le differenze. Nelle figure 2.1, 2.2 e 2.3 è visualizzato un oggetto tridimensionale colorato con diverse tonalità che rappresentano il livello di SAR all'interno del tessuto simulato, secondo la legenda sulla destra. I colori variano dal rosso, che indica aree di maggiore assorbimento di energia (e quindi un SAR più alto), al blu, che indica aree di minore assorbimento. La simulazione è stata eseguita a una frequenza di 12,5 GHz. Come si vede in figura 2.1, con una corrente di alimentazione di 1 mA, il valore massimo di SAR (nella porzione visualizzata come grafico a colori) è di 0,000193 W/kg, mentre il valore minimo è di 0 W/kg. I valori del SAR sono estremamente bassi e ben al di sotto dei limiti di esposizione tipici stabiliti dalle

linee guida internazionali per la sicurezza umana. Ottenere 0 W/kg come valore minimo di SAR suggerisce che ci sono aree all'interno del volume simulato dove non c'è assorbimento di energia; questo potrebbe essere il risultato di una minima penetrazione del campo elettromagnetico in quelle zone o della presenza di materiale con proprietà di basso assorbimento.

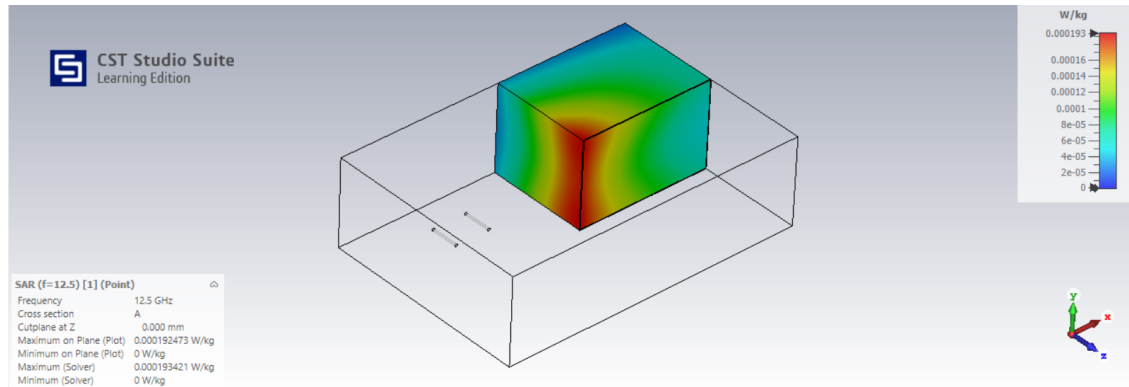


Figura 2.1: Rappresentazione 3D del SAR nel "midollo osseo" calcolato per una corrente di valore 1 mA. In legenda con scala colori si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0.000193 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

In figura 2.2 riportiamo i risultati ottenuti dalla simulazione con corrente di alimentazione di 10 mA, mentre in figura 2.3 i risultati ottenuti da simulazione con corrente di alimentazione di 100 mA.

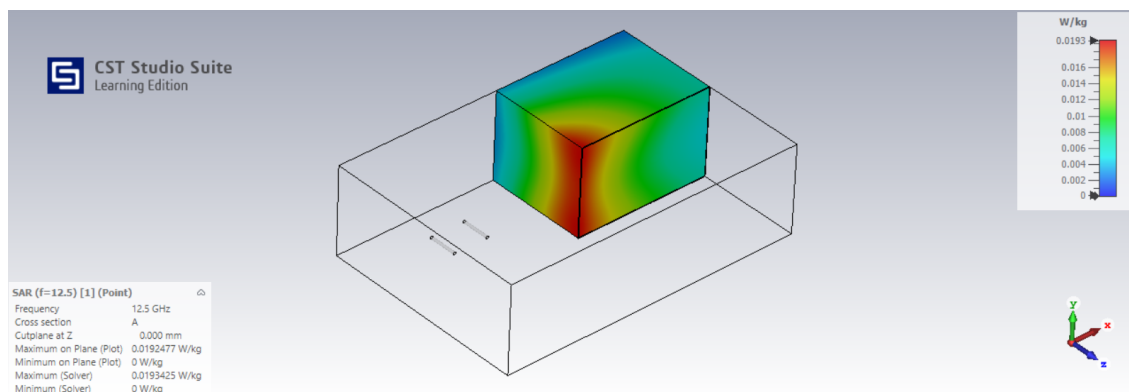


Figura 2.2: Rappresentazione 3D del SAR nel "midollo osseo" calcolato per una corrente di valore 10 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0,0193 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

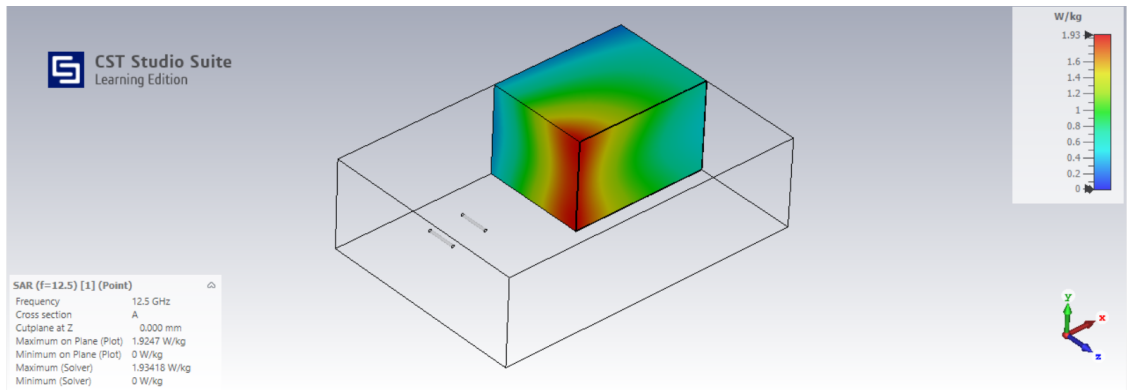


Figura 2.3: Rappresentazione 3D del SAR nel "midollo osseo" calcolato per una corrente di valore 100 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 1,93 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

Nelle tre condizioni studiate la distribuzione di energia all'interno del volume simulato non è uniforme e, se si evidenzia che i pattern di assorbimento sono i medesimi, di contro si nota che i valori del SAR sono differenti e direttamente proporzionali ai valori delle correnti di alimentazione dei dipoli.

Con le stesse modalità sono state condotte simulazioni considerando il tessuto "sclera-retina". Dalle figure notiamo che il pattern di assorbimento è differente rispetto al tessuto precedentemente simulato e che, anche in questo caso, l'assorbimento non è uniforme all'interno del volume simulato per le correnti di alimentazione di 1 mA, 10 mA e 100 mA, osservabili rispettivamente in figura 2.4, 2.5 e 2.6.

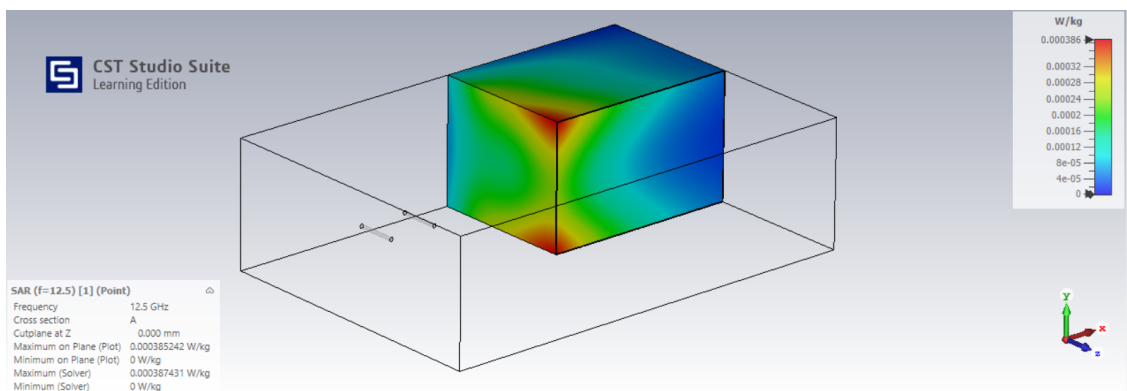


Figura 2.4: Rappresentazione 3D del SAR nella "sclera-retina" calcolato per una corrente di valore 1 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0,000386 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

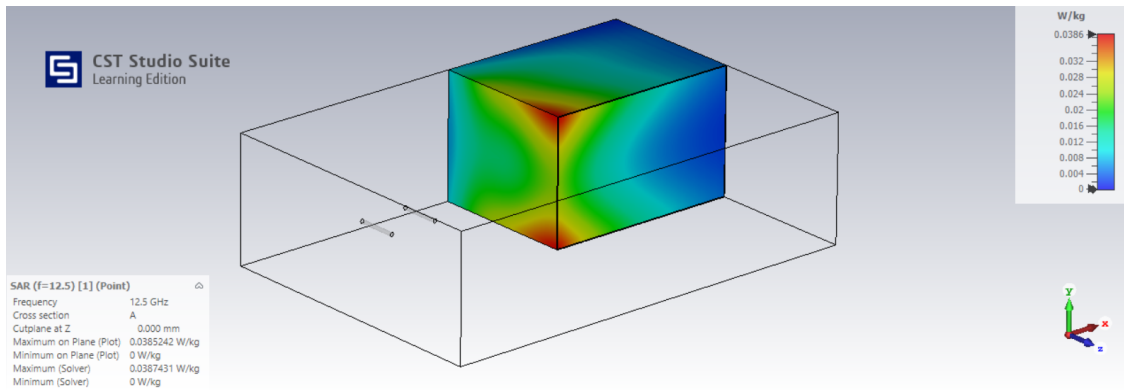


Figura 2.5: Rappresentazione 3D del SAR nella "sclera-retina" calcolato per una corrente di valore 10 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0,0386 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

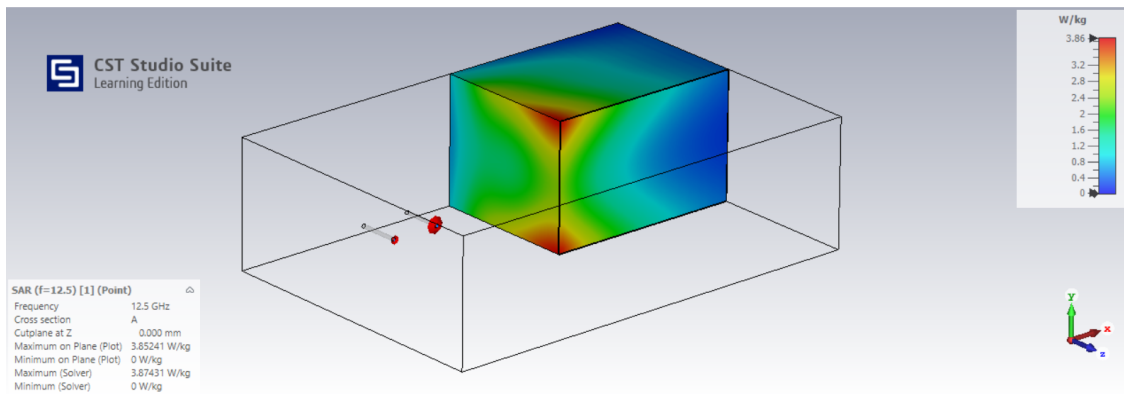


Figura 2.6: Rappresentazione 3D del SAR nella "sclera-retina" calcolato per una corrente di valore 100 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 3,86 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

Dalle simulazioni effettuate si può concludere che il SAR è determinato da diverse variabili fisiche e parametri del tessuto, tra cui:

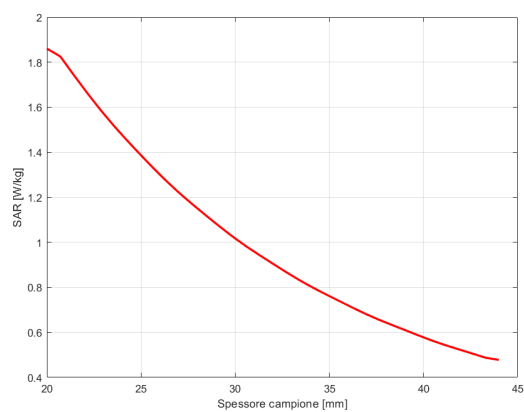
1. Corrente di alimentazione dei dipoli: il SAR è proporzionale al quadrato del campo elettrico, che a sua volta è proporzionale al quadrato della corrente di alimentazione. Dunque, un incremento lineare della corrente di alimentazione del dipolo porta a un incremento quadratico del SAR, fino a che non si raggiungono effetti non lineari o si superano i limiti di sicurezza. Quando il campo elettrico è più intenso, c'è una maggiore interazione con le molecole e i tessuti del corpo, il che porta a un aumento del riscaldamento.
2. La costante dielettrica: un aumento della costante dielettrica può portare a un aumento del SAR poiché il tessuto può immagazzinare più energia elettromagnetica. Si nota, infatti, che il campione costituito da "sclera-retina"

ha SAR più elevato a parità di spessore dal momento che la sua costante dielettrica è maggiore rispetto a quella del "midollo osseo".

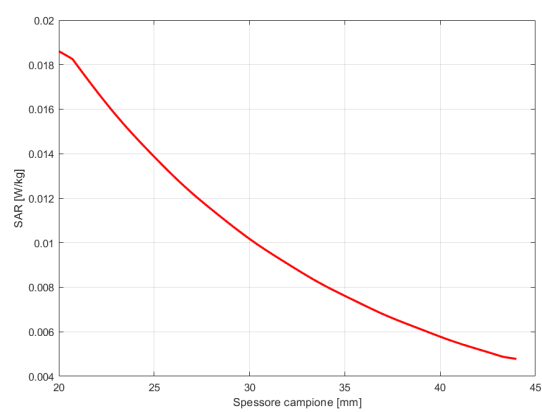
3. La conducibilità elettrica: un aumento della conducibilità porta a un maggiore SAR poiché più corrente può fluire attraverso il tessuto. Infatti, una maggiore conduttività facilita il movimento degli elettroni e quindi un maggiore assorbimento di energia, e una maggiore conversione di energia elettromagnetica in calore per effetto Joule. Anche in questo caso valgono le considerazioni fatte al punto precedente circa il valore di SAR tra i due campioni.
4. La densità del tessuto: può influenzare la penetrazione e la distribuzione del campo elettromagnetico all'interno del tessuto stesso. Tessuti più densi o più ricchi di acqua possono comportare un assorbimento energetico maggiore rispetto a tessuti più leggeri o meno idratati.

A conferma di ciò, valutiamo l'andamento del SAR in relazione alla profondità del campione e all'intensità della corrente usata per eccitare i dipoli nei due tessuti. La relazione tra il SAR e lo spessore del campione è ottenuta valutando il SAR lungo una linea parallela all'asse x e passante esattamente a metà del *gap* tra i poli che compongono i dipoli sorgente. Questa linea sarà utilizzata anche per le analisi del campione multistrato con o senza impianto metallico.

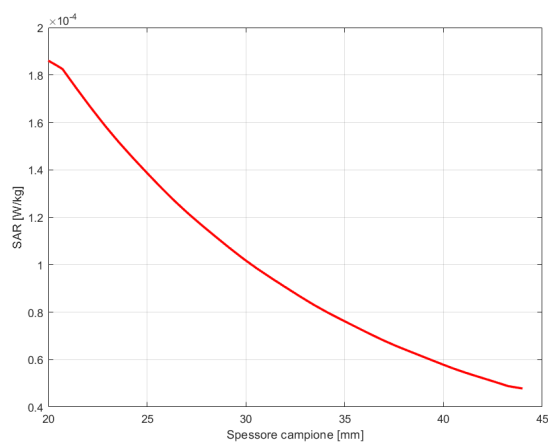
I diagrammi in figura 2.7 e 2.8 mostrano come il SAR diminuisce generalmente con l'aumento della profondità lungo l'asse x in entrambi i tessuti. Si nota che il valore più alto del SAR si registra per correnti più elevate (100 mA), indicando un significativo aumento dell'assorbimento di energia nei tessuti con l'aumento della corrente. Questo dimostra una correlazione diretta e proporzionale tra il SAR e la corrente utilizzata. Inoltre, i livelli di SAR sono superiori nel tessuto "sclera-retina" rispetto al "midollo osseo", a causa della minore conduttività elettrica di quest'ultimo tessuto.



(a)



(b)



(c)

Figura 2.7: Andamento del SAR in funzione della profondità del tessuto "midollo osseo" e al variare della corrente di eccitazione. a) valore corrente = 100 mA; b) valore corrente = 10 mA; c) valore corrente = 1 mA.

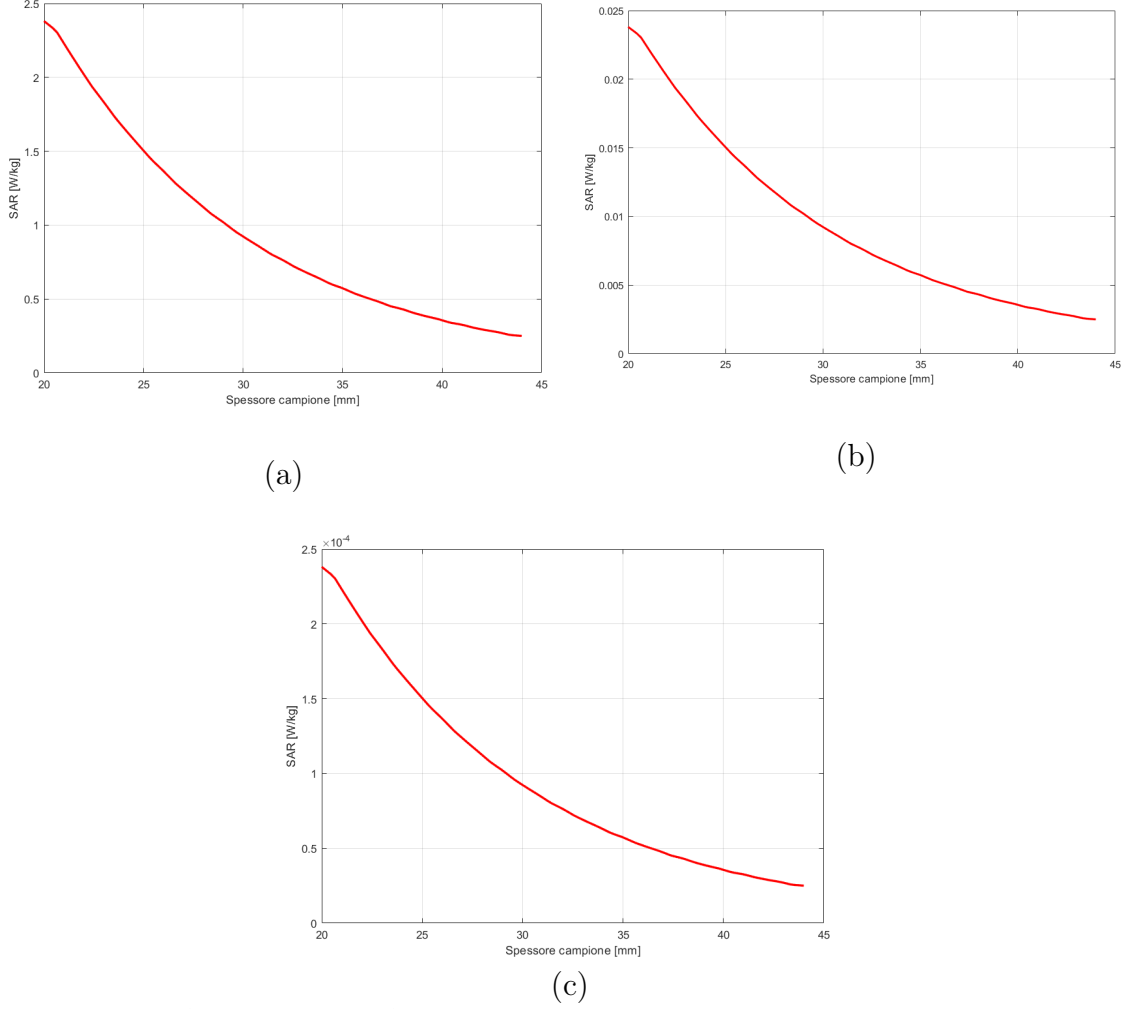


Figura 2.8: Andamento del SAR in funzione della profondità nel tessuto "sclera-retina" e al variare della corrente di eccitazione. a) valore corrente = 100 mA; b) valore corrente = 10 mA; c) valore corrente = 1 mA.

2.2 Valutazione del SAR in un campione biologico multistrato

L'obiettivo della simulazione successiva è quello di indagare sulle variazioni di SAR misurate in un campione biologico multistrato, al cui interno può o meno essere presente un oggetto metallico, il quale rappresenta un impianto protesico. Per studiare gli effetti dell'esposizione a radiazioni sul corpo umano, è stato creato un modello biologico composto da diversi strati come mostrato in figura 2.9. Il modello include l'accostamento di quattro blocchi colorati diversamente per rappresentare la "pelle" in rosa, il "grasso" in giallo, il "muscolo" in rosso e l'"osso corticale" in grigio. Durante la costruzione del modello multistrato, sono state utilizzate

coordinate locali con l'opzione "*Local WCS*", assicurando che tutto il modello fosse allineato a queste coordinate.

Ciascun strato del modello è stato posizionato in modo da essere perpendicolare all'asse di massima irradiazione del sistema comune. Lo strato più esterno, la "pelle", è stato collocato a una distanza di 20 mm dai dipoli, eccitati con correnti di modo differenziale dal valore di 1 mA, 10 mA e 100 mA.

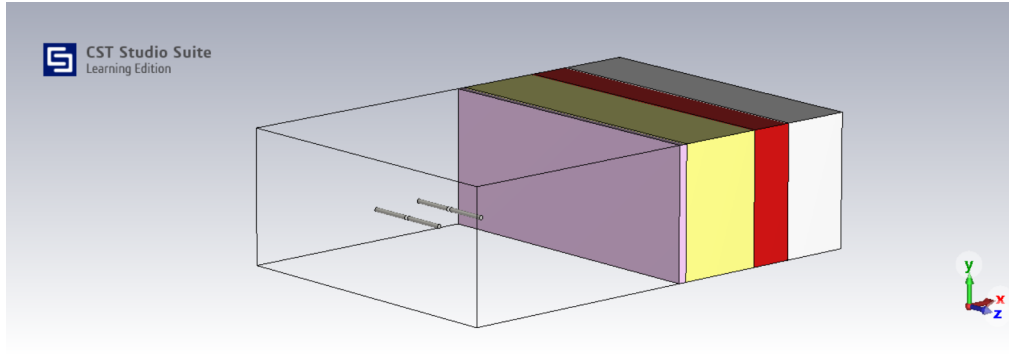


Figura 2.9: Modello del campione biologico multistrato. In rosa è rappresentata la "pelle", in giallo il "grasso", in rosso il "muscolo" e in grigio l'"osso corticale". La "pelle" è collocata a una distanza di 20 mm dai dipoli, eccitati con correnti di modo differenziale (1 mA, 10 mA e 100 mA).

Ogni strato presenta lunghezza e larghezza fissati a:

- $BoxHeight = 15.2671$ mm , come lunghezza della schermatura
- $BoxWidth = 36$ mm, come larghezza della schermatura

Le altre caratteristiche sono state fissate diversamente a seconda dello strato e con i valori di σ , ϵ , e ρ riferiti alla frequenza di 947.5 MHz.

Per lo strato "pelle":

- $BoxThickness = 1$ mm, come spessore dello strato
- $\epsilon = 27.42$, come costante dielettrica
- $\sigma = 0.49$ S/m, come conducibilità elettrica
- $\rho = 1100$ Kg/m³, come densità

Per lo strato "grasso":

- $BoxThickness = 10$ mm, come spessore dello strato
- $\epsilon = 11.31$, come costante dielettrica
- $\sigma = 0.11$ S/m , come conducibilità elettrica

- $\rho = 916 \text{ Kg/m}^3$, come densità

Per lo strato "muscolo":

- $BoxThickness = 5 \text{ mm}$, come spessore dello strato
- $\epsilon = 55.85$, come costante dielettrica
- $\sigma = 0.99 \text{ S/m}$, come conducibilità elettrica
- $\rho = 1041 \text{ Kg/m}^3$, come densità

Per lo strato "osso corticale":

- $BoxThickness = 8 \text{ mm}$, come spessore dello strato
- $\epsilon = 12.41$, come costante dielettrica
- $\sigma = 0.15 \text{ S/m}$, come conducibilità elettrica
- $\rho = 1990 \text{ Kg/m}^3$, come densità

2.2.1 Valutazione del SAR in un campione biologico multistrato senza impianto

Come si può osservare nelle figure 2.10, 2.11 e 2.12, anche nel caso di campioni multistrato i valori del SAR aumentano all'aumentare della corrente di eccitazione, passando da valori massimi di 0.000595 W/Kg nel caso di correnti pari a 1 mA , a valori di 5.95 W/Kg per correnti di 100 mA . A differenza della simulazione precedente, si nota come i valori del SAR variano notevolmente tra i vari strati, con cambiamenti bruschi o gradualmente nel punto dove diversi tessuti si incontrano. Questo mette in evidenza il fatto che ogni tessuto ha proprietà dielettriche specifiche che influenzano il modo in cui le onde elettromagnetiche sono assorbite e propagate attraverso il tessuto. L'ordine e lo spessore dei diversi strati di tessuto attraverso cui l'onda elettromagnetica viaggia possono alterare significativamente i valori di SAR. Infatti, strati più spessi o più densi possono attenuare più energia rispetto a strati più sottili. Anche per queste simulazioni, in ogni strato è osservabile l'"effetto pelle", con una diminuzione dell'intensità del campo elettrico all'aumentare della profondità dalla superficie.

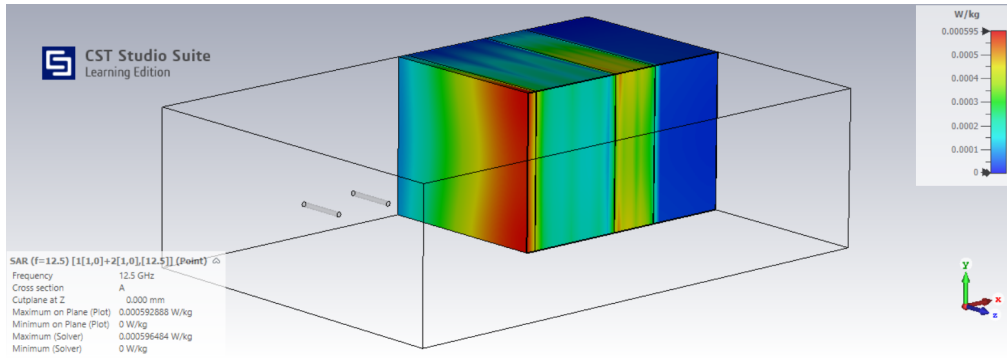


Figura 2.10: Rappresentazione 3D del SAR nel campione biologico multistrato in assenza di impianto metallico per corrente di eccitazione pari a 1 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0.000595 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

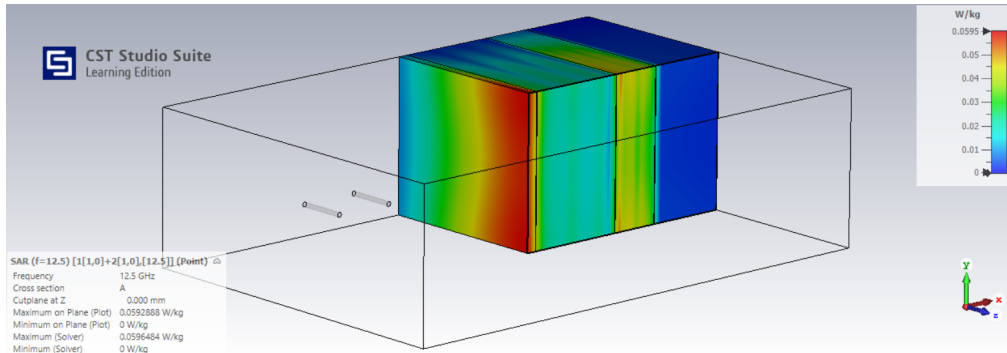


Figura 2.11: Rappresentazione 3D del SAR nel campione biologico multistrato in assenza di impianto metallico per corrente di eccitazione pari a 10 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0.0595 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

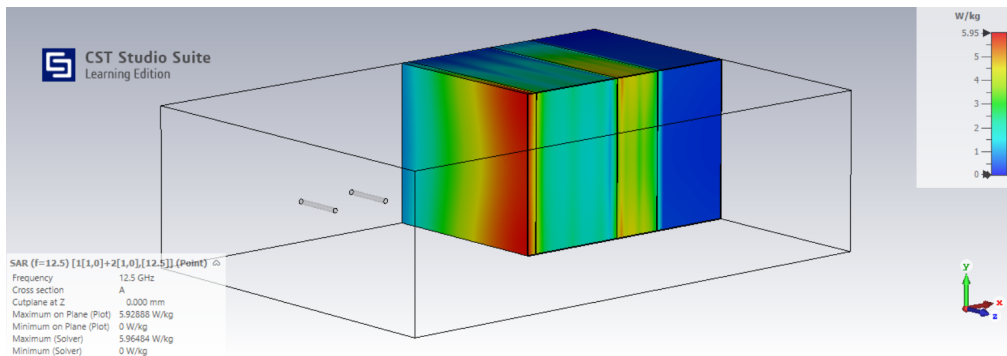
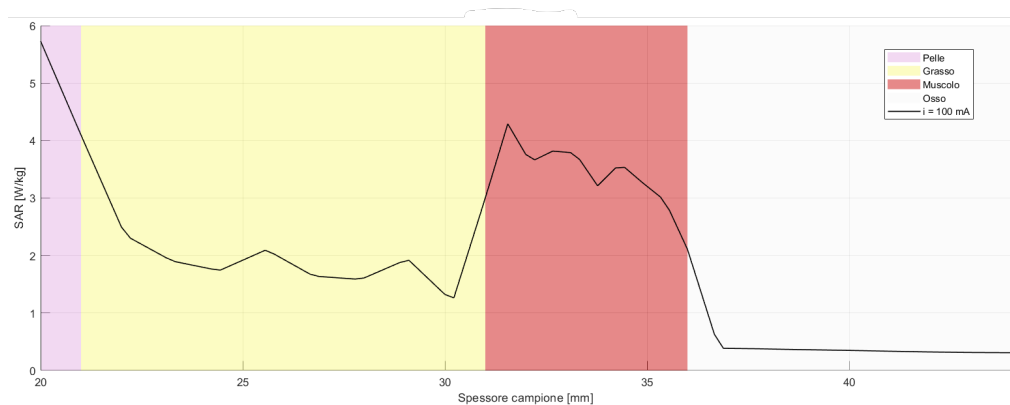
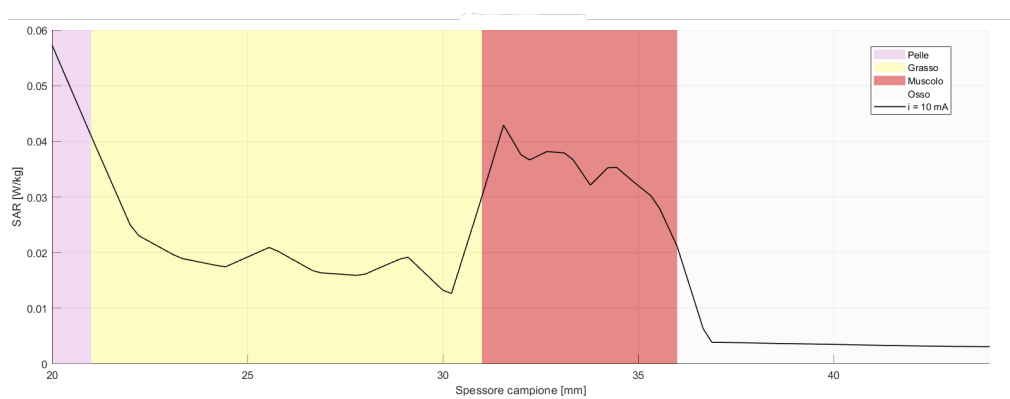


Figura 2.12: Rappresentazione 3D del SAR nel campione biologico multistrato in assenza di impianto metallico per corrente di eccitazione pari a 100 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 5.95 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

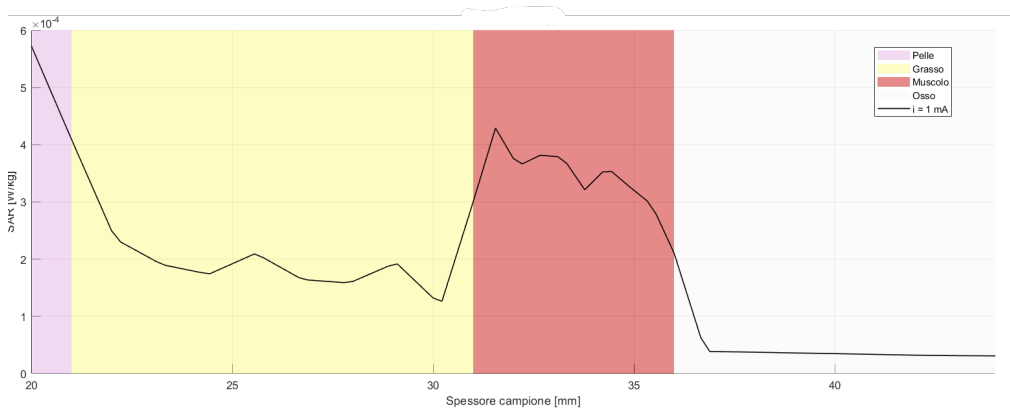
A conferma di quanto detto, analizziamo l'andamento del SAR lungo una linea che attraversa l'intero spessore del campione multistrato, come nel capitolo precedente. In figura 2.13 si nota che, a differenza del campione biologico monostrato, in cui si osserva una diminuzione del SAR all'aumentare della profondità lungo x , per il campione multistrato l'assorbimento del campo elettromagnetico varia in maniera non lineare negli strati, coerentemente con quanto atteso. Infatti, l'incremento o la diminuzione del SAR è strettamente legato alle caratteristiche intrinseche di ciascuno strato e all'"effetto pelle", che varia rispetto allo spessore. Pur aspettandosi per il "muscolo" (che costituisce il terzo strato) un valore di SAR minore rispetto allo strato precedente a causa dell'attenuazione del campo, si osserva una crescita notevole. In particolare, si osservano un andamento crescente tra secondo e terzo strato, cioè tra "grasso" e "muscolo", e un andamento decrescente tra terzo e quarto strato, quindi tra "muscolo" e "osso corticale".



(a)



(b)



(c)

Figura 2.13: Andamento del SAR nel campione multistrato in funzione della profondità e al variare della corrente di eccitazione. a) valore corrente = 100 mA; b) valore corrente = 10 mA; c) valore corrente = 1 mA. In rosa è rappresentata la "pelle", in giallo il "grasso", in rosso il "muscolo" e in grigio l'"osso corticale".

2.2.2 Valutazione del SAR in un campione biologico multistrato con impianto

Considerando la configurazione illustrata nel paragrafo precedente, è stato inserito un impianto modellato attraverso un cilindro metallico (in particolare PEC) avente le seguenti caratteristiche:

- $R = 0.05$ mm, come raggio
- $L = 10$ mm, come lunghezza

Il cilindro metallico è stato posizionato lungo l'asse z , quindi con l'asse principale parallelo all'asse principale dei dipoli sorgente. In particolare, è stato posto in corrispondenza della transizione tra i due strati di "osso corticale" e "muscolo", a partire da una distanza positiva di 0,05 mm rispetto alla retta utilizzata per il calcolo del SAR lungo una linea. La funzione “*Boolean Insert*” è stata usata per intercalare l'impianto tra i due tessuti citati.

In figura 2.14 possiamo apprezzare delle differenze notevoli nei valori del SAR e nel pattern di assorbimento dati dalla presenza dell'impianto. La valutazione è stata effettuata scegliendo come corrente di riferimento 10 mA.

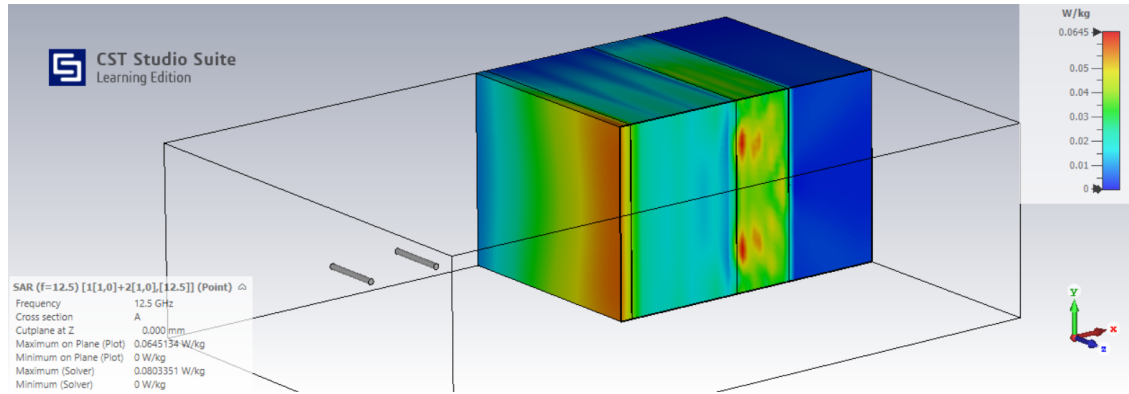


Figura 2.14: Rappresentazione 3D del SAR nel campione biologico multistrato in presenza di impianto metallico per corrente di eccitazione pari a 10 mA. In legenda, con scala colori, si riportano i valori di SAR puntuale compresi nell'intervallo tra 0 W/kg (rappresentato dal colore blu) e 0.0645 W/kg (rappresentato dal colore rosso).

Confrontando come varia il SAR nello spessore del campione multistrato, in presenza e in assenza dell'impianto metallico, si nota come si ha una ridistribuzione del SAR in particolar modo nel terzo strato. Infatti, l'impianto metallico, essendo un conduttore, può alterare il campo elettromagnetico locale, causando una concentrazione del campo vicino alla superficie del metallo. L'impianto può comportarsi come un'antenna, captando e irradiando il campo elettromagnetico, e di conseguenza può intensificare localmente l'esposizione e aumentare il SAR in specifiche aree dei tessuti circostanti. È doveroso specificare anche che, se l'impianto metallico è

esposto a un campo elettromagnetico significativo, può riscaldarsi, portando il calore ad essere trasferito ai tessuti circostanti, aumentando potenzialmente il rischio di danni termici.

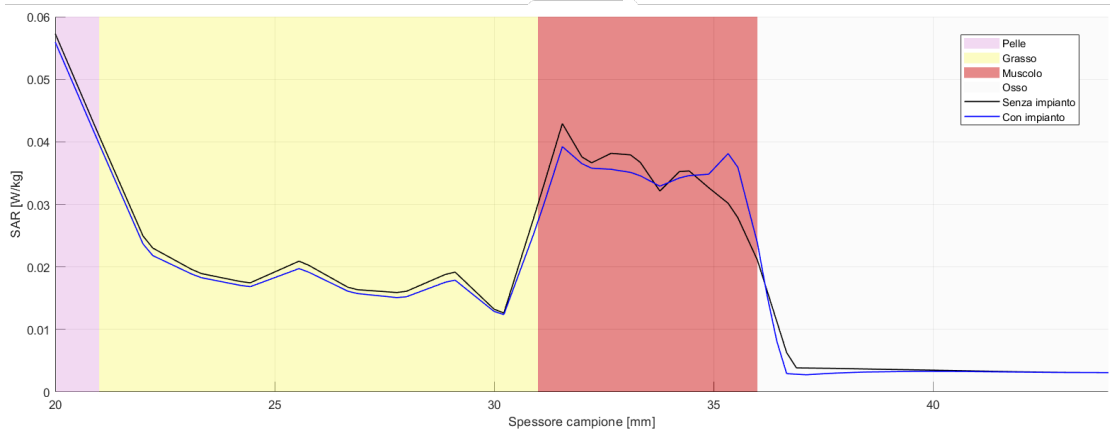


Figura 2.15: Confronto dell'andamento del SAR in un campione biologico multistrato in presenza dell'impianto (curva blu) e in assenza dell'impianto (curva nera) per una corrente di eccitazione pari a 10 mA. Si nota come l'inserimento di un impianto porti ad un aumento locale del SAR in corrispondenza del tessuto "muscolo", rispetto al caso senza impianto.