



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI TRIESTE

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI TRIESTE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA - DIA

Corso di Laurea in Ingegneria Elettronica ed Informatica

TESI DI LAUREA TRIENNALE

**Extended Summary of "Efficient
Metamaterial-Integrated Radiative
Near-Field Wireless Power Transfer System
for Scalp-Implantable Devices in IoMT
Applications"**

Laureando:

Leonardo Rizzeri

MATRICOLA: IN0501260

Relatore:

Prof.ssa Giulia Buttazzoni

ANNO ACCADEMICO 2024–2025

Indice

1	Introduzione	1
1.1	Obbiettivo della ricerca	1
1.2	Perché è importante	1
1.3	Contesto in cui si inserisce questa ricerca	1
2	Progettazione e verifica dei risultati	3
2.1	Il dispositivo medico impiantabile	3
2.2	Unità di ricezione di energia e telemetria wireless . .	4
2.3	Il trasmettitore di potenza RF	5
2.4	Simulazione e conferma sperimentale dei risultati . .	7
3	Come una metasuperficie MNG ha portato ad un miglioramento della PTE	11
3.1	Progettazione della metasuperficie	11
3.2	Integrazione della metasuperficie nel progetto	13
4	Conclusioni	17
	Bibliografia	18

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Obiettivo della ricerca

Lo studio si pone l'obiettivo di trovare un modo efficiente per il trasferimento wireless di potenza in campo vicino a dispositivi medici impiantabili (WIMD) e in particolare a produrre un sistema compatto e senza batteria per il monitoraggio della pressione intracranica (ICP). Il dispositivo è costituito da un trasmettitore esterno a cui è stata integrata una metasuperficie MNG ($\mu < 0$), e un ricevitore impiantato che supporta contemporaneamente la ricezione di potenza e la telemetria dei dati. Lo studio mira inoltre a dimostrare se ed eventualmente in quale misura l'integrazione di una metasuperficie MNG migliori il Coefficiente di trasmissione di potenza (PTE)

1.2 Perché è importante

Una delle grandi sfide per l'avanzamento di tecnologie IoMT (Internet of Medical Things) è riuscire a coniugare alte prestazioni, stringenti parametri di spazio e sicurezza e un ambiente complicato dal punto di vista elettromagnetico nel quale questi dispositivi devono operare. Per questo, la possibilità di trasferire potenza via wireless ai dispositivi impiantati diventa cruciale per il benessere del paziente: poter rimuovere la batteria da questi dispositivi, oltre a permettere un'ulteriore miniaturizzazione del sistema, rende superflue azioni invasive volte alla sostituzione della stessa.

1.3 Contesto in cui si inserisce questa ricerca

Gli ostacoli principali alla creazione di sistemi WIMD sono molteplici, e nel corso degli anni la comunità scientifica ne ha esplorato ap-

profonditamente la complessità. I due approcci principali utilizzati per la trasmissione di potenza wireless (WPT) sono la trasmissione induttiva in campo vicino e quella radiativa in campo lontano.

La trasmissione induttiva in campo vicino si realizza tramite due bobine adiacenti operanti a basse frequenze. Questo metodo presenta numerosi vantaggi, ma l'elevata sensibilità al disallineamento delle bobine, unita a un coefficiente di accoppiamento spesso insufficiente, comporta un PTE inferiore al 47%. Al contrario, la WPT radiativa in campo lontano utilizza una rectenna per convertire l'energia RF in corrente continua. Questo approccio è molto meno sensibile al disallineamento tra Tx e Rx, ma presenta un PTE inferiore all'1%. Studi recenti hanno introdotto un approccio innovativo alla WPT operando nella regione di campo vicino radiativo (RNF), nota anche come zona di Fresnel. Questa tecnica consente di ridurre l'elevata sensibilità al disallineamento tipica della WPT induttiva, mantenendo però un'elevata efficienza di trasmissione. I primi studi sulla tecnologia RNF WPT hanno impiegato frequenze di 1,9 o 2,4 GHz per alimentare i dispositivi. È importante notare che i precedenti lavori su questo approccio non sono riusciti a superare la limitazione dell'uso di una singola frequenza, impedendo così la ricezione simultanea di potenza e la trasmissione di dati.

Capitolo 2

Progettazione e verifica dei risultati

2.1 Il dispositivo medico impiantabile

Il WIMD proposto è composto da un involucro biocompatibile in allumina. Al suo interno troviamo circuiti di gestione dell'alimentazione, sensori per la rivelazione della pressione intracranica e un'antenna che funge sia da antenna per la trasmissione di dati biotelemetrici, che da antenna ricevitrice di potenza. Per ridurre al minimo l'interferenza tra l'elettronica e l'antenna, è stato inserito uno strato di polistirolo di 2 mm.

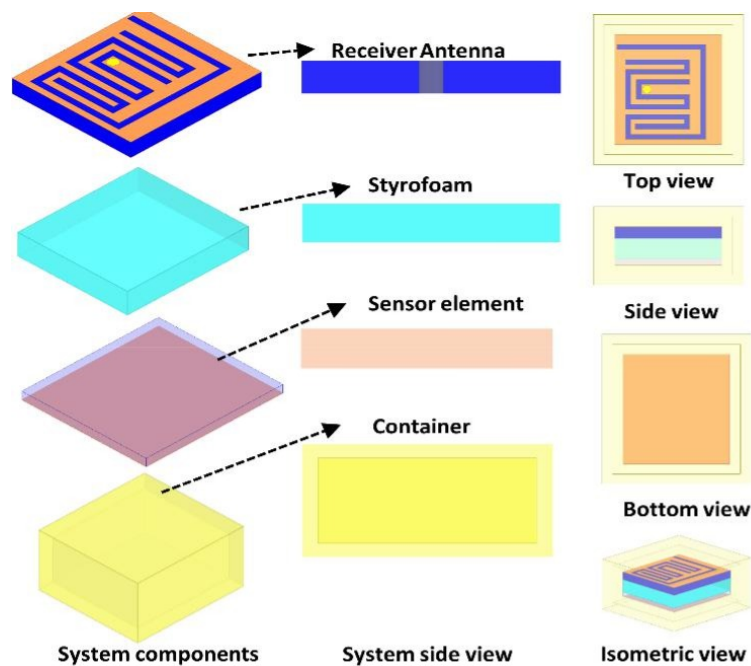


Figura 2.1.1: Disposizione strutturale del dispositivo WICP

2.2 Unità di ricezione di energia e telemetria wireless

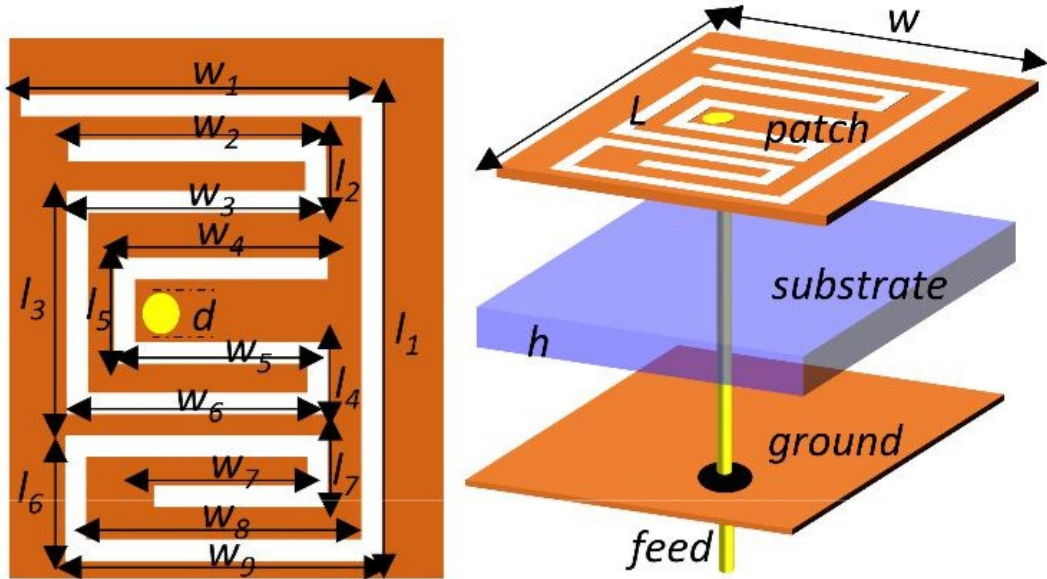


Figura 2.2.2: Struttura dettagliata dell'antenna impiantabile, Prospettive frontale ed esplosa

La struttura dell'antenna comprende un radiatore a fessura, un substrato ($\epsilon_r = 2.9$, $\tan(\delta) = 0.0025$ e spessore di 0.2 mm) e un piano di massa. L'antenna viene alimentata tramite un cavo da 50 Ω coassiale dal diametro di 0.4 mm. Questa configurazione garantisce l'adattamento d'impedenza ottimizzando la ricezione di potenza a 1.7 GHz e la trasmissione dei dati biotelemetrici a 2.4 GHz. Questo genere d'antenna è estremamente sperimentale e non esistono studi che ne analizzino la frequenza operativa ottimale o basi teoriche che tengano conto delle proprietà dielettriche del corpo umano per quanto riguarda la relazione frequenza e dimensione dell'antenna. Seguendo una relazione empirica per dimensionare l'antenna in grado di ricevere potenza a 1.7 GHz, si ottengono delle dimensioni che rendono molto difficile utilizzarla in dispositivi impiantabili; una delle sfide

del progetto è stato quindi riuscire a miniaturizzare l'antenna senza sacrificare le prestazioni. Il problema è stato risolto con un design a meandro in modo da allungare il più possibile il percorso elettrico mantenendo compatto il dispositivo. L'ottimizzazione dell'efficienza nel processo di miniaturizzazione è stata raggiunta avanzando step by step, come mostrato nella figura sottostante.

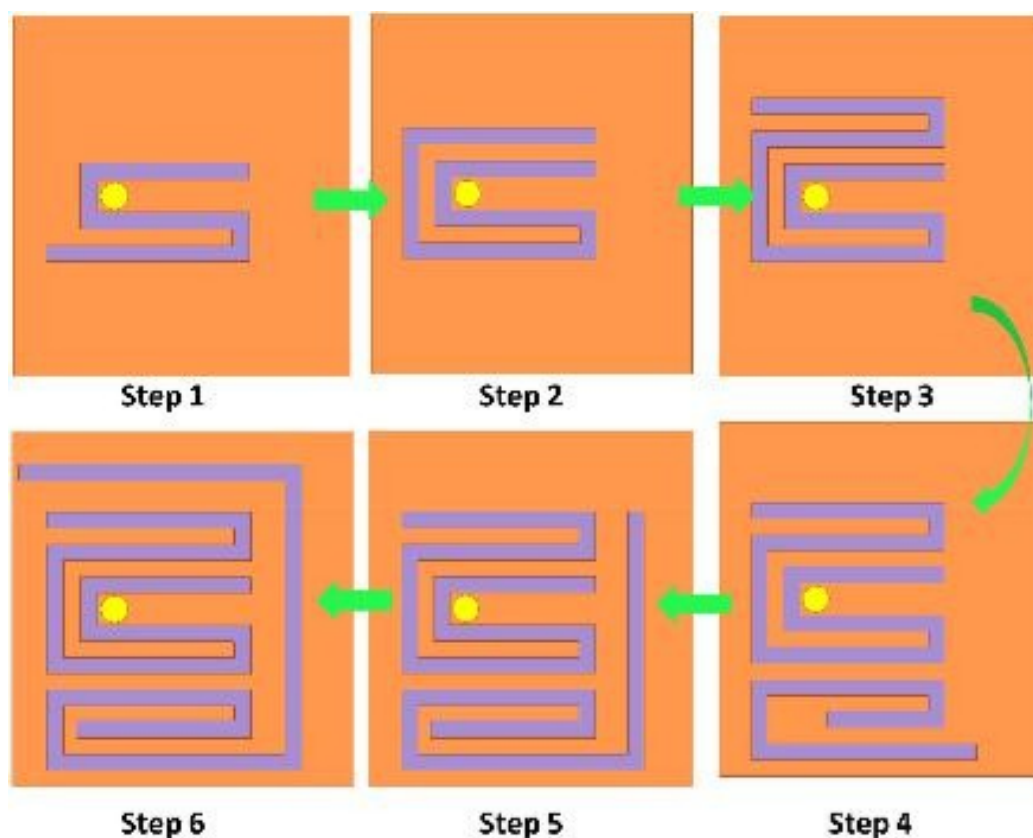


Figura 2.2.3: Sequenza di progettazione per la configurazione del radiatore a fessura.

2.3 Il trasmettitore di potenza RF

Il trasmettitore viene eccitato tramite un accoppiamento ad apertura in modo da distribuire in maniera ottimale la corrente. L'apertura utilizzata in questo studio è ad anello rettangolare. Viene realizzata al centro del piano di massa in modo che il tutto risulti simmetrico, permettendo di ridurre la polarizzazione incrociata. La configurazione proposta, osservabile anche nella figura sottostante, permette di ottenere un ottimo rapporto tra ridotta dimensione

dell'apertura e lunghezza elettrica, il che si traduce in una riduzione delle emissioni indesiderate e una migliore interazione con l'elemento radiante.

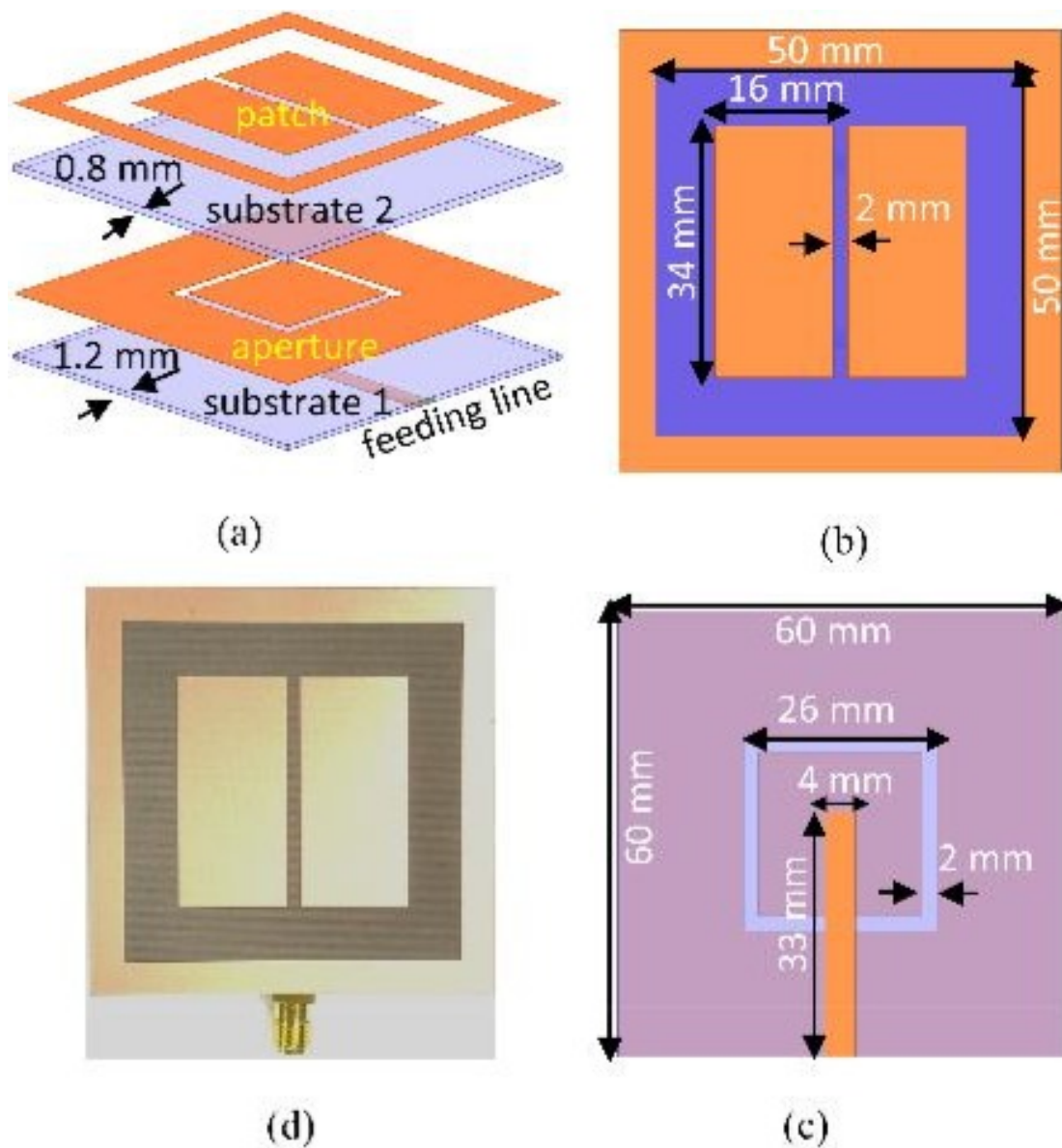


Figura 2.3.4: Modello di sorgente proposto utilizzando l'alimentazione ad accoppiamento di apertura. (a) Vista prospettica. (b) Vista frontale. (c) Vista posteriore. (d) Prototipo TX fabbricato.

2.4 Simulazione e conferma sperimentale dei risultati

La simulazione è stata fatta nella regione RNF che per una frequenza di trasmissione di 1.7 GHz è stata calcolata tra i 21.7 e i 40.8 mm, in particolare le simulazioni sono state fatte ad una distanza Rx-Tx di 22mm. La simulazione è stata svolta impiantando il dispositivo in un modello composto da carne di maiale macinata, esso presenta caratteristiche dielettriche molto simili a quelle del tessuto umano. Sono stati misurati i parametri: S_{11} (Coefficiente di riflessione dell'antenna RX), S_{21} (Parametro che rappresenta l'accoppiamento RX-TX) e S_{22} (Coefficiente di riflessione dell'antenna TX). Queste misure sono state fatte andando a variare la profondità dell'impianto in modo da garantire l'efficienza del dispositivo in diverse condizioni. Ricordiamo che l'antenna Rx deve avere due picchi di risonanza diversi in modo da poter fungere sia da ricevitore di potenza sia da trasmettitore di dati. Come si vede dal grafico riportato sotto, abbiamo 2 picchi ben distinti, uno a 1.7 GHz, frequenza in cui si effettua la trasmissione di potenza, ed uno a 2.4 GHz in cui avviene la telemetria dei dati.

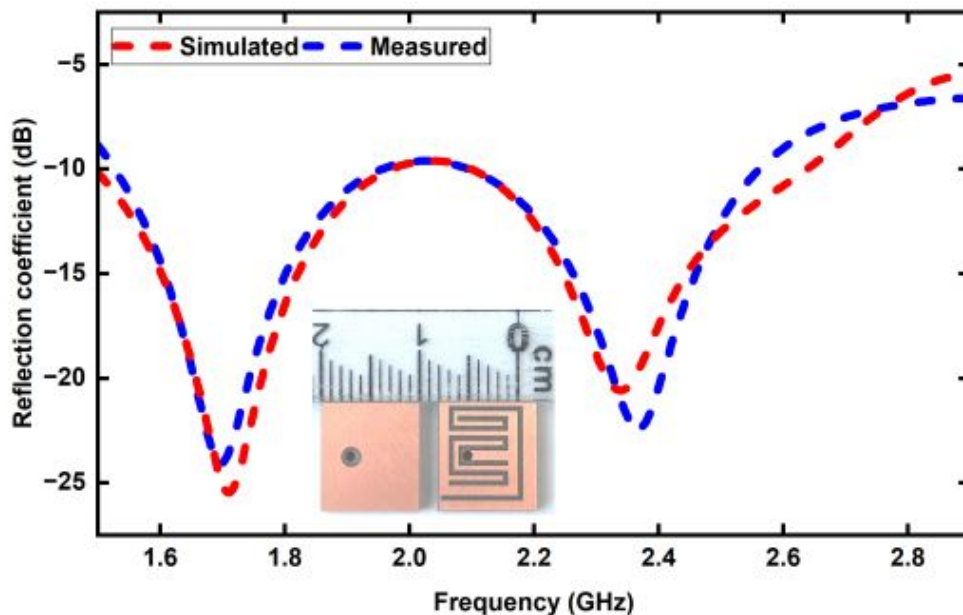


Figura 2.4.5: Coefficiente di riflessione dell'antenna impiantabile

L'antenna è stata poi testata andando a variare la profondità dell'impianto, confermando l'alta stabilità nei confronti di questa fonte

di incertezza. I risultati di questa misura vengono riportati qua sotto e risulta evidente come la profondità dell'impianto non vada a modificare il coefficiente S_{11}

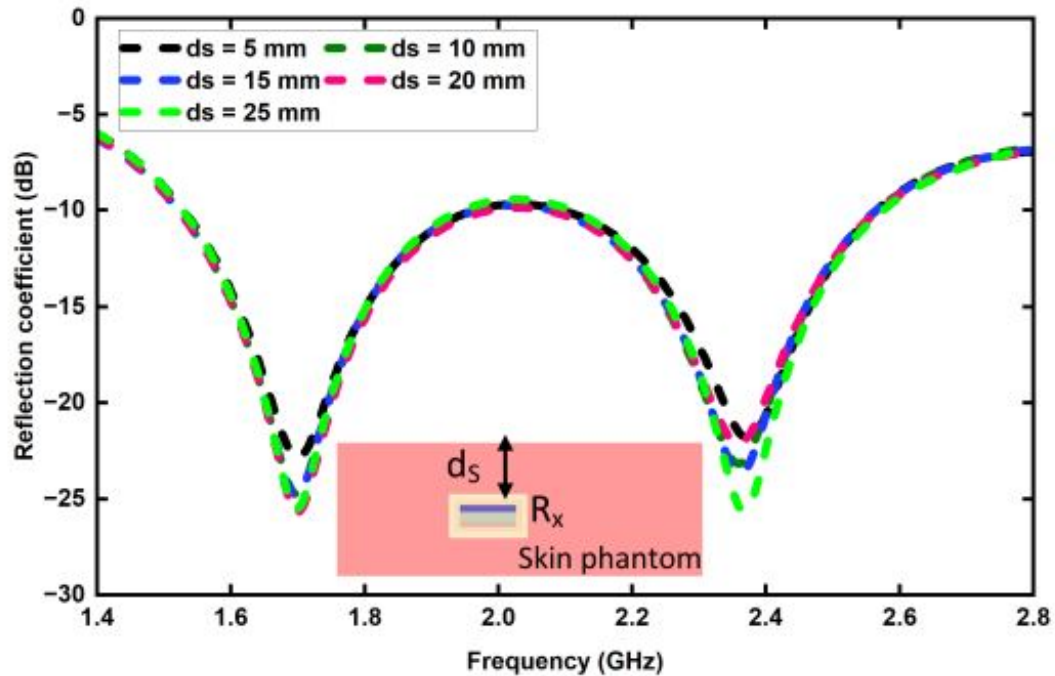


Figura 2.4.6: Analisi degli effetti della profondità sul coefficiente di riflessione nell'antenna impiantabile progettata.

In definitiva l'antenna Rx ha un'efficienza di -26dB a 1.7 GHz e -17dB a 2.4 GHz. Questi valori però calano con l'aumentare della profondità di impianto a causa dell'aumentare dell'assorbimento e dell'attenuazione delle onde EM nel corpo umano. In particolare viene riportato l'andamento dell'efficienza dell'antenna al variare della frequenza e a diverse profondità.

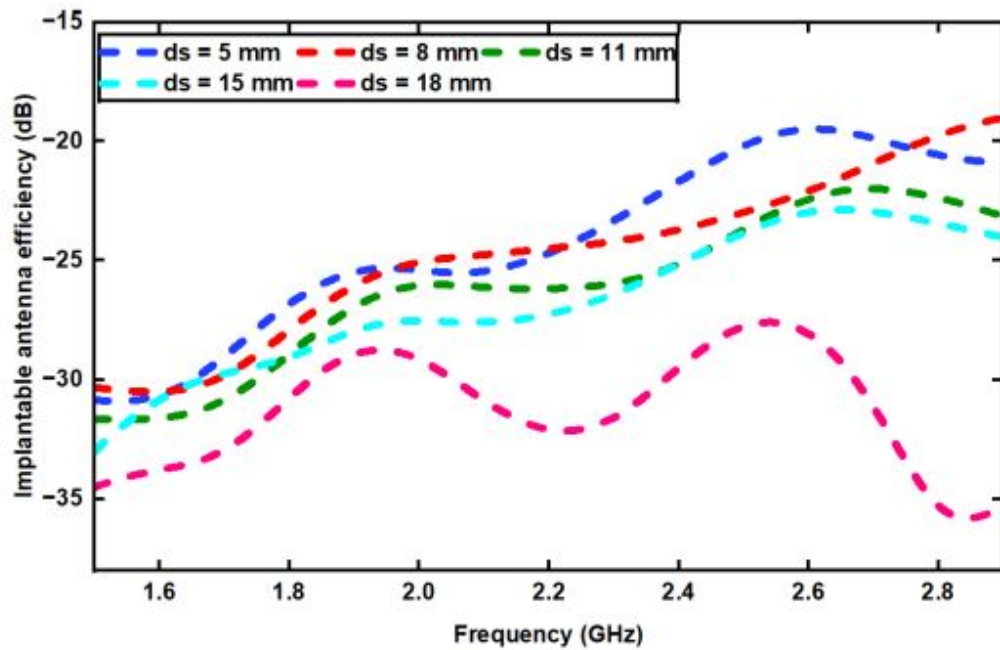


Figura 2.4.7: Efficienza della radiazione in funzione della frequenza per diverse profondità dell'impianto

L'antenna Tx invece deve operare alla sola frequenza di 1.7 GHz, è stata misurata una banda di funzionamento a -10 dB di 110 MHz sopra la quale iniziano a verificarsi perdite all'interno o intorno all'antenna.

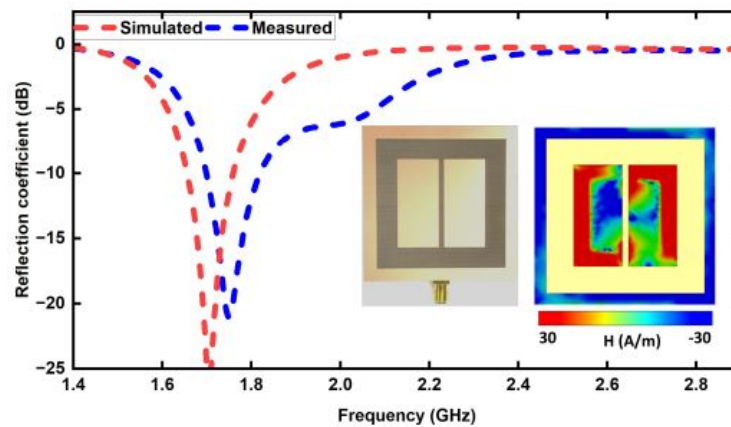


Figura 2.4.8: Analisi del coefficiente di riflessione S_{22} nell'antenna trasmittente.

Le analisi sul coefficiente di trasmissione hanno evidenziato una forte correlazione tra la distanza D che separa le 2 antenne e il valore di S_{21} . Se infatti si ottiene un ottimo picco di valore -23dB quando $D=17$ mm alla frequenza di 1.7GHz questo valore cala fino a -34dB all'aumentare di D . Per risolvere o perlomeno attenuare il problema, viene introdotta una tecnica basata su metamateriali MNG per migliorare l'efficienza del sistema.

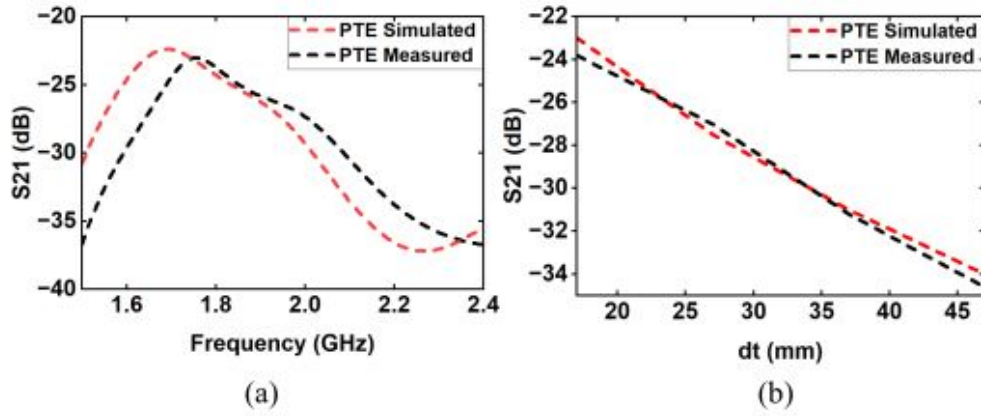


Figura 2.4.9: (a) S_{21} a $D = 17$ millimetri (b) S_{21} in funzione della distanza di trasferimento.

Capitolo 3

Come una metasuperficie MNG ha portato ad un miglioramento della PTE

3.1 Progettazione della metasuperficie

La cella attraverso la quale verrà costruita la metasuperficie è stata realizzata su un substrato di poliammide ($\varepsilon_r = 3.5$, $\tan(\delta) = 0.008$) spesso 1mm. La superficie presenta una struttura planare a due facce con una configurazione a X.

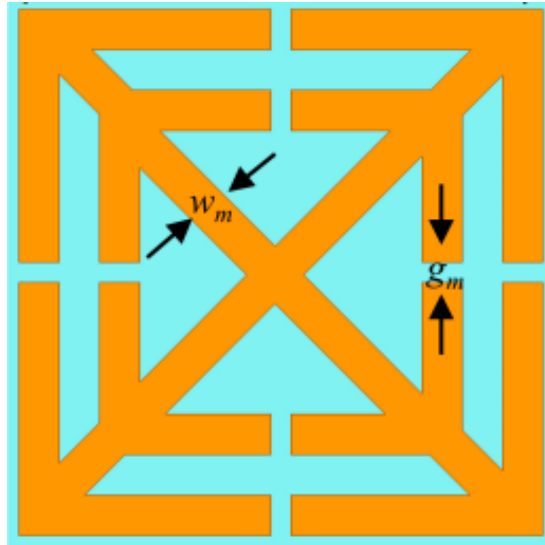


Figura 3.1.1: Schema della cella unitaria a indice negativo del metamateriale proposta

Nel momento in cui un'onda EM interagisce perpendicolarmente con la superficie ad X abbiamo un comportamento che varia con la frequenza dell'onda e che porta ad alcune frequenze specifiche ad avere una permeabilità magnetica effettiva negativa. Il grafico dell'andamento della parte reale e della parte immaginaria è riportato sotto; in particolare si nota come alla frequenza operativa dell'antenna

per la trasmissione di potenza (1.7 GHz) otteniamo una permeabilità magnetica di parte reale -4.0 e parte immaginaria +0.3. Una permeabilità a parte reale negativa permette di migliorare l'amplificazione dell'onda evanescente, migliorando così l'accoppiamento tra Tx e Rx.

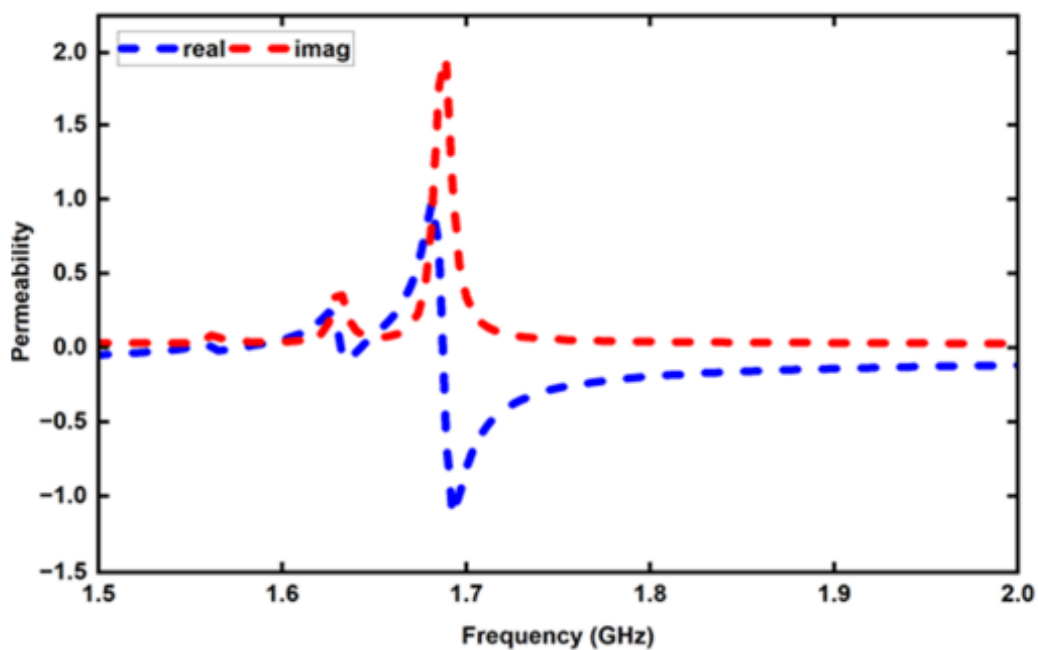


Figura 3.1.2: Caratterizzazione della permeabilità effettiva

3.2 Integrazione della metasuperficie nel progetto

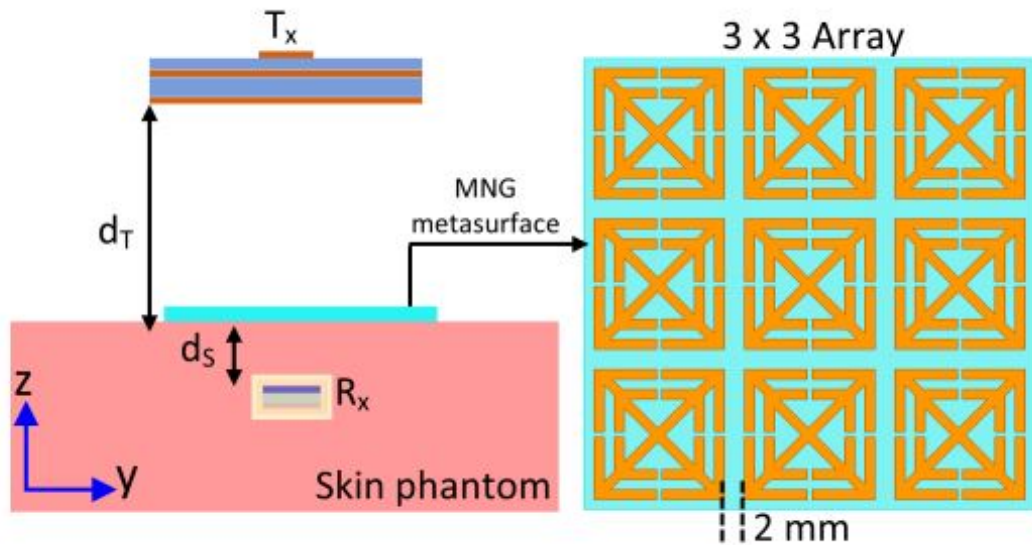


Figura 3.2.3: Panoramica della configurazione di simulazione per il sistema WPT accoppiato a MNG.

La metasuperficie è stata poi realizzata tramite un array formato dalle celle elementari viste prima. In particolare sono state prese in considerazione array 3x3, 4x4 e 5x5. Tutte e 3 le configurazioni mostravano prestazioni simili, si è optato dunque per la configurazione 3x3 che porta con sé i vantaggi di avere delle ridotte dimensioni e un costo di produzione minore. Si è quindi proceduto a fare i test per le misurazioni sulla S_{21} andando a fare un'analisi in rapporto alla distanza tra l'antenna Tx e la metasuperficie. Variando la distanza tra i 5 e i 17 mm si è visto che il coefficiente rimaneva costante tra i 22 e i 25 dB, tuttavia i 17 mm di distanza rappresentano la scelta migliore per ottimizzare le prestazioni (immagine 3.2.5). Un'analisi aggiuntiva sulla distribuzione del campo magnetico con o senza metasuperficie ha inoltre dimostrato che essa ha permesso di produrre un campo più intenso e focalizzato nella zona d'interesse. (Immagine 3.2.4)

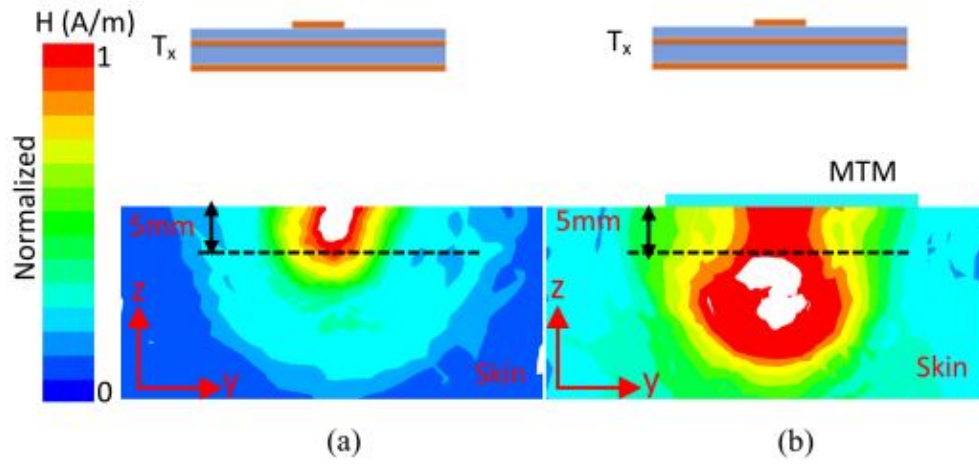


Figura 3.2.4: Distribuzione del campo H (a) Senza e, (b) Con metasuperficie MNG.

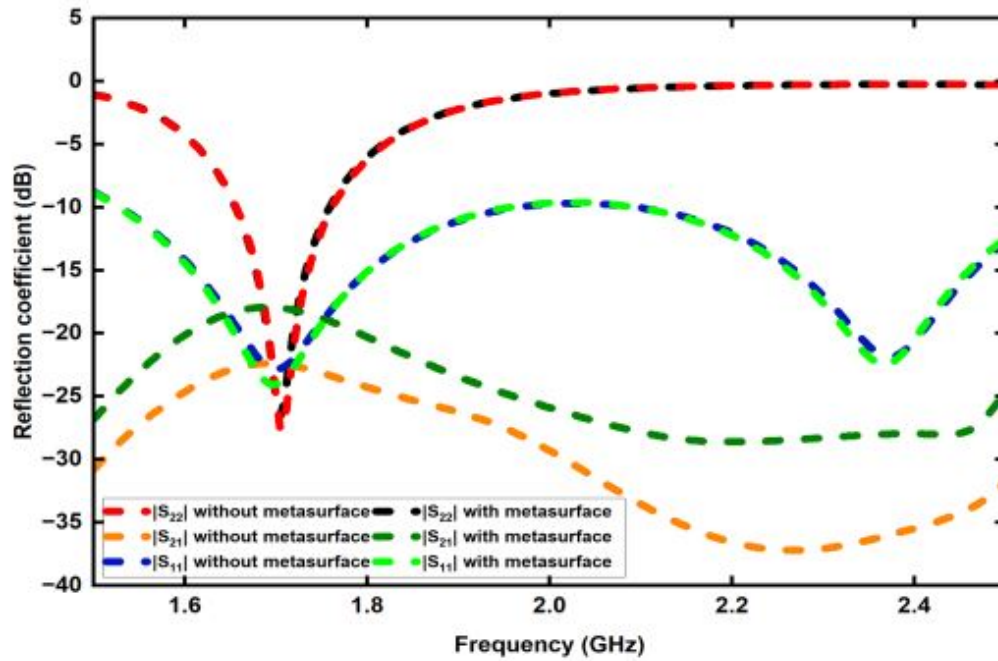


Figura 3.2.5: Analisi dei parametri di riflessione S_{11} , S_{21} e S_{22} per il sistema WPT a $\Delta T=17\text{mm}$ con e senza la metasuperficie MNG.

Per stabilire l'efficacia della superficie MNG nel migliorare l'efficienza del WPT sono state svolte una serie di analisi di confronto (riportate sotto). Da queste simulazioni si evince come l'aggiunta della metasuperficie MNG porti ad un miglioramento minimo di 7 dB sul parametro S_{21} , un miglioramento della PTE da 0.4% a 1.98% ed una robustezza al disallineamento tra le due antenne molto migliorata.

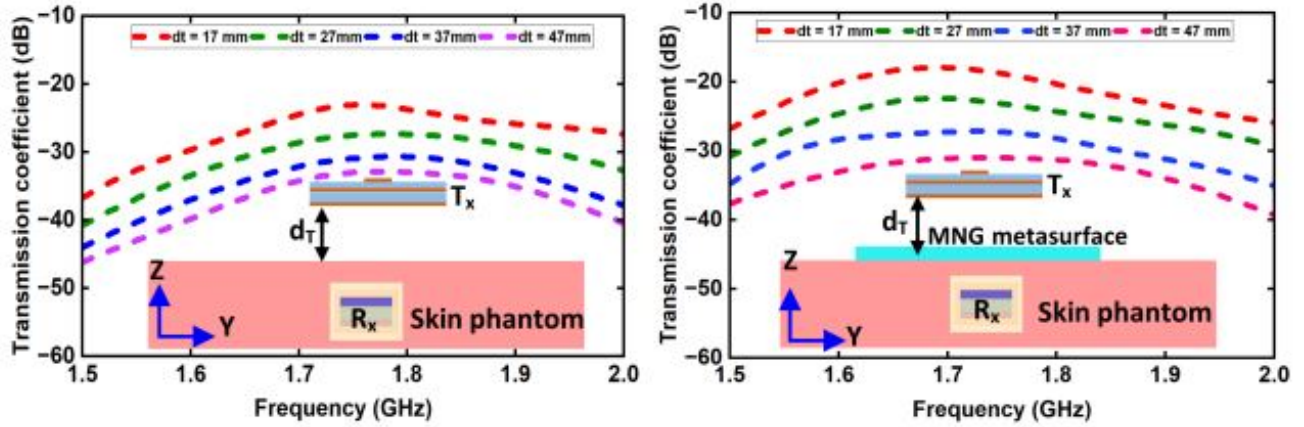


Figura 3.2.6: Analisi del coefficiente di trasmissione S_{21} al variare di D_t con e Senza metasuperficie.

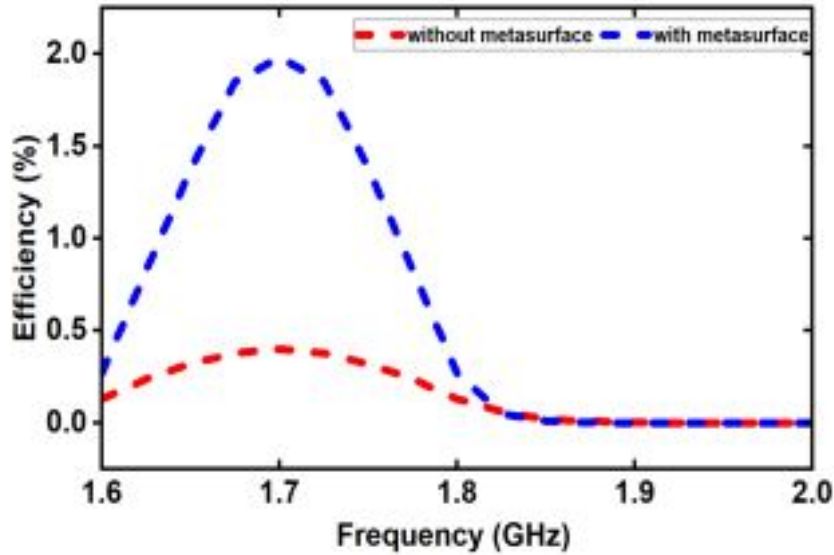


Figura 3.2.7: Analisi della PTE con e senza Metasuperficie

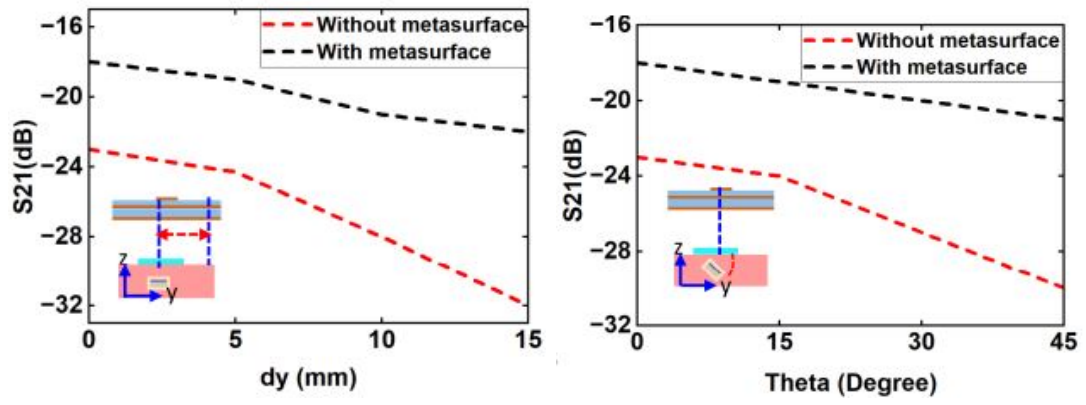


Figura 3.2.8: Confronto di S_{21} in presenza e assenza della metasuperficie MNG durante spostamento laterale (dy) e disallineamento angolare.

Capitolo 4

Conclusioni

Questo studio risulta estremamente importante perché propone un dispositivo dalle caratteristiche migliori sotto tutti i punti di vista; infatti, rispetto a dispositivi simili proposti in altri studi, questo presenta: un coefficiente S_{21} migliore, che implica una maggior efficienza di trasmissione del segnale, una larghezza di banda e un guadagno massimo maggiori garantiti a distanze più grandi e, soprattutto, permette di operare su 2 bande separate, svolgendo contemporaneamente la telemetria dei dati e la ricezione di potenza. In particolare, questo studio è riuscito a produrre con successo un WIMD con WPT integrato con una metasuperficie MNG che dai test effettuati in laboratorio ha:

- Coefficiente $S_{21} = -17dB$ a 22mm di distanza
- Una PTE=1.98%
- Una forte stabilità nei confronti di disallineamento angolare, variazione di distanza tra Tx e Rx e variazione di profondità del dispositivo impiantato
- 2 bande separate di operatività a 1.7 e 2.4 GHz con un range di banda di rispettivamente 428 MHz e 464 MHz
- Un Design compatto che permette al dispositivo una facile applicazione

Per tutte le cause elencate, questo studio si dimostra uno studio chiave per lo sviluppo di dispositivi futuri basati sulla tecnologia WPT RNF e rappresenta un grande passo avanti nella ricerca nel campo dell'IoMT.

Bibliografia

A. Ahmad and D. -Y. Choi, "Efficient Metamaterial-Integrated Radiative Near-Field Wireless Power Transfer System for Scalp-Implantable Devices in IoMT Applications," in *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 12, no. 13, pp. 25879-25891, 1 July1, 2025, doi: 10.1109/JIOT.2025.3560366.
keywords: Antennas;Wireless communication;Monitoring;Specific absorption rate;Safety;Metamaterials;Radio frequency;Metasurfaces;Medical devices;Broadband antennas;Dual-band;Internet of Medical Things (IoMT);intracranial pressure (ICP);radiative near-field (RNF);wireless power transfer (WPT),