



UNIVERSITÀ
DI PAVIA

FACOLTA' DI INGEGNERIA
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E
DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

TESI DI LAUREA

PHANTOM A EMULAZIONE DELLE CARATTERISTICHE
DIELETTRICHE DI TESSUTI BIOLOGICI PER LA STIMA DEL LIVELLO
DI IDRATAZIONE CON ANTENNA PATCH E SENSORE CSRR

Candidato Jacopo Lodigiani

Relatore: Prof.ssa Simona Di Meo

A.A. 2024/2025

ABSTRACT

Il presente lavoro di tesi si è focalizzato sulla realizzazione di *phantom* per lo studio e la validazione sperimentale di sistemi di sensing a microonde (CSRR e antenna patch) non invasivi per la stima dello stato di idratazione dei tessuti. Lo sviluppo di tecnologie biomediche, capaci di fornire misurazioni affidabili in tempo reale, rappresenta oggi una sfida cruciale nell'ambito della bioingegneria. Per validare i dispositivi (sviluppati e realizzati da un gruppo di ricercatori dell'Università di Bologna), sono stati prodotti *phantom* tessuto-equivalenti progettati per emulare le proprietà dielettriche dei tessuti biologici a diversi livelli di idratazione. Le misure sperimentali hanno valutato la risposta dei sensori al variare della densità dei *phantom* e degli spessori tissutali (strato cutaneo e adiposo). I *phantom* hanno replicato in modo accurato le proprietà dielettriche attese (calcolate tramite formula di Bruggeman), con un lieve discostamento nella parte immaginaria della permittività a 1 GHz. Le acquisizioni con CSRR hanno evidenziato una significativa variabilità del parametro $|S_{11}|$ in funzione dello spessore dello strato cutaneo, confermando i dati delle simulazioni numeriche. Al contrario, le variazioni di spessore del tessuto adiposo sottostante hanno mostrato un'influenza trascurabile. Il monitoraggio dei tessuti profondi tramite antenna patch ha confermato le simulazioni numeriche, ma risulta essere in contrasto con le evidenze sperimentali dell'unico lavoro presente in letteratura. È stata registrata una traslazione evidente del picco di risonanza verso frequenze inferiori al diminuire della densità del tessuto e, di conseguenza, della sua idratazione. Questo elaborato si configura come un punto di partenza per lo sviluppo futuro di un dispositivo indossabile per la misura dell'idratazione dei tessuti profondi.

INDICE

Capitolo 1: Il ruolo dell'idratazione	8
1.1 Introduzione	8
1.2 Monitorare l'idratazione migliora le performance sportive.....	10
1.3 Sclerosi multipla	12
Capitolo 2: Le tecniche moderne di analisi dell'idratazione.....	16
2.1 Analisi delle urine: una misura poco invasiva e low cost.....	16
2.2 Bioimpedenziometria	18
Capitolo 3: I sensori a microonde per misurare l'idratazione	24
3.1 Misura dell'idratazione con sensori a microonde	24
3.2 Sensori a riflessione	27
3.3 CSRR.....	29
3.4 Antenna patch.....	32
Capitolo 4: Materiali e metodi.....	36
4.1 <i>Phantom</i> : stato dell'arte	36
4.2 Setup sperimentale	38
4.3 Preparazione delle miscele.....	39
4.4 Misure	44
Capitolo 5: Discussione risultati.....	48
5.1 Proprietà dielettriche dei <i>phantom</i>	48
5.2 Risultati CSRR.....	63
5.3 Risultati antenna patch	73
Capitolo 6: Conclusioni e Sviluppi futuri.....	83

6.1 Conclusioni	83
6.2 Sviluppi futuri	84
Bibliografia.....	85
Ringraziamenti	88

CAPITOLO 1: IL RUOLO DELL'IDRATAZIONE

1.1 Introduzione

L'acqua rappresenta il costituente fondamentale della materia vivente, partecipando attivamente a ogni processo biochimico e fisiologico del corpo umano. Alterazioni dei livelli di riferimento dell'idratazione possono indurre deterioramenti significativi nelle abilità fisiche e nei domini cognitivi, specialmente nei bambini e nelle persone più anziane [1]. L'acqua è essenziale per la vita ed è coinvolta in quasi tutte le funzioni del corpo umano. È importante per la termoregolazione, come solvente per le reazioni biochimiche, per il mantenimento del volume vascolare e come mezzo di trasporto per la fornitura di nutrienti e la rimozione dei rifiuti dal corpo. Carenze di acqua corporea possono compromettere la salute se portano a variazioni sostanziali nel bilancio idrico. Come per altre sostanze essenziali, sono disponibili raccomandazioni sull'assunzione di acqua da parte di vari organismi autorevoli [es. Institute of Medicine (IOM) e Autorità Europea per la Sicurezza Alimentare (EFSA)], che generalmente variano da 2-2,7 L/giorno per le donne adulte e 2,5-3,7 L/giorno per gli uomini adulti. Il bilancio idrico corporeo è governato dal principio di conservazione della massa, essendo determinato dalla differenza netta tra i flussi in ingresso e i flussi in uscita dall'organismo. Il mantenimento dell'omeostasi idrica, comunemente denotato come idratazione, rappresenta pertanto un equilibrio dinamico tra tali flussi. Nello specifico, si definiscono le seguenti condizioni:

- euidratazione. Stato stazionario di equilibrio fisiologico in cui le variazioni del contenuto totale di acqua corporea (*Total Body Water*, TBW) si mantengono entro un intervallo di varianza estremamente ridotto rispetto ai valori nominali del soggetto;

- ipoidratazione e iperidratazione. Stati stazionari alterati del sistema, indicanti rispettivamente un deficit o un eccesso volumetrico oltre le soglie di normalità fisiologica;
- disidratazione e reidratazione. Dinamiche transitorie; la prima descrive il processo di perdita d'acqua corporea che conduce il sistema verso l'ipoidratazione, mentre la seconda definisce il processo inverso di acquisizione e di ripristino volumetrico.

Sotto il profilo sistemico, le dinamiche di disidratazione sono classificabili in funzione delle vie di efflusso e del rapporto tra la perdita d'acqua e l'escrezione di osmoliti (i soluti organici deputati alla regolazione della pressione osmotica). Si parla di:

- ipovolemia iso-osmotica, ossia la perdita di acqua e osmoliti in proporzioni uguali, tipicamente causata da perdite di fluidi indotte da stress ambientali (es. freddo o altitudine), agenti farmacologici (diuretici) o alterazioni patologiche (diarrea secretoria);
- ipovolemia iperosmotica. La perdita di acqua è maggiore di quella degli osmoliti e deriva principalmente da un'insufficiente assunzione di liquidi per compensare le normali perdite giornaliere, causate da eccessiva sudorazione o diarrea osmotica.

Solitamente, la normale variazione giornaliera dell'acqua corporea è inferiore al 2% della perdita di massa corporea (equivalente a circa il 3% della TBW stessa); pertanto, l'ipoidratazione è clinicamente definita come un deficit di massa corporea superiore o uguale al 2%. Il superamento di questa soglia critica determina un degrado quantificabile delle performance del sistema nervoso centrale, intaccando i domini cognitivi, dell'attenzione, dell'efficienza delle funzioni esecutive e del controllo neuromotorio. La valutazione obiettiva dello stato di idratazione è un processo complesso, influenzato da variabili di confondimento quali l'età anagrafica e la funzionalità renale [2] e richiede metodologie d'indagine

specifiche in funzione del tipo di disidratazione. Il monitoraggio continuo dell'idratazione del soggetto ha una sua utilità in diverse applicazioni, come, ad esempio, negli atleti per il miglioramento delle prestazioni o nei pazienti con sclerosi multipla per diminuire il senso di stanchezza cronica, per mantenere le capacità cognitive, per mantenere le performance fisiche e scongiurare l'attivazione delle vie infiammatorie dell'organismo, l'insorgenza di problemi di termoregolazione e il peggioramento della salute urologica. Il controllo di questi fattori contribuisce al mantenimento dello stato di benessere generale del paziente.

1.2 Monitorare l'idratazione migliora le performance sportive

Gli atleti impegnati in competizioni mostrano tasso di sudorazione, perdita di sodio, ossidazione del substrato energetico e fabbisogno energetico diversi [2]. Per questo motivo, riuscire a dare livelli d'idratazione standard a tutti gli atleti risulta essere particolarmente difficile e poco indicativo. Nei professionisti, le richieste metaboliche differiscono profondamente in base alla specialità: un maratoneta, che brucia prevalentemente grassi, avrà esigenze di rifornimento completamente diverse da un velocista, che brucia quasi esclusivamente glicogeno. Il superamento di tale limite è oggi possibile grazie all'implementazione di tecnologie biomediche indossabili avanzate, capaci di misurare valori individuali e conseguenti risposte personalizzate per ogni soggetto. Grazie al monitoraggio dei dati in tempo reale, è possibile ottimizzare i piani di integrazione idrosalina ed energetica, adattandoli istantaneamente alle specifiche risposte fisiologiche dell'atleta durante lo sforzo. L'attuale stato dell'arte tecnologico consente di misurare la composizione del sudore e il tasso di sudorazione in tempo reale [3]: questa informazione può essere usata per informare gli atleti durante la

gara e favorire un apporto energetico sufficiente a massimizzare l'effetto del programma d'idratazione. Numerose sono le tecnologie indossabili attualmente in fase di sviluppo e già testate in fase pilota durante le competizioni [4][5]. In particolare, nella Figura 1 sono mostrati alcuni sensori utilizzati durante le Olimpiadi di Parigi 2024 per misurare parametri biometrici. Questi dispositivi inviano i dati a uno smartwatch, tramite Bluetooth, il quale è connesso alla rete 4G/5G grazie a una SIM. In questa maniera, vengono direttamente inviati i dati a un cloud insieme alle informazioni provenienti da dataset globali, modelli meteorologici globali e caratteristiche topografiche locali. Un sistema di Intelligenza Artificiale elabora questi dati, per calcolare condizioni ambientali precisissime, che vengono passati agli smartwatch degli atleti e ai laptop degli allenatori per monitorare lo stato d'idratazione e il tasso di sudorazione di ogni atleta per perfezionare l'apporto idrico.

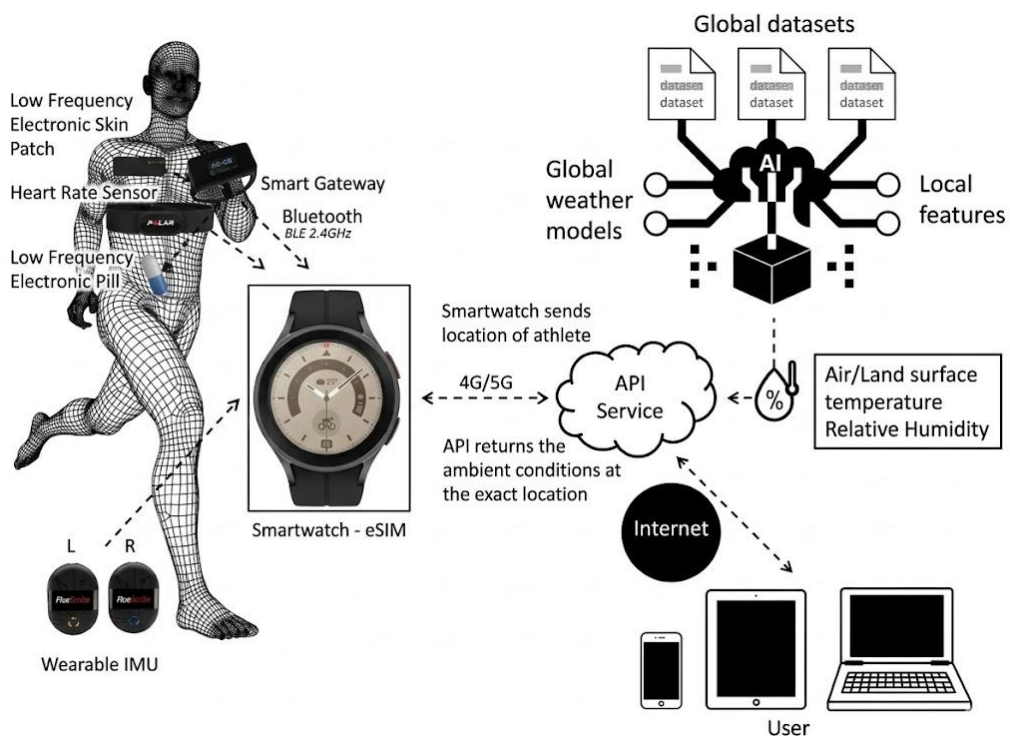


Figura 1. Sistema di monitoraggio biometrico e ambientale in tempo reale utilizzato a Parigi 2024 [3].

Per definire una strategia nutrizionale davvero efficace, l'acquisizione dei dati deve essere longitudinale: è necessario monitorare l'atleta ripetutamente, confrontando le risposte in condizioni ambientali standard e in scenari climatici estremi. Inoltre, la variabilità legata al contesto, dall'allenamento quotidiano alla pressione della gara, richiede più sessioni di prova per validare l'impatto reale di ogni variabile.

1.3 Sclerosi multipla

La sclerosi multipla (SM) è una malattia infiammatoria demielinizzante cronica del sistema nervoso centrale. Ad oggi, questa condizione costituisce la principale causa di disabilità neurologica di origine non traumatica tra i giovani adulti, con una popolazione globale affetta che raggiunge circa i 2,9 milioni di individui [Fig. 2]. Un aspetto peculiare della SM è la sua distribuzione geografica, che evidenzia un netto gradiente di latitudine. La prevalenza risulta infatti sensibilmente più elevata nelle regioni del Nord, come il Canada, il Nord America e l'Europa settentrionale, dove si superano i 100 casi ogni 100.000 abitanti, mentre decresce drasticamente nelle aree prossime all'equatore, attestandosi sotto i 5 casi ogni 100.000 abitanti [Fig. 2]. L'esordio clinico si manifesta solitamente nella finestra anagrafica compresa tra i 20 e i 40 anni, mostrando una spiccata predilezione per il sesso femminile. Sebbene il rapporto medio femmine : maschi sia 2,5:1, tale dato può oscillare tra 2:1 e 4:1 a seconda del contesto osservato. Questa disparità di genere è riconducibile alla complessa interazione tra gli ormoni sessuali e la

risposta immunitaria, ma è influenzata in modo determinante anche da variabili ambientali e dalle abitudini di vita dei soggetti.

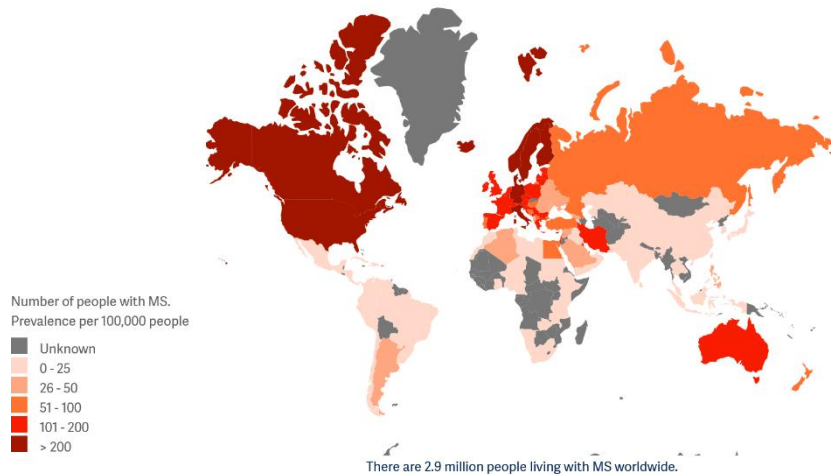


Figura 2. La prevalenza della SM risulta più elevata nelle femmine e nelle regioni del nord [6].

In questo quadro patologico, l'idratazione corporea rappresenta un pilastro fondamentale, sebbene spesso trascurato, nella gestione quotidiana della sclerosi multipla. Non si tratta solo di una buona norma, ma di un fattore capace di influenzare direttamente la severità della sintomatologia. Uno degli impatti più evidenti riguarda la fatica cronica: le evidenze in letteratura suggeriscono, infatti, che la disidratazione accentui drasticamente la sensazione di spossatezza. Studi clinici condotti su coorti femminili hanno confermato questa correlazione, dimostrando che chi presenta urine più concentrate (segno di scarsa idratazione) riporta punteggi significativamente peggiori sulla scala di severità della fatica rispetto a chi mantiene un corretto apporto idrico. La sensibilità del sistema nervoso centrale (SNC) alla variazione dell'idratazione corporea è notevole. A partire dai soggetti sani una perdita di liquidi pari ad appena l'1-2% del peso corporeo è sufficiente a compromettere la concentrazione, causare cefalea e aumentare il senso di stanchezza. Per un paziente con SM, queste carenze si traducono in un peggioramento della lucidità

mentale, causata da una minore perfusione cerebrale dovuta alla riduzione del volume sanguigno, e delle performance fisiche. Fortunatamente si tratta di effetti in gran parte reversibili: un'adeguata reidratazione può portare a un miglioramento quasi immediato della vigilanza e della tolleranza allo sforzo. Studi clinici riportano che un apporto idrico abbondante (superiore ai 2-3 litri al giorno) è legato a punteggi di fatica significativamente inferiori rispetto a chi assume meno di un litro d'acqua al giorno. Questo beneficio sembra derivare da una combinazione di fattori fisiologici: una corretta idratazione previene i cali di pressione, ottimizza la perfusione cerebrale e facilita la rimozione dei metaboliti che contribuiscono alla sensazione di stanchezza [7].

Dal punto di vista fisiologico, la disidratazione cronica agisce su più fronti negativi:

- stress organico: l'ipoidratazione incrementa i livelli di ormoni come la vasopressina e favorisce la produzione di radicali liberi (ROS), i quali possono attivare vie infiammatorie dannose per l'organismo;
- termoregolazione: un corpo disidratato fatica a disperdere il calore, portando a un innalzamento della temperatura interna che può scatenare il cosiddetto fenomeno di Uhthoff, ovvero l'aggravamento temporaneo dei sintomi neurologici dovuto al caldo;
- salute urologica: mantenere le urine diluite riduce il rischio di infezioni vescicali, che sono spesso causa di peggioramenti secondari della patologia.

L'analisi della gestione quotidiana nella sclerosi multipla evidenzia come lo stile di vita non sia un elemento di contorno, ma un fattore determinante per la disabilità clinica e la qualità della vita. Oltre al bilancio idrico, emerge un legame profondo tra il benessere funzionale e altri due pilastri specifici: la qualità del sonno e l'attività fisica. Dati osservazionali

indicano che pazienti che dedicano dalle 3 alle 5 ore settimanali allo sport presentano livelli di disabilità mediana sensibilmente inferiori rispetto a chi conduce una vita sedentaria. Sebbene sia difficile stabilire con certezza un rapporto di causa effetto, ovvero se sia lo sport a migliorare la condizione o se, viceversa, una minore disabilità permetta di essere più attivi, è innegabile che l'esercizio fisico si associ a una minore sensazione di fatica e a una migliore percezione del proprio benessere generale. Per quanto riguarda il sonno, le evidenze attuali, sebbene in via di consolidamento, indicano con elevata probabilità che la qualità del sonno influenzi la percezione della fatica dei soggetti, impattando sull'omeostasi e sul quadro clinico generale del paziente [7].

In definitiva, la gestione del bilancio idrico non rappresenta unicamente un parametro di benessere generale, ma si configura come una strategia clinica per contenere la disabilità funzionale e preservare la lucidità mentale nei pazienti con SM nel tempo.

CAPITOLO 2: LE TECNICHE MODERNE DI ANALISI DELL'IDRATAZIONE

2.1 Analisi delle urine: una misura poco invasiva e low-cost

Le metodologie esistenti per misurare l'idratazione generale sono numerose e includono la misura di indici percentuali calcolati su campioni di sangue, urine e massa corporea. L'assenza di un *gold standard* univoco ha promosso l'adozione di indici urinari, i quali offrono un eccellente compromesso tra accuratezza e semplicità di acquisizione. Tra i biomarcatori più affidabili figurano il peso specifico delle urine (USG), l'osmolalità urinaria (UOSM) e il colore delle urine (UCOL)[8]. L'USG viene quantificato sui campioni di urina mediante un rifrattometro portatile, l'UOSM tramite un osmometro e l'UCOL attraverso una scala cromatica validata. Le soglie cliniche che definiscono uno stato di euidratazione sono fissate a valori di USG $< 1,020$ e UOSM < 700 mOsmol, mentre un valore di UCOL > 5 è indicativo di una condizione di ipoidratazione. Questi indicatori, però, sono utili solo come valutazione

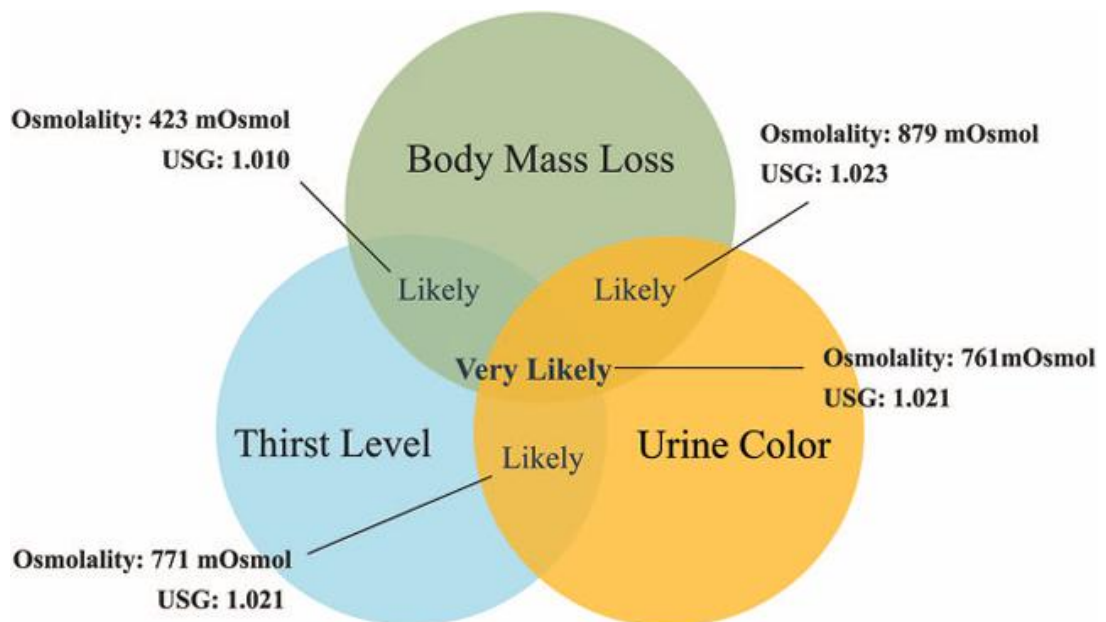


Figura 3. I criteri WUT possono essere utilizzati per valutare lo stato di idratazione [9].

dell'idratazione istantanea. Per questo, per fare un'analisi longitudinale, è necessario integrare un ulteriore parametro in combinazione con questi tre: la perdita di massa corporea (BML), misurata mediante una bilancia di precisione. La percentuale di BML (perdita di massa) per ogni giorno viene solitamente calcolata sulla media delle prime tre misurazioni di base: $([BM \text{ del giorno} - BM \text{ di base}] \times BM \text{ di base}^{-1} \times 100)$, dove la BM di base consiste nella massa corporea misurata nello stato di euidratazione. L'acquisizione di questo dato su un orizzonte temporale di diverse ore introduce potenziali fattori di rumore, come l'evacuazione intestinale e il consumo di cibo o liquidi. Pertanto, considerando i vantaggi e gli svantaggi di ciascun metodo, l'uso combinato degli indici urinari e di quelli della massa corporea si rivela la strategia più robusta per compensare i limiti dei singoli metodi [9]. L'uso di tre variabili intersecanti (%BML, UCOL e percezione della sete) costituisce uno strumento decisionale chiamato diagramma di Venn (*Weight, Urine, Thirst* [WUT]), utilizzato in letteratura come strumento decisionale per misurare lo stato di idratazione e il fabbisogno idrico. Questo modello matematico è ampiamente diffuso sul campo per la sua elevata praticità. Per un'applicazione rigorosa dei criteri WUT, il protocollo richiede la misurazione mattutina a digiuno della massa corporea, dell'UCOL e del grado di sete (su scala Likert da 1 a 9). Il modello classifica l'apporto di fluidi come “Likely” (in italiano, “probabilmente inadeguato”) in presenza di due marcatori positivi, ed eleva il rischio a “Very Likely” (in italiano, “molto probabilmente inadeguato”) se tutti e tre i marcatori superano la soglia critica (es. perdita di massa corporea >1%, un colore delle urine >5 e un livello di sete ≥ 5), come mostrato nella Figura 3. È stato dimostrato che la sete è un indicatore predittivo debole: i soggetti possono trovarsi in uno stato di ipoidratazione accertata da USG elevata senza avvertire uno stimolo idrico proporzionato. Questo accade perché la sete è influenzata da variabili, quali la temperatura o l'ingestione di piccole quantità d'acqua, che possono

inibire il segnale neurale prima che l'equilibrio osmotico sia stato effettivamente ripristinato. Parallelamente, il sistema renale, sotto l'influenza dell'ormone arginina vasopressina (AVP), continua a concentrare i soluti nell'urina finché la volemia non è stabilizzata. In questo contesto, la distinzione tra USG e UOSM assume rilevanza: se l'USG può essere influenzato dalla massa dei soluti presenti (es. proteine o glucosio), l'UOSM misura esclusivamente il numero di particelle disciolte, confermandosi come l'indicatore più preciso della capacità di concentrazione renale. Le evidenze empiriche dimostrano che già con due soli criteri WUT soddisfatti, l'UOSM raggiunge le soglie critiche fissate dall'American College of Sports Medicine (ACSM) [9], dimostrandosi un indicatore più sensibile e precoce rispetto all'USG nel rilevare l'insorgenza della disidratazione [Fig. 3].

2.2 Bioimpedenziometria

Una tecnica metodologica avanzata per la stima dell'acqua corporea totale è l'analisi bioimpedenziometrica (BIA). Questo approccio indiretto, non invasivo ed economico si basa sull'applicazione di una corrente elettrica alternata, tramite elettrodi emittenti, e sulla simultanea rilevazione della risposta, tramite elettrodi riceventi, in un intervallo di frequenza definito. Ciò consente la misurazione diretta delle proprietà elettriche dei tessuti in tempo reale. Il sistema di bioimpedenza più comune è il metodo a quattro elettrodi [Fig. 4]: due elettrodi sono posizionati su un arto inferiore (dorso del piede e caviglia) e gli altri due su un arto superiore (dorso della mano e polso).

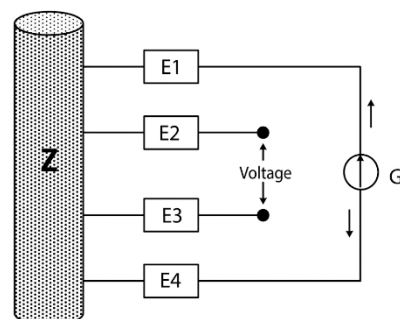


Figura 4. Schema di un modello di bioimpedenza a 4 elettrodi [10].

Un generatore G immette nel circuito un segnale di corrente alternata caratterizzato da elevata stabilità e bassa ampiezza (nell'ordine delle decine o centinaia di μA) che fluisce tra gli elettrodi distali (E1 e E4 in Fig. 4). Il sistema di acquisizione rileva la caduta di tensione ai capi degli elettrodi prossimali (E2 e E3 in Fig. 4) ed estrae lo sfasamento temporale tra i due segnali, quantificato come angolo di fase. Applicando i principi della legge di Ohm, il modulo dell'impedenza viene derivato dal rapporto tra la tensione misurata e la corrente iniettata. Utilizzando le equazioni $Z^2 = R^2 + X_c^2$ [10] e $\tan \phi = \frac{X_c}{R}$ [10], il sistema elabora l'impedenza e l'angolo di fase per ricavare le due componenti vettoriali: la resistenza e la reattanza. I valori di resistenza, reattanza e angolo di fase dipendono tutti dalla frequenza della corrente alternata [10]. Nello specifico, la resistenza risulta inversamente proporzionale alla frequenza, in accordo con l'incremento della conducibilità elettrica tissutale alle alte frequenze. L'andamento della reattanza e dell'angolo di fase in funzione della frequenza descrive una curva a campana: i valori di picco si registrano in prossimità dei 50 kHz e subiscono un decremento per valori frequenziali sia superiori che inferiori a tale soglia. A livello di *processing*, alcuni monitor di bioimpedenza operano o a singola frequenza (SF-BIA, tipicamente a 50 kHz) o a frequenze multiple (MF-BIA). Il sistema informatico del monitor utilizza un insieme di equazioni per tradurre le misurazioni elettriche in stime quantitative del volume e della massa corporea. Tali modelli matematici integrano i dati bioelettrici con covariate antropometriche e demografiche, quali peso, statura, età e sesso; si noti come la maggior parte di queste formulazioni ometta il contributo matematico della reattanza. L'affidabilità di tali equazioni è garantita da calibrazioni condotte rispetto ai metodi di riferimento *gold standard* per la composizione corporea. Le equazioni implementate variano significativamente tra i diversi sistemi commerciali in funzione

dell'architettura hardware BIA, dei modelli di analisi teorica adottati e del metodo di riferimento impiegato nelle fasi di validazione[10]. L'impedenza Z rappresenta fisiologicamente l'opposizione offerta al passaggio di una corrente elettrica, assimilabile alle forze di attrito in un sistema meccanico. A differenza dei conduttori metallici ideali, che presentano una bassa resistività, il corpo umano si comporta come un semiconduttore eterogeneo, la cui resistenza intrinseca determina la dissipazione energetica. La conduzione di carica nel compartimento biologico è mediata prevalentemente dai fluidi corporei: l'acqua intra- ed extra-cellulare, fungendo da soluzione per gli elettroliti disciolti, rappresenta il principale veicolo per le correnti elettriche. Conseguentemente, una riduzione del gradiente di concentrazione elettrolitica si traduce in un proporzionale incremento della resistenza al flusso di corrente. Da un punto di vista anatomico, il tessuto muscolare, il fluido extracellulare (ECF) e il fluido intracellulare (ICF) costituiscono *pathway* conduttivi a bassa resistività, contrariamente al tessuto adiposo e osseo, che esibiscono una marcata resistenza al passaggio di corrente. Date queste proprietà elettriche tessuto-specifiche, la bioimpedenziometria è stata inizialmente adottata ed esplorata come tecnica promettente per il monitoraggio non invasivo dell'omeostasi dei fluidi e dello stato di idratazione sistemica. Tuttavia, questa tecnica mostra diversi limiti:

- R e X_c non sono intercambiabili tra diversi dispositivi o tra BIA a singola frequenza e a multifrequenza;
- La distribuzione di grasso tra vari gruppi etnici può variare;
- BIA non può essere utilizzata in pazienti con impianti elettronici impiantati come i pacemaker [11].

Per superare alcuni di questi limiti è stata introdotta una nuova tecnica bioimpedenziometrica che misurasse la resistenza elettrica totale: TBER. Sebbene inizialmente promettente, è stata notata un'impresione

sistematica nella conversione attuata dagli algoritmi da resistenza elettrica in litri di acqua corporea: la resistenza elettrica, misurata utilizzando una corrente alternata, è inversamente proporzionale al volume di acqua corporea se la concentrazione di elettroliti è all'interno di un range di normalità. Negli anni si è voluto così sviluppare un metodo che fosse in grado di predire un valore di TBER in un punto specifico del corpo. La validazione *in-vivo* di tale approccio si avvale di utilizzare alcune informazioni di riferimento, tra cui:

- resistività (ρ), altezza del soggetto (H) e area trasversale del muscolo del braccio (AMA), per formulare la stima della TBER distrettuale come segue: $TBER = \rho \cdot \frac{L}{A} = \rho \cdot \frac{H}{AMA}$ [2] ;
- AMA è un parametro sesso specifico, calcolato come segue:

$$AMA_{uomini} = \frac{(MAC - \pi \cdot TSF)^2}{4 \cdot \pi} - 10$$
 [2]

$$AMA_{donne} = \frac{(MAC - \pi \cdot TSF)^2}{4 \cdot \pi} - 6.5$$
 [2]

dove MAC è la circonferenza media del braccio, misurata con un metro a nastro a metà tra l'olecrano e l'estremità dell'acromion; mentre TSF è lo spessore della plica tricipitale rilevato allo stesso livello utilizzando un plicometro Harpenden;

- Osso e grasso sono scarsi conduttori e possono essere ignorati per determinare la TBER [2].

Il parametro in esame è stato rigorosamente validato su coorti di soggetti sani, utilizzando un analizzatore di bioimpedenza (BIA 101 Anniversary, Akern Bioresearch SRL, Pontassieve, Italia) che utilizza una corrente alternata caratterizzata da una frequenza di 50 kHz e un'intensità pari a 400 μ A. A tale frequenza operativa, il doppio strato fosfolipidico delle membrane cellulari mostra un comportamento prevalentemente

capacitivo, agendo di fatto come un isolante dielettrico che ostacola il flusso di cariche transmembrana. Conseguentemente, il flusso di corrente viene confinato in massima parte all'interno del comparto extracellulare (ECF). Pertanto, la componente resistiva rilevata dallo strumento risulta inversamente proporzionale al volume del fluido extracellulare: un compartimento maggiormente idratato offre una minore opposizione al flusso di cariche (ridotta resistenza), mentre una minore idratazione dell'ECF si traduce in un incremento del valore resistivo. È tuttavia opportuno sottolineare che, sebbene la reattanza capacitiva della membrana limiti significativamente il flusso transcellulare, una frazione della corrente di stimolo riesce comunque a penetrare nel compartimento intracellulare (ICF), introducendo un margine di approssimazione nella stima della resistenza [13][14]. In sintesi, la misura della resistenza elettrica totale corporea (TBER) si configura come una metodica d'indagine fondamentale per la caratterizzazione elettrica dei tessuti biologici; le proprietà misurate, essendo strettamente legate alla composizione multicompartimentale e all'integrità strutturale dell'organismo, consentono di inferirne accuratamente lo stato fisiologico. Tuttavia, questo tipo di analisi presenta alcuni limiti [2]:

- mancanza di validazione clinica. Essendo un metodo ancora in fase esplorativa, la sua reale superiorità o utilità clinica rispetto alle procedure standard di gestione dei fluidi non è ancora stata dimostrata;
- elevata variabilità delle misurazioni antropometriche. Sebbene il dispositivo BIA in sé sia estremamente preciso, il calcolo del TBER dipende da misurazioni corporee (come MAC, TSF e AMA) che presentano un alto margine di errore e variabilità tra soggetti. Questo limite si aggrava nei pazienti obesi, dove le pliche cutanee

sono difficili da misurare, rendendo spesso necessaria l'ecografia per compensare l'imprecisione;

- inaccuratezza in presenza di squilibri elettrolitici. Attualmente, il modello manca di un fattore di correzione per gestire adeguatamente i pazienti che presentano anomalie degli elettroliti;
- limiti intrinseci della singola frequenza. L'utilizzo di un dispositivo a 50 kHz a singola frequenza crea incertezze interpretative. Sebbene offra una stima dell'idratazione generale basata principalmente sull'acqua extracellulare (ECW), non è in grado di isolare e monitorare l'acqua intracellulare (ICW) in modo indipendente.

CAPITOLO 3: I SENSORI A MICROONDE PER MISURARE L'IDRATAZIONE

3.1 Misurare dell'idratazione con sensori a microonde

C'è un crescente interesse nell'applicazione dei sensori a microonde in diversi campi biomedici. Tra i vantaggi significativi di questi sensori figurano la loro natura non invasiva, l'utilizzo di radiazioni non ionizzanti ed un processo di fabbricazione altamente efficiente, caratterizzato da tempi di realizzazione ridotti e costi di produzione contenuti [1]. I sensori a microonde possono essere altamente vantaggiosi per le misurazioni del contenuto d'acqua dei tessuti. Le proprietà dielettriche descrivono come un materiale risponde all'applicazione di un campo elettromagnetico, influenzando l'assorbimento, la riflessione e la trasmissione delle onde elettromagnetiche attraverso i tessuti. Le molecole d'acqua hanno un momento di dipolo dovuto alla loro forma asimmetrica e riescono a muoversi facilmente in presenza di un campo elettrico esterno. Allo stato liquido, la ridotta viscosità cinematica rispetto alla fase solida consente un rapido allineamento dei dipoli lungo le linee di forza di un campo elettrico esterno tempo-variante. Questa caratteristica giustifica l'elevata permittività relativa osservabile anche nel range delle microonde, dove le molecole d'acqua riescono a “inseguire” le rapide inversioni del campo. La permittività dielettrica (ϵ) è una misura della capacità di un materiale di immagazzinare energia elettrica in presenza di un campo elettrico. La permittività dielettrica relativa è solitamente rappresentata come:

$$\frac{\epsilon(\omega)}{\epsilon_0} = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) = \epsilon'(\omega) - j\frac{\sigma(\omega)}{\omega\epsilon_0} \quad [12], [13]$$

dove:

- $\epsilon'(\omega)$ è la parte reale, associata alla capacità di immagazzinamento dell'energia;
- $\epsilon''(\omega)$ è la parte immaginaria, legata alle perdite dielettriche, per esempio la dissipazione di energia del tessuto sotto forma di calore.

Le microonde, essendo fortemente interattive con l'acqua, consentono lo sviluppo di vari tipi di sensori, che possono essere categorizzati in tre gruppi principali:

- risonatori;
- sensori in trasmissione;
- sensori in riflessione.

In un tipico sensore a risonatore il campo elettrico può essere confinato in una cavità chiusa. Tra le numerose tecniche di caratterizzazione a radiofrequenza (RF) e microonde, i metodi basati sulla risonanza garantiscono un'elevata precisione e accuratezza nelle applicazioni di rilevamento. Inoltre, consentono la misurazione istantanea della permittività dielettrica dei liquidi, utilizzando strutture semplici, a bassa potenza ed economiche. Essi funzionano principalmente tracciando le caratteristiche di risonanza (frequenza di risonanza, ampiezza, larghezza o coefficiente di qualità) che subiscono deviazioni misurabili al variare della permittività del materiale biologico. Questo approccio favorisce lo sviluppo di sistemi miniaturizzati compatti, a basso costo, con maggiore efficienza e sensibilità per il monitoraggio non invasivo dell'idratazione[14]. Nei sensori a trasmissione, le misurazioni vengono effettuate attraverso il mezzo, dove il sistema consiste tipicamente di un trasmettitore e un ricevitore. Esistono diversi tipi di configurazioni, tra cui i più conosciuti sono il trasmettitore-ricevitore mobile e il sistema di array di ricevitori-trasmettitori. I sensori a riflessione, infine, hanno le strutture più semplici e per questo sono state trovate utili per molte applicazioni.

L'applicatore funziona contemporaneamente sia in trasmissione sia in riflessione e misura la potenza riflessa dai tessuti che incontrano le onde elettromagnetiche, modellizzate come onde stazionarie con forma dipendente dalla lunghezza d'onda. In presenza di interferenza dell'onda da parte di un mezzo, si può osservare uno spostamento di frequenza dell'onda stazionaria, consentendo così la misurazione delle proprietà dielettriche del mezzo. Se il mezzo ha un'elevata perdita dielettrica, l'accuratezza della misurazione può essere limitata, ma altrimenti il metodo è tipicamente considerato come il modo più accurato per misurare le proprietà dielettriche [15]. È stata esplorata una varietà di metodi di riflessione e/o trasmissione che utilizzano antenne o guide d'onda, utilizzando VNA (*Vector Network Analyzer*, in italiano Analizzatori di Reti Vettoriali) costosi e ingombranti per caratterizzare le proprietà dielettriche [14]. I costi di queste apparecchiature sono spesso proibitivi per applicazioni pratiche, tuttavia, recentemente, sono disponibili alcuni VNA compatti e portatili, i nanoVNA. È stato dimostrato in diversi studi che per misurazioni di base, in intervalli di frequenza relativamente bassi e con un buon rapporto costo-prestazioni può essere particolarmente vantaggioso utilizzare questi apparecchi più semplici rispetto ai classici VNA da laboratorio, in quanto i risultati ottenuti mostravano variazioni contenute [16]. Un esempio semplificato di sensore a riflessione sarebbe una sonda dielettrica coassiale che consente misurazioni delle proprietà dielettriche di diversi materiali. Il contatto tra il campione (liquido o solido) e l'estremità aperta della linea coassiale modifica le caratteristiche di propagazione del segnale. Nello specifico, la discontinuità dielettrica scompone il segnale incidente in una componente riflessa all'interfaccia e in una componente trasmessa nel campione, la cui ampiezza viene progressivamente attenuata dalle proprietà dissipative del materiale. I sensori a riflessione a linea coassiale sono in uso da diversi decenni e sono disponibili sistemi commerciali, come Speag e Keysight [17].

3.2 Sensori a riflessione

Nel range delle microonde, il *gold standard* per monitorare l'idratazione in tempo reale è la riflettometria, che permette di correlare le variazioni di permittività dielettrica allo stato di idratazione. Ad oggi, la maggior parte dei sensori sviluppati permettono di misurare l'idratazione cutanea; di conseguenza, in questo lavoro di tesi, l'obiettivo è stato quello di misurare l'idratazione di *phantom* che fossero in grado di replicare fedelmente le proprietà dielettriche dei tessuti biologici ad alta profondità. Per contestualizzare l'approccio ingegneristico, è opportuno analizzare il monitoraggio dell'idratazione cutanea, che si basa sulla misurazione del parametro di *scattering* di riflessione $S_{11}(f)$. Grazie a un elemento sensibile (SE) indossabile, quando questo è posto a contatto con la pelle, si misura il parametro $S_{11}(f)$ e lo si mette in relazione con la condizione di idratazione. Un incremento dell'idratazione innalza drasticamente la permittività dielettrica relativa del tessuto poiché l'acqua ha una permittività dielettrica relativa considerevolmente più alta rispetto ai tessuti secchi. Questo, a sua volta, porta a uno spostamento in frequenza e ampiezza della curva. Quindi, monitorando lo spostamento della frequenza di risonanza e l'ampiezza della curva, è possibile apprezzare i diversi stati di idratazione. L' $S_{11}(f)$ può essere misurato a partire da misurazioni nel dominio del tempo o direttamente nel dominio della frequenza. In generale, un sistema di monitoraggio basato sulla riflettometria a microonde consiste di tre componenti principali:

1. Una sonda o un elemento sensibile (SE);
2. Uno strumento di misura riflettometrico, che può operare sia nel dominio del tempo sia nel dominio della frequenza;

3. Un'unità di elaborazione per l'acquisizione e il processamento in tempo reale dei dati di misura.

Nelle misurazioni di riflettometria nel dominio del tempo (TDR), il segnale di test elettromagnetico, spesso un segnale di tensione a gradino, viene propagato lungo l'SE e interagisce con il sistema sotto test [16]. L'output diretto delle misurazioni TDR è un riflettogramma, che mostra il coefficiente di riflessione sull'asse temporale:

$$\rho = \frac{v_{refl}(t)}{v_{inc}(t)} [16]$$

dove $-1 \leq \rho(t) \leq 1$. A questo punto, si può procedere a calcolare $S_{11}(f)$ come il rapporto tra la trasformata di Fourier discreta (DFT) del segnale riflesso e quella del segnale in ingresso:

$$S_{11}(f) = \frac{DFT[\rho(t)]}{DFT[\rho_i(t)]} [16]$$

dove $\rho_i(t)$ è il coefficiente di riflessione nel dominio del tempo misurato quando l'SE non è collegato allo strumento di misura. Come noto, l' $S_{11}(f)$ può essere misurato direttamente nel dominio della frequenza tramite i VNA [16]. Tuttavia, non esistono dispositivi commerciali, non invasivi e indossabili per misurare lo stato di idratazione degli esseri umani in tempo reale operanti nel range delle microonde. Questa lacuna tecnologica ha motivato la scelta di incentrare il presente studio su tale tematica, la quale riveste un ruolo di primaria importanza sia nell'ambito della ricerca scientifica sia nello sviluppo dei moderni sistemi di monitoraggio della salute [18]. In aggiunta, gran parte dei sensori ad oggi sviluppati risulta progettata esclusivamente per la stima dell'idratazione a livello cutaneo, tralasciando l'analisi dei tessuti profondi. Sulla base di tali premesse, l'obiettivo di questo lavoro di tesi consiste nella creazione di *phantom* tissutali caratterizzati da concentrazioni variabili di olio. Lo scopo ultimo è quello di quantificare la variabilità dell'idratazione in profondità, impiegando come sistemi di misura un CSRR [1] e un'antenna patch [19],

progettati e realizzati dal gruppo di ricerca di Campi Elettromagnetici del DEI (Dipartimento di Ingegneria dell'Energia Elettrica e dell'Informazione) dell'Università di Bologna con cui è stata intrapresa una collaborazione.

3.3 CSRR

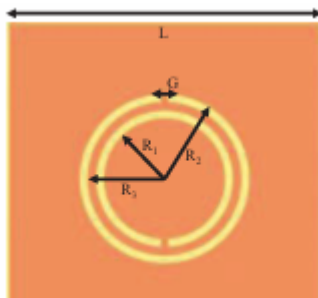


Figura 5. Vista inferiore CSRR con relativi parametri di costruzione [1].

Il primo setup sperimentale si è avvalso di un sensore di idratazione cutanea basato su un CSRR a basso costo nella banda a 2,4 GHz. Il principio di funzionamento si basa sull'interazione in campo vicino tra l'effetto di bordo del campo elettrico e la pelle, assunta a spessore e idratazione costanti in giorni diversi. Le linee del campo EM vengono modificate dall'interazione con la pelle sotto test,

influenzando così la frequenza di risonanza del CSRR caricato. Rispetto



Figura 6. Vista superiore CSRR.

Figura 7. Vista inferiore CSRR.

alla tradizionale topologia a risonatore spaccato (SRR), questa configurazione complementare offre il vantaggio di poter essere fabbricata senza soluzione di continuità direttamente su un connettore SMA. Grazie all'ampia superficie di massa, la sezione esterna del risonatore si collega agevolmente al dado esterno del connettore RF, mentre il filo caldo è connesso direttamente alla parte interna del risonatore. Il dispositivo è sviluppato su un PCB in FR4 (uno tra i più comuni circuiti stampati

realizzato in fibra di vetro intrecciata con resina epossidica come legante) a basso costo, con dimensioni pari a $1,4 \times 1,4 \times 0,74 \text{ cm}^3$ [Fig. 7]. La struttura prevede cinque fori di via disposti in corrispondenza dei cinque pin del connettore SMA, con lo scopo di cortocircuitare la faccia superiore e quella inferiore del PCB (spesso 1,52 mm). Questa architettura assicura un'elevata robustezza meccanica e semplifica il processo di fabbricazione del risonatore. La Figura 5 illustra la vista inferiore del risonatore progettato, definendone i parametri geometrici ($G = 0,2 \text{ mm}$, $R1 = 1,5 \text{ mm}$, $R2 = 2,1 \text{ mm}$, $R3 = 1,9 \text{ mm}$ e $L = 8 \text{ mm}$). Per precludere il contatto diretto tra lo strato metallico e l'epidermide, al di sotto del sensore è posizionato un layer di PTE di $8 \mu\text{m}$, rendendo di fatto il dispositivo privo di elettrodi

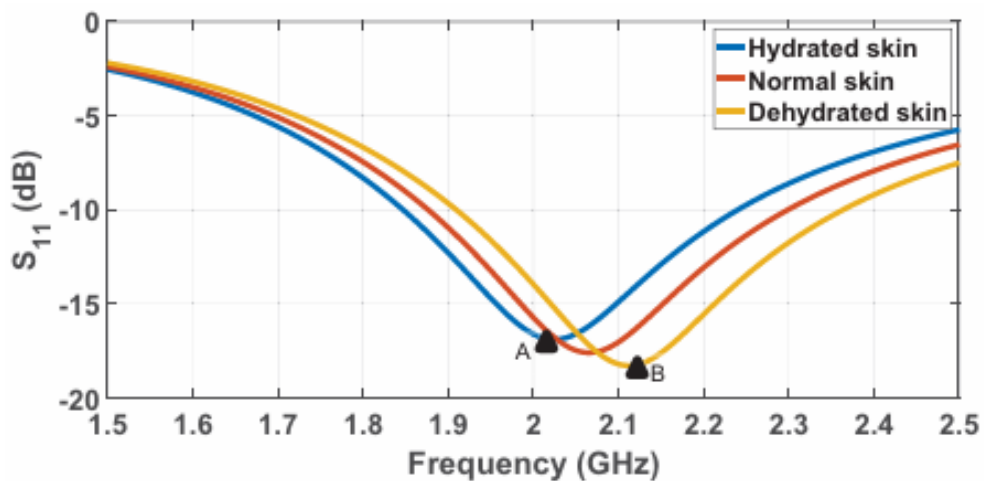


Figura 8. Comportamento simulato EM del coefficiente di riflessione calcolato alla porta di ingresso del connettore SMA [1].

(*electrode-less*). La profondità di penetrazione cutanea è stata stimata preventivamente tramite simulazione EM, valutando la densità del campo E in presenza del CSRR [Fig. 8]. Uno spostamento di frequenza di 92 MHz, calcolato come B-A, si osserva tra il più basso e il più alto livello di

idratazione simulato. A scopo comparativo, il medesimo calcolo è stato effettuato su un'antenna patch operante alla stessa frequenza [Fig. 9].

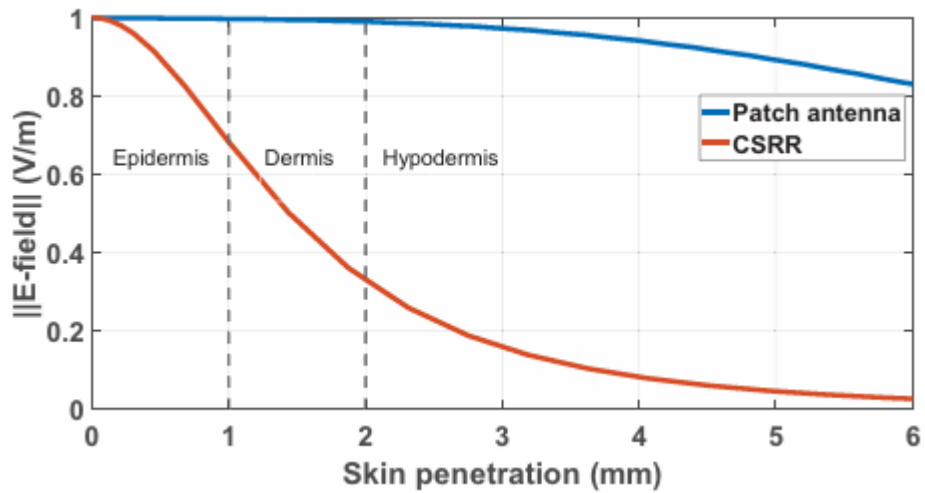


Figura 9. Decadimento del campo elettrico normalizzato all'interno del phantom simulato di pelle multistrato, nel caso di un'antenna patch e un CSRR operanti nella stessa banda di frequenza [19].

Come atteso, la profondità di penetrazione del campo elettrico generata dall'antenna patch caricata con la pelle risulta marcatamente superiore rispetto al caso del CSRR. Nello specifico, con l'antenna patch l'intensità del campo elettrico subisce una diminuzione di appena il 20% dopo 6 mm, consentendo al campo di attraversare i tessuti biologici sottocutanei. Tale dinamica compromette le capacità di rilevamento del risonatore, poiché la maggior parte del contenuto idrico è localizzata nell'area cutanea più superficiale. Ne consegue che un'antenna patch, e più in generale un risonatore operante nella regione radiativa di campo vicino, risulta inadeguata per applicazioni di sensing cutaneo. Al contrario, il CSRR caricato con la pelle registra un decadimento dell'intensità del campo elettrico pari al 32% e al 65%, rispettivamente a 1 mm e 2 mm di profondità. Questo risultato convalida la scelta di adottare un CSRR operante nella regione di campo vicino non radiativo. La Figura 8 riporta l'andamento simulato dei coefficienti di riflessione calcolati alla porta SMA del CSRR caricato. Le simulazioni EM dimostrano che le fluttuazioni della permittività cutanea influenzano in modo determinante

la sensibilità del risonatore e, di riflesso, le variazioni dello stato di idratazione. Nel dettaglio, su pelle normale si osserva una perdita di riflessione, comunemente detto *return loss*, di 17,6 dB a 2060 MHz; per la pelle idratata e disidratata, i picchi di risonanza subiscono uno spostamento rispettivamente a 2024 MHz e 2116 MHz [Fig. 8] [1].

3.5 Antenna patch

Un'antenna patch, operante a 2,45 GHz, viene utilizzata in questo lavoro come elemento sensibile. Le antenne patch sono ampiamente sfruttate nelle applicazioni RF per il loro basso profilo, il basso costo e la facilità di produzione. Sebbene siano comunemente utilizzate nei collegamenti wireless, nel posizionamento dei veicoli, nel recupero di energia e nelle applicazioni biomedicali, esse non sono estensivamente sfruttate per applicazioni di rilevamento (sensing) [19]. I comuni sensori basati su RF sfruttano risonatori in campo vicino come i risonatori ad anello spaccato (SRR) e i risonatori ad anello spaccato complementari (CSRR). Sebbene questi ultimi offrano alte prestazioni in termini di fattori di qualità, hanno basse profondità di penetrazione, rendendoli inadatti in soluzioni dove la proprietà chimica e/o fisica da analizzare risiede negli strati più interni del materiale sotto esame. Un'antenna di tipo patch, operante nella regione radiativa di campo vicino, viene così utilizzata come rilevatore di umidità. Tuttavia, una semplice acquisizione potrebbe difficilmente riportare dei dati in grado di fornire informazioni scientificamente rilevanti poiché i dati grezzi degli spettri nascondono l'informazione cercata. Per questo motivo, una tecnica di post-elaborazione basata sull'apprendimento automatico (ML) dovrebbe essere impiegata per estrarre le variabili sensibili.

L'elemento sensibile è realizzato su un tipico substrato RF Rogers RO4360G2 (Rogers Corporation, Evergem, Belgio) con $\epsilon_r = 6.15$, spessore del substrato di 0,610 mm e rame elettrodeposto con spessore di 35 μm . Per l'antenna è stata scelta un'alimentazione coassiale. La Figura 10 mostra rispettivamente le viste superiore e laterale dell'antenna proposta [19].

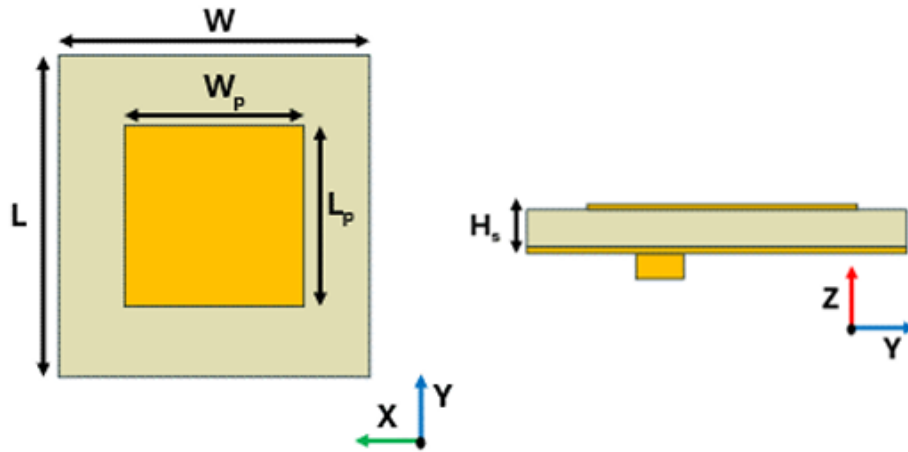


Figura 10. Vista inferiore e laterale dell'antenna patch [19].

Le dimensioni totali dell'elemento radiante sono 50 x 50 mm², con $W = L$

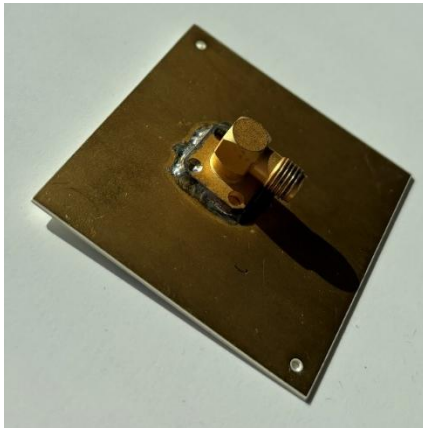


Figura 11. Vista superiore antenna patch.



Figura 12. Vista inferiore antenna patch.

= 50 mm, $W_p = L_p = 24.4$ mm e $H_s = 0,61$ mm [Fig. 10]. Un superstrato, quando posizionato sopra un'antenna patch, influenza significativamente il coefficiente di riflessione alterando l'adattamento di impedenza tra l'antenna e il mezzo circostante. Ciò accade perché il superstrato modifica

la costante dielettrica efficace attorno alla patch, portando a variazioni nella frequenza di risonanza e nella larghezza di banda dell'antenna. Come previsto, l' S_{11} predetto dipende fortemente dal mezzo del superstrato e dalle sue proprietà elettriche. Il presente lavoro di tesi si propone di impiegare questa specifica antenna patch per la misurazione del livello di idratazione nei tessuti profondi. A fondamento e validazione di tale applicazione, risulta fondamentale richiamare uno studio preliminare condotto dal gruppo di ricercatori di Bologna, i quali hanno simulato e analizzato il comportamento della medesima antenna applicata a campioni di legno, dimostrandone l'elevata sensibilità alle variazioni di contenuto idrico [19]. I risultati di tali simulazioni mostrano che, rispetto allo scenario in spazio libero (dove l'antenna presenta un picco minimo a 2,45 GHz pari a -27 dB), il caricamento con il materiale in esame produce deviazioni significative. Nello specifico, lo spostamento della frequenza centrale risulta essere di 70 MHz quando l'antenna è caricata con legno asciutto, e di 110 MHz in presenza di legno umido. Contestualmente, si osserva una forte alterazione nel valore minimo del coefficiente di riflessione: per l'antenna a contatto con il legno asciutto si registra un picco di $-7,5$ dB, mentre per la patch caricata con legno umido il valore si attesta a soli $-1,5$ dB. I ricercatori hanno inoltre verificato l'elevata profondità di penetrazione dell'intensità del campo elettrico prodotto dall'antenna patch, monitorandone l'andamento lungo la sezione del campione tramite simulazioni *full-wave*. Utilizzando il legno umido come caso di studio, in particolare un campione di tronco di dimensioni $19,0 \times 20,5 \times 20,7$ cm³ (lungo gli assi longitudinale \times radiale \times tangenziale, L \times R \times T), i dati evidenziano una diminuzione dell'intensità del campo elettrico di appena il 25% a una distanza di 15 mm dalla transizione patch-legno.

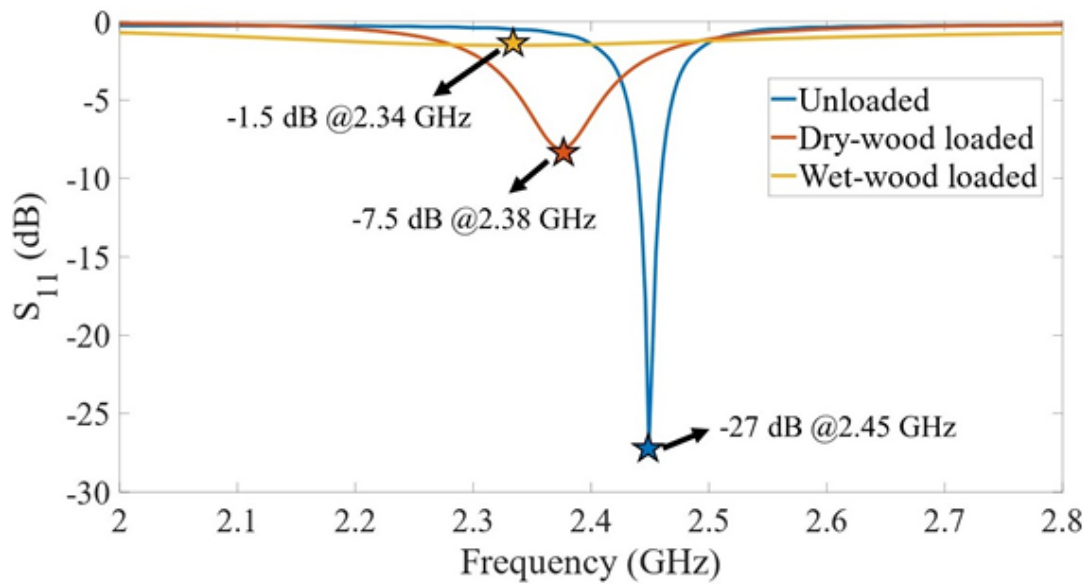


Figura 13. Coefficiente di riflessione simulato in tre diverse condizioni di carico: scenario in spazio libero, con carico in legno secco e con carico in legno bagnato [19].

CAPITOLO 4: MATERIALI E METODI

4.1 *Phantom*: stato dell'arte

Nel percorso di sviluppo e validazione di dispositivi biomedici e sistemi di sensing, il passaggio dalla progettazione teorica all'applicazione clinica rappresenta una delle sfide ingegneristiche più complesse. Tradizionalmente, la validazione preliminare si affida a simulazioni numeriche, essenziali per ottimizzare le geometrie e prevedere il comportamento elettromagnetico o biomeccanico dei dispositivi. Tuttavia, i modelli computazionali, per quanto avanzati, introducono inevitabilmente delle approssimazioni rispetto alla complessa natura eterogenea dei tessuti biologici reali. D'altro canto, il salto diretto alla sperimentazione *in-vivo* (su modelli animali o volontari umani) nelle fasi precoci di sviluppo presenta stringenti limitazioni etiche, normative ed economiche. A queste si aggiunge l'elevata variabilità inter- e intra-soggetto (ad esempio, le variazioni naturali nell'idratazione cutanea o nello spessore epidermico), che rende estremamente difficile isolare le singole variabili per caratterizzare e validare accuratamente un nuovo sensore. Per rispondere a questa esigenza, lo stato dell'arte della ricerca bioingegneristica si affida oggi all'utilizzo di *phantom*, preparati progettati per replicare con precisione specifiche proprietà biofisiche dei tessuti umani in un ambiente di laboratorio controllato. A seconda dell'applicazione target, un *phantom* allo stato dell'arte è formulato per mimare:

- Proprietà dielettriche: garantendo valori di permittività relativa $\frac{\epsilon}{\epsilon_0}$ e conducibilità σ equivalenti a quelli di tessuti specifici (es. pelle e grasso) alle frequenze operative di interesse;

- Proprietà meccaniche e strutturali: replicando l'elasticità e la densità dei tessuti biologici;
- Dinamiche fisiologiche: come nel caso della variazione controllata del contenuto idrico per simulare stati di normale idratazione o severa disidratazione.

In questo contesto, l'impiego di *phantom* all'avanguardia rappresenta oggi il *gold standard* per la caratterizzazione strumentale. Rispetto ai test *in-vivo*, i *phantom* offrono il vantaggio della ripetibilità sperimentale oltre ai costi limitati di realizzazione. Essi permettono di sottoporre i prototipi a test rigorosi, isolando le variazioni di segnale dovute esclusivamente ai parametri di interesse, come la permittività cutanea associata all'idratazione, ed escludendo i rumori di fondo legati alla biologia umana. Inoltre, la possibilità di fabbricare *phantom* stratificati consente di validare sperimentalmente le profondità di penetrazione dei campi elettromagnetici previste in fase di simulazione, garantendo che le interazioni avvengano nel *layer* tissutale corretto. Tuttavia, la realizzazione di fantocci a basso costo presenta un'importante semplificazione dell'anatomia umana che potrebbe permettere di valutare parametri biologici in maniera estremamente semplificata senza tener conto delle strutture complesse presenti nel sistema biologico umano, come i vasi sanguigni.

Un fantoccio realistico che imita i tessuti biologici deve soddisfare diversi requisiti. Primo, deve imitare le proprietà dielettriche dei tessuti reali in un intervallo di frequenza target. Secondo, le sue proprietà elettromagnetiche devono essere stabili nel tempo. Terzo, è preferibile che nè la sua produzione nè la sua conservazione richiedano mezzi costosi e/o tossici [20].

4.2 Setup sperimentale

Il setup sperimentale include sia la strumentazione per la preparazione delle miscele sia quella per la caratterizzazione delle proprietà dielettriche:

- Tre agitatori magnetici con piastra riscaldante (FORLAB CARLO ERBA AG/RI 40, VELP);
- Diversi becher di vetro di diversa grandezza, cilindri graduati e pipettatrice elettronica;
- Termometri;
- Stampi di forma cubica realizzati mediante stampa 3D di dimensione $10 \times 10 \times 7 \text{ cm}^3$;
- Stampi realizzati mediante stampa 3D di dimensione $10 \times 10 \times 1,3 \text{ cm}^3$;
- Una sonda coassiale a terminazione aperta (kit per sonda dielettrica Keysight 85070E), in grado di eseguire misurazioni nell'intervallo 0,5-50 GHz;
- Un sensore CSRR a basso costo operante a 2,4 GHz;
- Un'antenna patch operante a 2,45 GHz, realizzata su un tipico substrato RF Rogers RO4360G2;
- Un *Vector Network Analyzer* (VNA, Keysight E8361C), utilizzato per pilotare la sonda coassiale, nonché per recuperare, monitorare e memorizzare la permittività dielettrica del Materiale Sotto Test (MUT - *Material Under Test*);
- un cavo coassiale flessibile ad alte prestazioni (fornito con il Kit per sonda dielettrica Keysight 85070E), per collegare il VNA alla sonda coassiale;
- un posizionatore meccanico per mantenere la sonda fissa durante le misurazioni;

- un movimentatore meccanico per mettere il MUT in contatto con la sonda, la quale viene mantenuta fissa;
- una bilancia digitale (VWR) per controllare la piccola pressione applicata sul MUT mentre vi si posizionano sopra i sensori, il che era necessario per evitare qualsiasi presenza di aria tra la superficie dei sensori e il campione;
- nastro adesivo;
- un personal computer per memorizzare i dati acquisiti dal VNA e per elaborarli utilizzando Microsoft Excel.

4.3 Preparazione delle miscele

Partendo dalle ricette precedentemente proposte in [20] e [21], tutte le miscele sono state realizzate con quantità di sostanze come descritto nella Tabella 1, misurate mediante una pipettatrice elettronica, cilindri graduati e becher graduati di varie dimensioni.

Miscela	Acqua (ml)	Gelatina (g)	Olio (ml)	Detersivo (ml)
G6.8O10 ¹	90	6,8	10	3,8
G6.8O20	80	6,8	20	3,8
G6.8O30	70	6,8	30	3,8
G6.8O40	60	6,8	40	3,8
G6.8O50	50	6,8	50	3,8
G6.8O60	40	6,8	60	3,8
G6.8O70	30	6,8	70	3,8
G6.7O32.7 ²	68	6,8	33	3,8

Tabella 1. Composizione dei phantom.

¹ G6.8: 6,8 g di gelatina; O10: 10% di olio (ossia 10 ml di olio su 100 ml di soluzione).

² Phantom della pelle [21].

Nella Tabella 1, sono mostrate le quantità di ingredienti necessari a riprodurre diversi stati d'idratazione in un volume dimensionato di 10 cm x 10 cm per uno spessore di 6 cm di tessuto biologico. Contestualmente, l'ultima riga della tabella di riferimento riporta i parametri quantitativi relativi alla realizzazione di uno strato di 10 cm x 10 cm, avente uno spessore di 2 mm, che riproduca le proprietà dielettriche della pelle. Per quanto riguarda le sigle nella Tabella 1, i numeri vicino alle lettere "G" e "O" indicano la quantità di gelatina in grammi e la percentuale di olio in millilitri (rispetto al volume totale di soluzione dato dalla somma di olio e acqua), rispettivamente utilizzate per realizzare la miscela. Al fine di condurre le misure in maniera accurata, è necessaria una struttura stratificata così strutturata:

- alla base è posizionato un cubo di spessore 6 cm che simula un tessuto biologico profondo con uno specifico stato d'idratazione, necessario per testare la capacità dell'antenna patch [19] di distinguere i diversi stati d'idratazione nel tessuto;
- al di sopra viene posto uno strato 10 cm x 10 cm con spessore di 5 mm, deputato alla simulazione del tessuto adiposo grasso;
- sopra di esso, lo strato di pelle.

La preparazione dei *phantom* richiede un protocollo rigoroso e

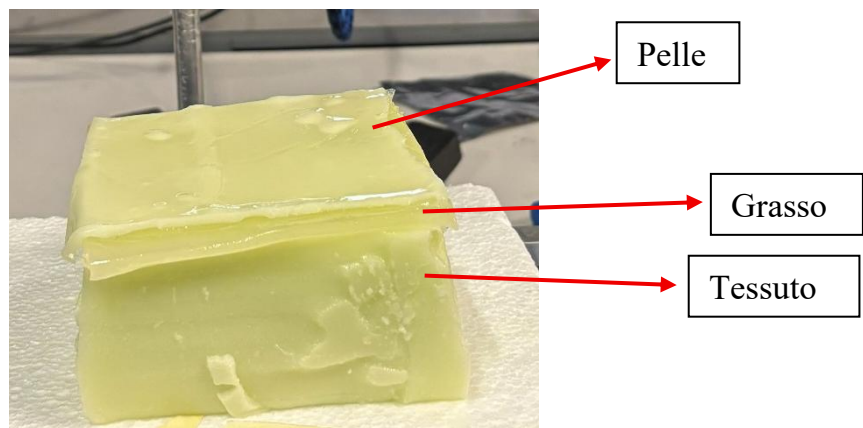


Figura 14. Riproduzione struttura stratificata.

riproducibile, adattabile alle quantità utilizzate per ottenere i preparati.

Solitamente, per ottenere un tessuto di spessore 6 cm, sono utilizzate le quantità di riferimento (riportate nella Tabella 1) che vengono moltiplicate per un fattore di scala pari a 7. Si procede a spiegare il metodo utilizzato a preparare le miscele. Innanzitutto, deve essere riscaldata l'acqua corrente del rubinetto, prelevata a temperatura ambiente, per un tempo variabile in base alla quantità di liquido messo nei becher, utilizzando una temperatura iniziale della piastra di circa 100 °C. Al raggiungimento dei 50 °C, si procede ad integrare la gelatina (#G9382, Sigma Aldrich), precedentemente quantificata con la bilancia di precisione digitale. La polvere viene versata a filo sotto costante agitazione magnetica (500/600 rpm). La velocità di rotazione del magnete dipende dalla piastra e dalla quantità d'acqua utilizzate e rappresenta una fase critica nella realizzazione dei fantocci: un'eccessiva velocità favorisce l'intrappolamento di bolle d'aria, potenziale causa di artefatti e compromissione dell'integrità dei *phantom*. Ottenuta la completa dissoluzione della gelatina (assenza di grumi e omogeneità visiva della soluzione), la temperatura della piastra viene aumentata in maniera graduale fino a portare la soluzione alla temperatura di 80 °C circa. Successivamente, si disattiva il riscaldamento della piastra per permettere al preparato di raggiungere i 65 °C, temperatura a cui verranno aggiunti l'olio di semi di girasole (ESSELUNGA) e il tensioattivo (detersivo concentrato per stoviglie, "Svelto"). Durante il raffreddamento della soluzione, viene scaldato l'olio in un becher fino a 65 °C e, in seguito, vengono aggiunti olio e detersivo alla soluzione di acqua e gelatina agitata a un numero di giri al minuto che dipende dalla quantità d'olio [Fig. 15]. A titolo indicativo, sulla base di valori derivati empiricamente in fase di *training*, per basse concentrazioni lipidiche (o10, o20) si mantengono regimi di 700-900 rpm, mentre per alte concentrazioni lipidiche (o60, o70) si sale a 1400-1500 rpm. La strategia operativa prevede un incremento della velocità di agitazione proporzionale al volume di olio, arrestandosi

prima della soglia di formazione di bolle. Individuato il regime idoneo a garantire l'emulsione, questo viene mantenuto costante per l'intero

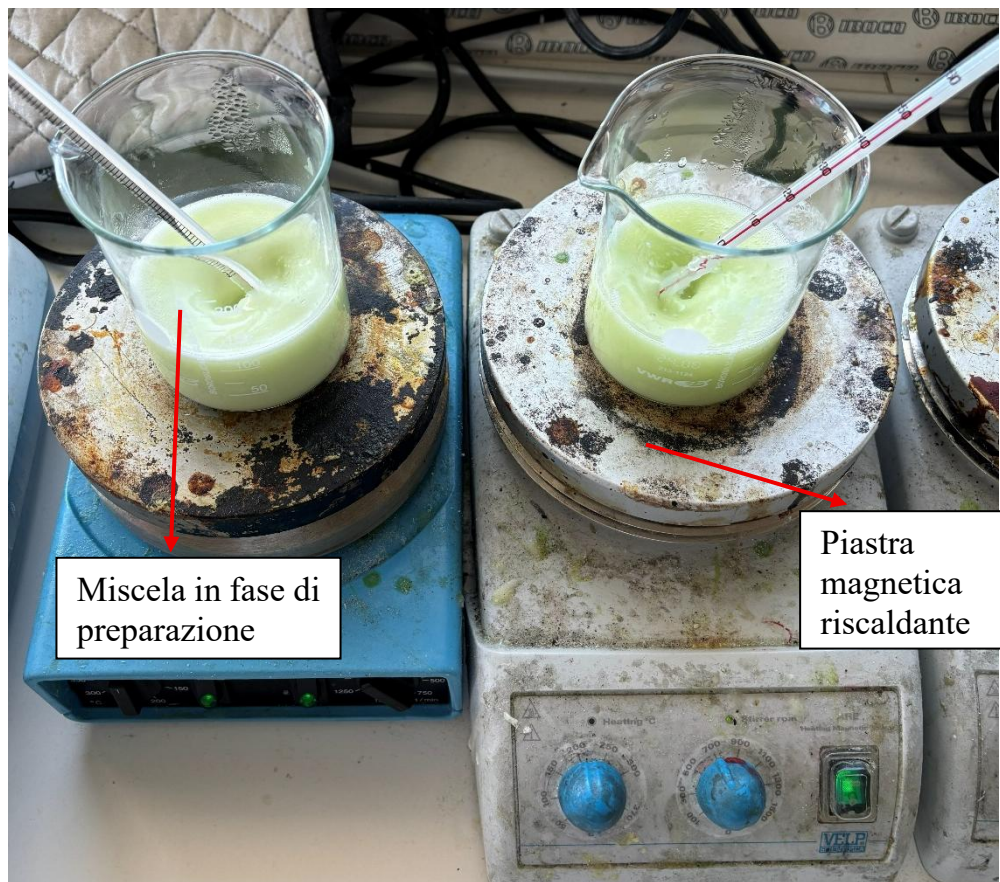


Figura 15. Fase finale della preparazione dei phantom in laboratorio.

transitorio di raffreddamento. Raggiunta la temperatura di 34-35 °C l'emulsione può essere versata negli stampi e fatta raffreddare in frigo per un tempo variabile a seconda della temperatura del frigo, della quantità e della densità del liquido (miscele ad alto contenuto acquoso tendono a solidificarsi più lentamente). Un'emulsione è una miscela di due liquidi immiscibili in cui un liquido è disperso come fini goccioline nell'altro. In molti prodotti industriali, come alimenti e cosmetici, gli ingredienti oleosi sono mescolati con una fase acquosa. Le emulsioni sono sistemi termodinamicamente instabili, pertanto, per migliorarne la stabilità cinetica, vari approcci sono stati avanzati, inclusa la stabilizzazione mediante l'aggiunta di vari tipi di tensioattivi, polimeri o particelle [22]. Si è passati poi alla produzione di *phantom* a base di *kokubo*, un addensante

utilizzato per solidificare l'olio nella cucina giapponese. Questi *phantom*, che presentano una bassa permittività, nascono con l'intento di emulare i tessuti adiposi, i quali non potrebbero essere facilmente simulati da miscele a base di gelatina a causa della percentuale molto alta di olio e di detergente necessaria. Per produrre questo tipo di *phantom*, è necessario miscelare, sempre con l'ausilio di un magnete, polisorbate e *kokubo* (con le proporzioni mostrate nella Tabella 2) ad alte temperature (~85°C) fino a quando la soluzione non diventa trasparente. Una volta arrivati a questo punto, è sufficiente versare il composto all'interno dello stampo preposto e lasciarlo raffreddare. Questo composto tende a solidificare intorno ai 55 °C.

Miscela	Kokubo (g)	Polisorbate (ml)
Grasso	2,5	50

Tabella 2. Composizione phantom a base di kokubo.

Le evidenze empiriche emerse impongono l'osservazione di alcune criticità metodologiche:

- versare la soluzione negli stampi a temperature superiori ai 40 °C induce fenomeni di separazione di fase del *phantom*;
- un riscaldamento dell'acqua troppo repentino potrebbe aumentare la formazione di bolle durante la fase di emulsione;
- l'utilizzo del detergente "Svelto Concentrato 3x" è fondamentale, poiché tale formulazione commerciale garantisce una concentrazione di tensioattivi anionici compresa tra il 15% e il 30%, a differenza di molti altri detersivi standard che presentano tensioattivi con percentuali tra il 5% e il 15%, una percentuale troppo bassa per garantire la corretta emulsione di olio in acqua.

4.4 Misure

Una volta solidificati in frigo, i fantocci vengono lasciati a temperatura ambiente per raggiungere una temperatura di circa 20 °C a cui realizzare le misure. Questa fase di misure comprende tre fasi distinte:

- 1) Misurare le proprietà dielettriche dei *phantom* utilizzando la sonda coassiale troncata: è importante che le proprietà dielettriche rispettino un andamento preciso in base alle quantità di acqua e olio. Per monitorare questo andamento viene utilizzata come riferimento la formula di Bruggeman, che definisce le proprietà dielettriche teoriche di una miscela con determinate quantità d'acqua e olio:

$$p \frac{\epsilon_{SFO} - \epsilon_{eff}}{\epsilon_{SFO} + 2\epsilon_{eff}} + (1 - p) \frac{\epsilon_{H_2O} - \epsilon_{eff}}{\epsilon_{H_2O} + 2\epsilon_{eff}} = 0$$

dove p rappresenta la concentrazione volumetrica di olio nella miscela (es. 0,3 se la miscela è composta dal 30% d'olio e il 70% d'acqua), ϵ_{SFO} rappresenta la permittività dell'olio di semi di girasole (SFO) e ϵ_{eff} rappresenta la permittività della miscela[20].

- 2) Misurare l'idratazione della pelle usando il sensore CSRR;
- 3) Misurare l'idratazione della riproduzione del tessuto biologico utilizzando l'antenna patch.

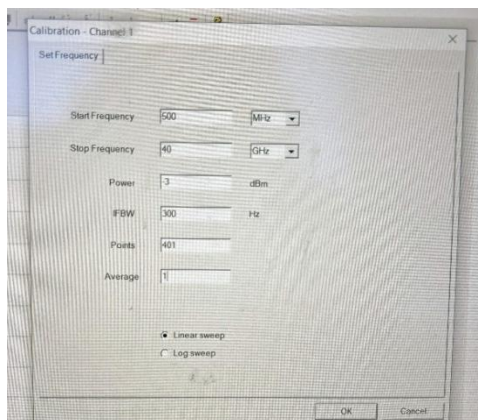


Figura 16. Set Frequency.

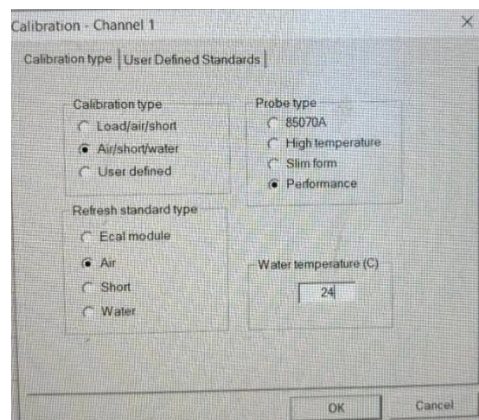


Figura 17. Perform Calibration.

Tuttavia, la sonda troncata, il sensore CSRR e l'antenna patch devono essere calibrati prima di essere utilizzati per misurare, per evitare di ottenere misure casuali. A questo proposito, la sonda troncata viene calibrata con il suo kit di calibrazione. Dopo aver impostato i corretti parametri [Fig. 16 e Fig. 17], è prevista una prima fase di calibrazione in aria, seguita da una calibrazione con corto circuito e un'ultima fase di calibrazione della sonda in acqua. Per quanto riguarda il CSRR e l'antenna patch, la calibrazione è diversa e viene fatta una sola volta prima di utilizzare l'uno o l'altra. In questo caso, si utilizza il kit di calibrazione (85052B 3.5 mm) fornito da *Hewlett Packard* per la calibrazione del VNA, sfruttando il metodo di calibrazione SOLT che utilizza gli standard di calibrazione "Short", "Open" e "Load".

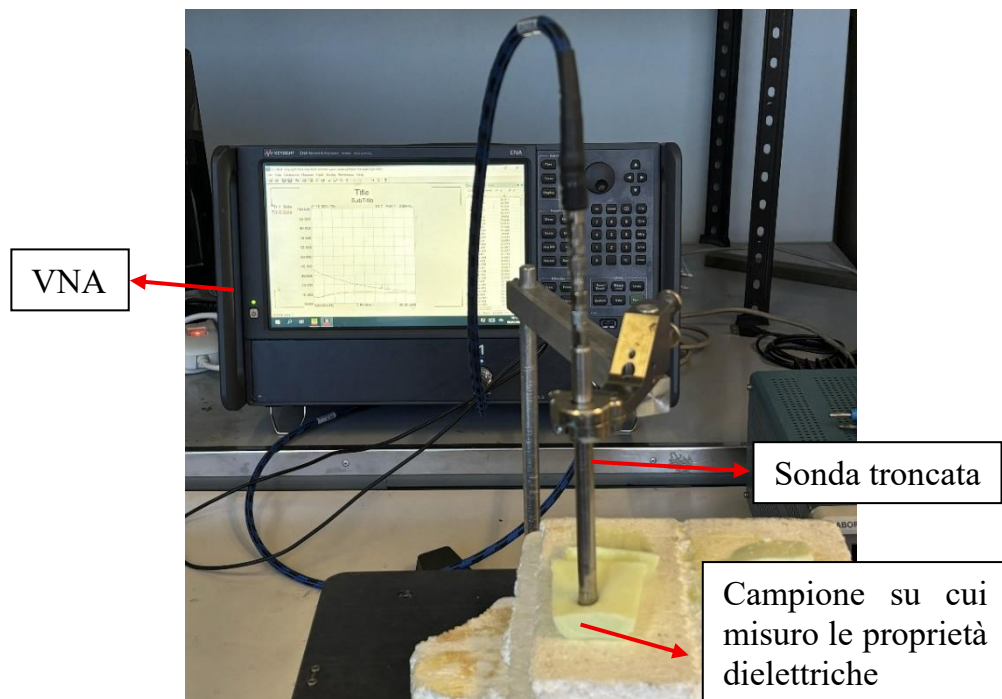


Figura 18. Misura delle proprietà dielettriche.

In seguito alla calibrazione, viene preparato il setup per le misure con il CSRR [Fig. 19], che consiste in un movimentatore meccanico, una bilancia digitale, un posizionario meccanico e del nastro isolante. Sul movimentatore è posta la bilancia digitale utilizzata per monitorare la pressione con cui il sensore entra in contatto con la riproduzione della pelle, mentre il sensore è fissato al posizionario meccanico con nastro isolante per mantenerlo il più possibile in posizione verticale, in modo da garantire ripetibilità e accuratezza delle misure. Per garantire ripetibilità dei risultati, sono state prese tre misure per tre punti diversi sulla pelle. Queste misure sono state ripetute per ogni *phantom*.

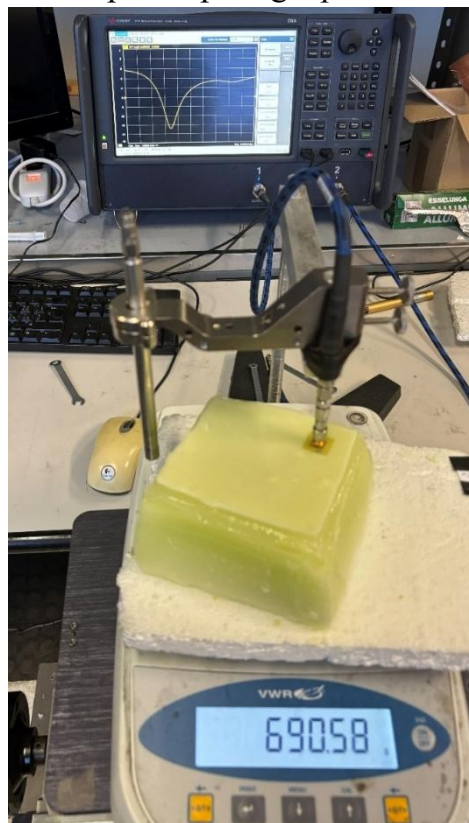


Figura 19. Misura fatta con CSRR.

In seguito, è stato sostituito il sensore CSRR con l'antenna patch e sono state fatte tre misure per ogni *phantom* [Fig. 20]. In questo caso, il cavo coassiale viene posizionato in posizione orizzontale per garantire un corretto posizionamento dell'antenna ed evitare la formazione di eventuali bolle d'aria che rovinerebbero l'acquisizione della misura.

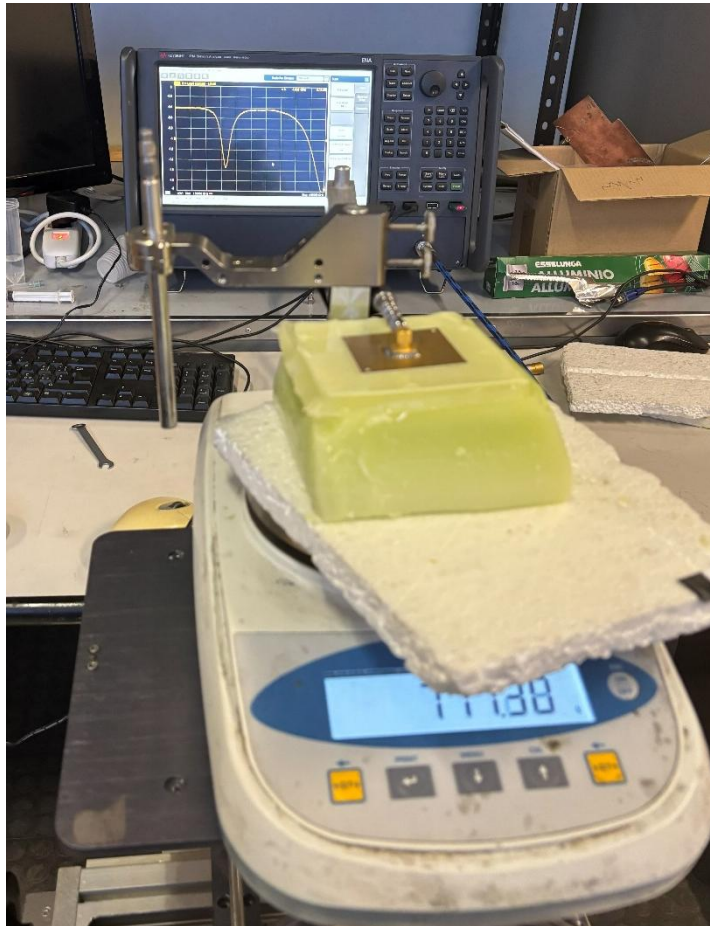


Figura 20. Misura fatta con antenna patch.

CAPITOLO 5: DISCUSSIONE RISULTATI

Il presente capitolo illustra i risultati ottenuti dalla caratterizzazione sperimentale dei *phantom* tessuto-equivalenti e dalla successiva validazione dei dispositivi a microonde sviluppati, ovvero il sensore CSRR e l'antenna patch. L'obiettivo di questa fase del lavoro è stato duplice: in primo luogo, verificare l'accuratezza dei *phantom* nel replicare le proprietà dielettriche dei tessuti biologici target; in secondo luogo, valutare le performance e la sensibilità dei sensori quando interfacciati con tali modelli fisici.

Per garantire una consultazione chiara dei dati, l'esposizione è stata organizzata in tre sezioni principali, seguendo il flusso logico della metodologia descritta nel capitolo precedente.

- Nel Paragrafo 5.1 verranno presentati i risultati relativi alla realizzazione dei *phantom*. In particolare, si riporteranno i dati sulle loro proprietà dielettriche (permittività relativa) misurate in laboratorio.
- Nel Paragrafo 5.2 si analizzerà la risposta elettromagnetica del sensore CSRR. Verranno mostrati i parametri di scattering (S_{11}), al fine di quantificare la sensibilità del dispositivo alle variazioni dello spessore e dell'idratazione della pelle.
- Nel Paragrafo 5.3, infine, verranno esposti i risultati relativi all'antenna patch.

5.1 Proprietà dielettriche dei *phantom*

In questa sezione si illustrano le proprietà dielettriche misurate su *phantom* con differenti percentuali d'olio, al fine di verificare le corrette proprietà dielettriche al variare delle condizioni simulate. Come

evidenziato nella Tabella 1, i campioni preparati presentano un contenuto di olio compreso tra il 10% (G6.8O10) e il 70% (G6.8O70). L'adozione di tale range è giustificata da precedenti lavori di tesi, i quali hanno dimostrato come percentuali d'olio superiori al 70% restituiscano risultati non sufficientemente soddisfacenti per garantirne la riproducibilità. Di conseguenza, la condizione di scarsa idratazione è stata emulata utilizzando il *phantom* col 70% d'olio. Infine, allo scopo di valutare la ripetibilità delle misurazioni, per ciascun campione sono state eseguite tre repliche sperimentali, indicate in ogni grafico con "M1", "M2" e "M3", rispettivamente.

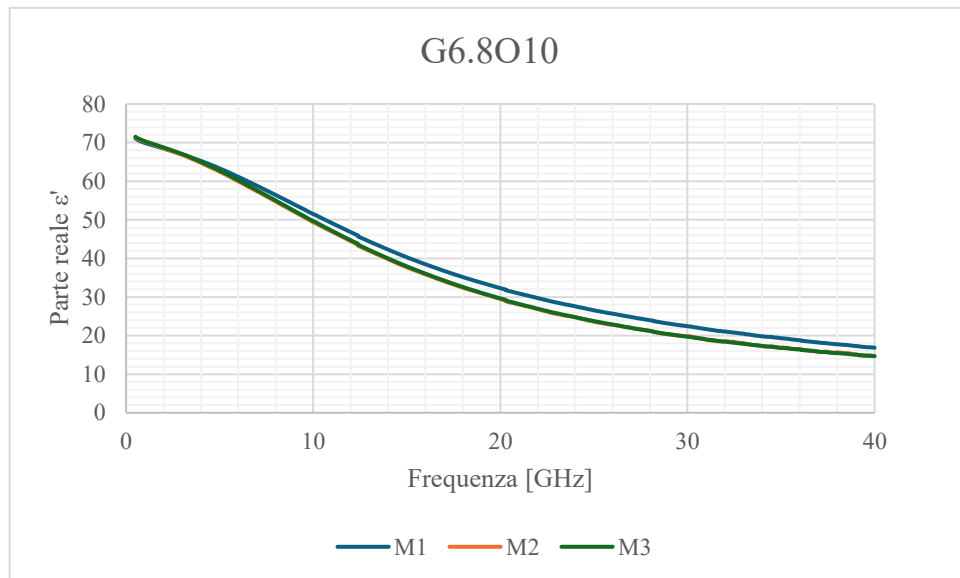


Figura 21. Parte reale delle proprietà dielettriche del phantom G6.8O10.

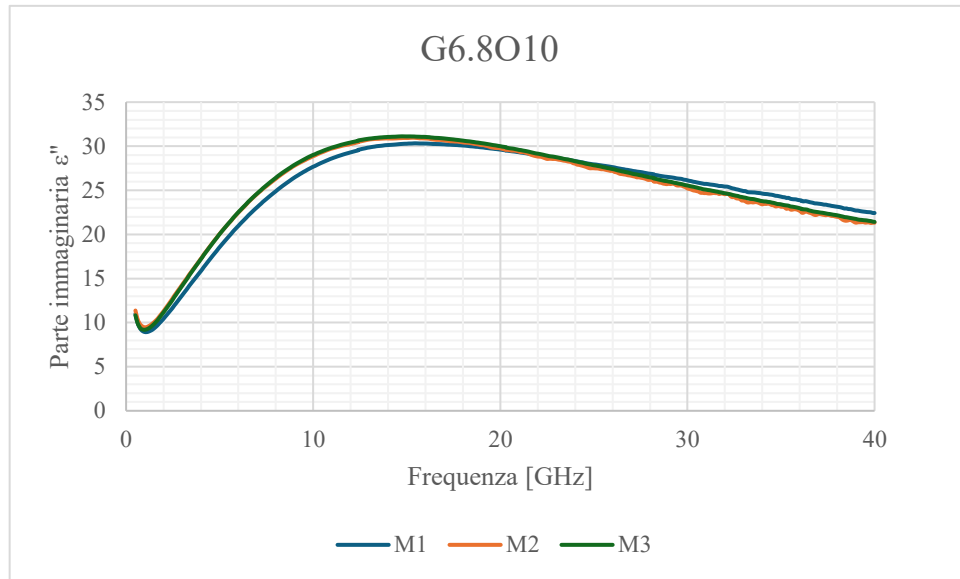


Figura 22. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom G6.8O10.

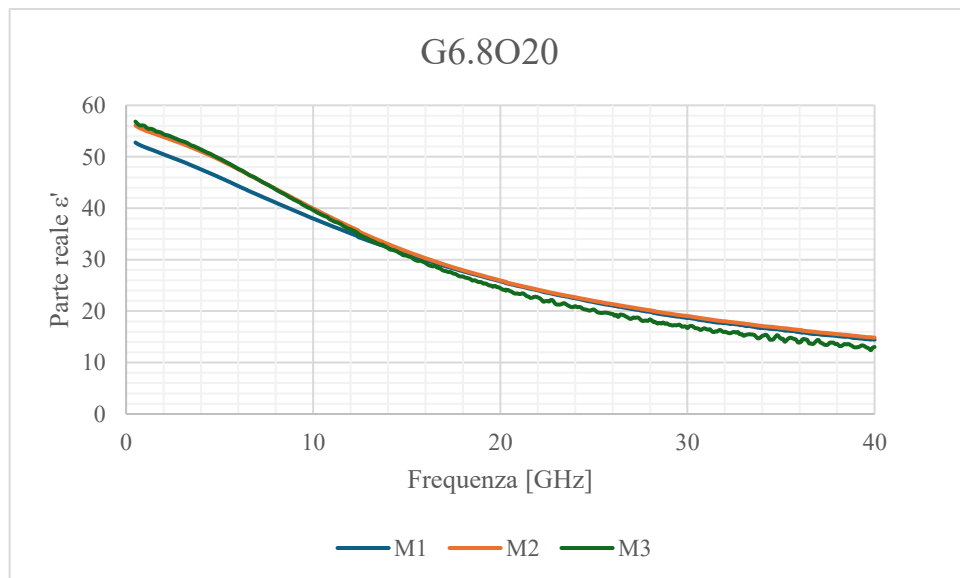


Figura 23. Parte reale della permittività dielettrica del phantom G6.8O20.

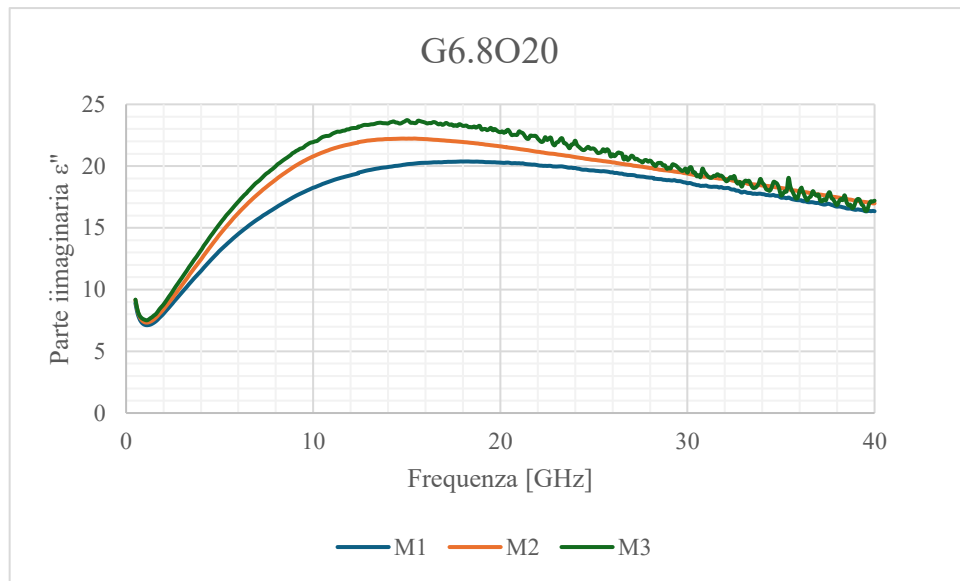


Figura 24. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom G6.8.O20.

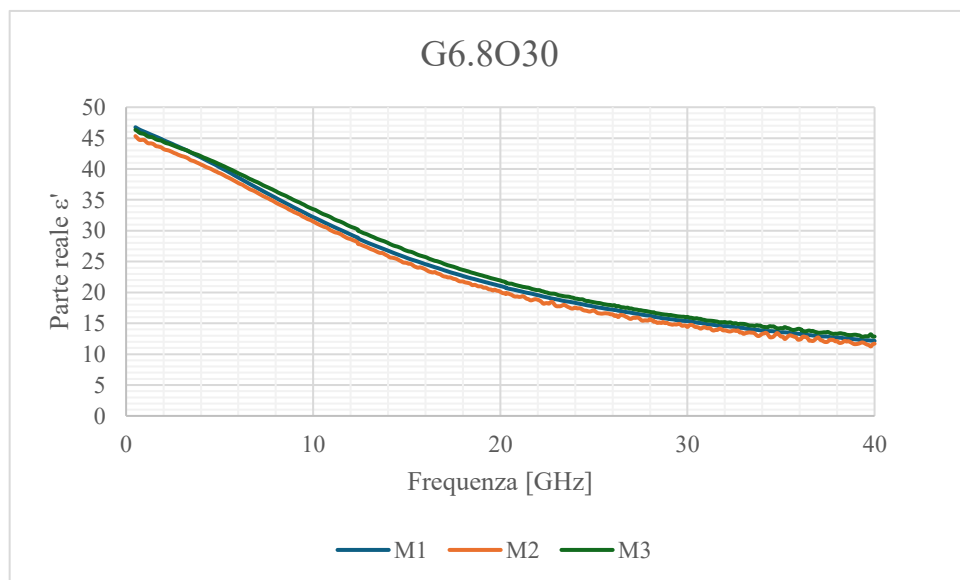


Figura 25. Parte reale della permittività dielettrica del phantom G6.8O30.

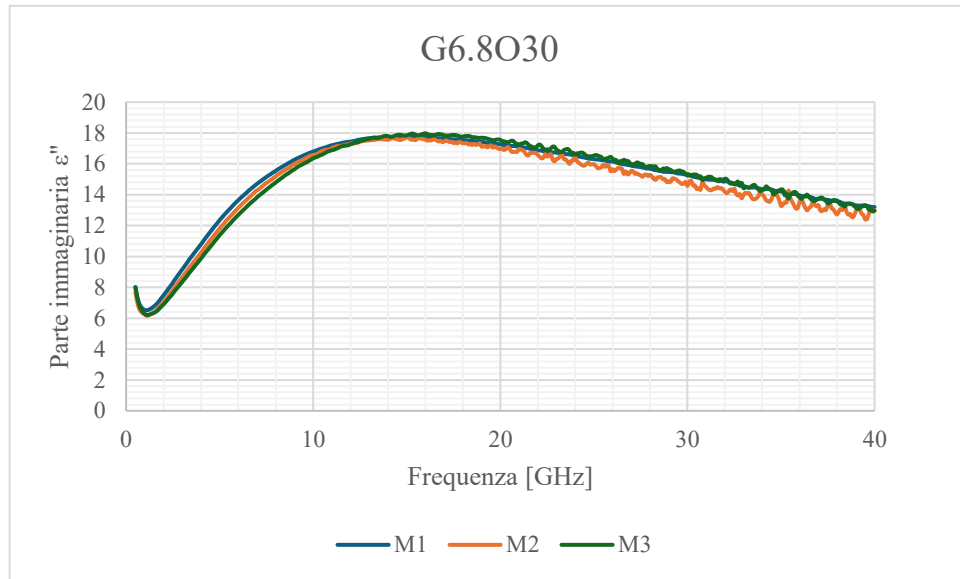


Figura 26. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom G6.8O30.

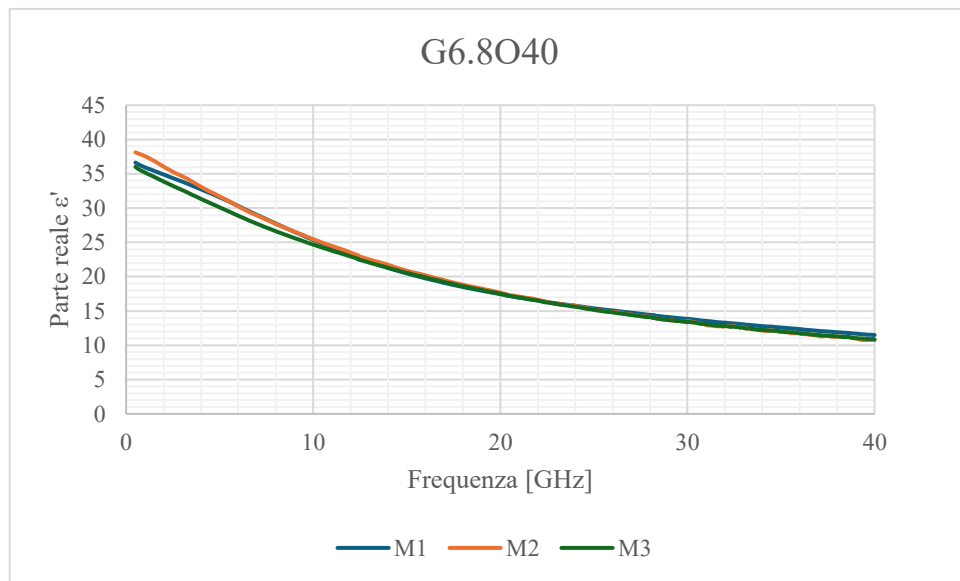


Figura 27. Parte reale della permittività dielettrica del phantom G6.8O40.

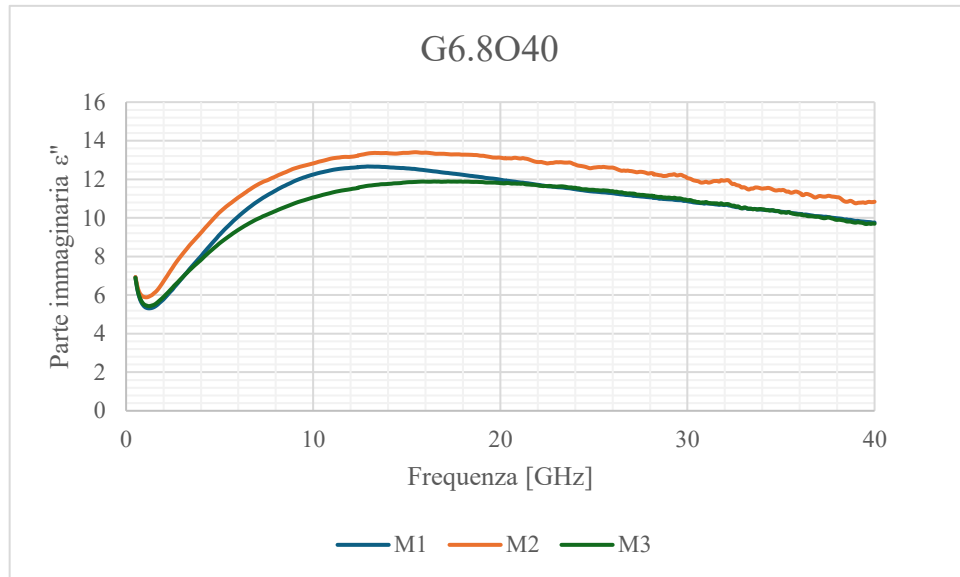


Figura 28. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom G6.8O40.

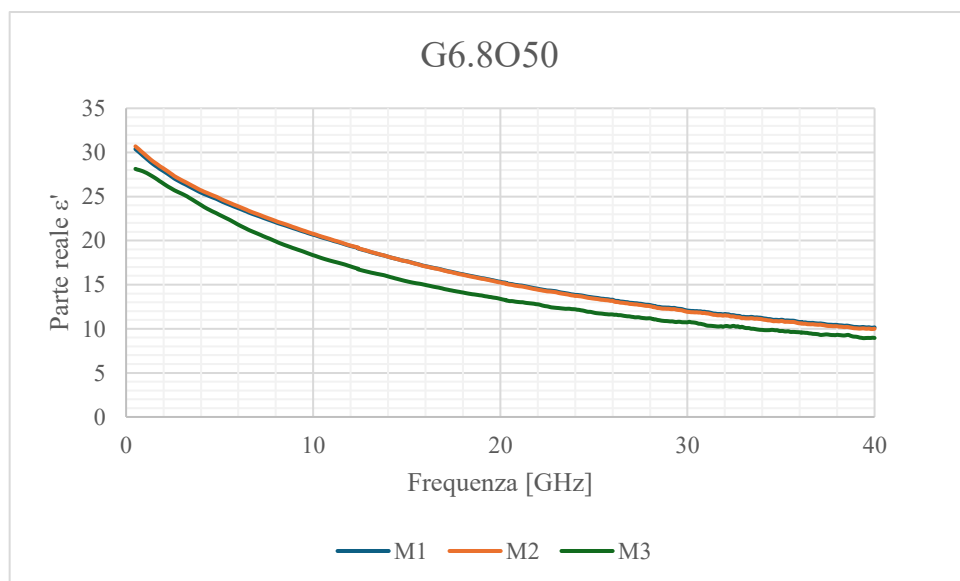


Figura 29. Parte reale della permittività dielettrica del phantom G6.8O50.

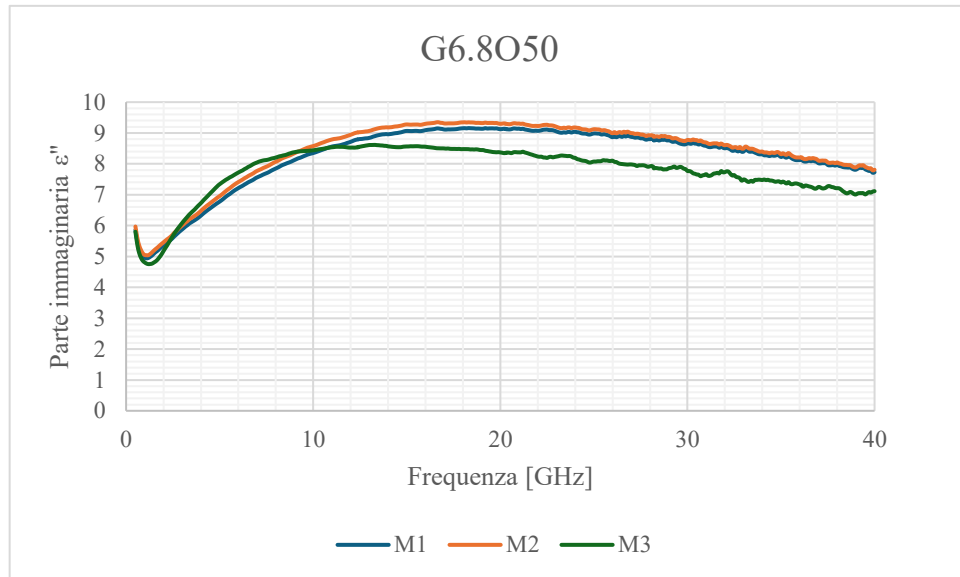


Figura 30. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom G6.8O50.

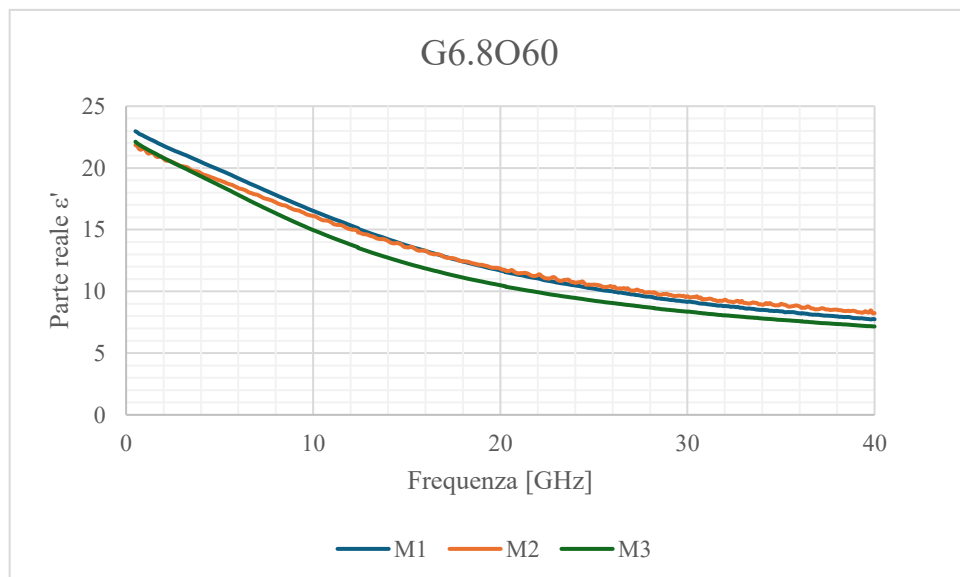


Figura 31. Parte reale della permittività dielettrica del phantom G6.8O60.

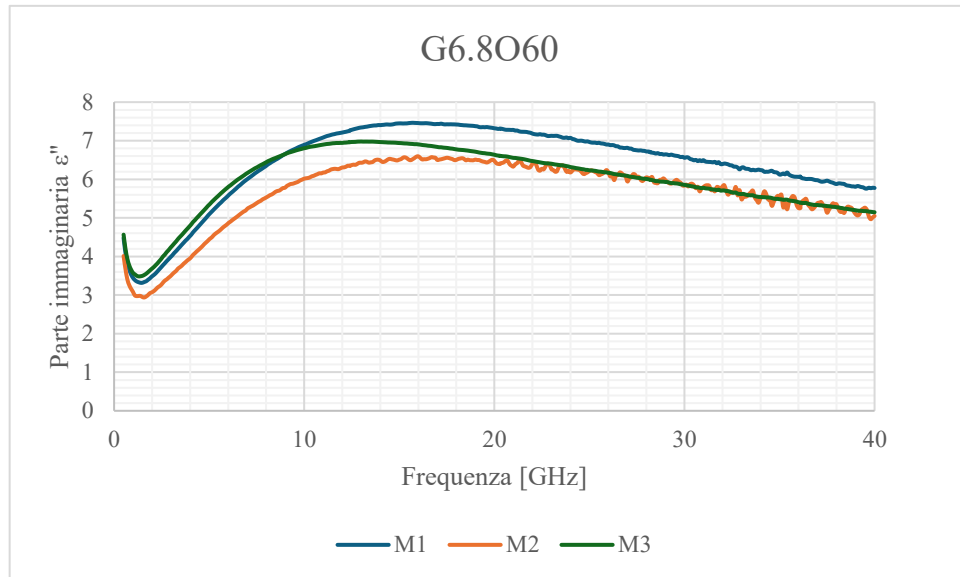


Figura 32. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom G6.8O60.

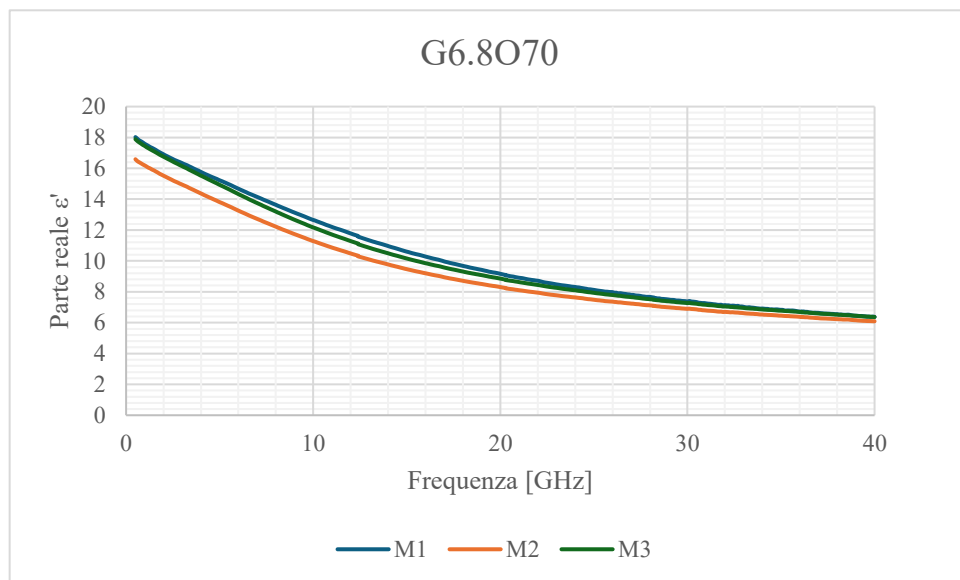


Figura 33. Parte reale della permittività dielettrica del phantom G6.8O70.

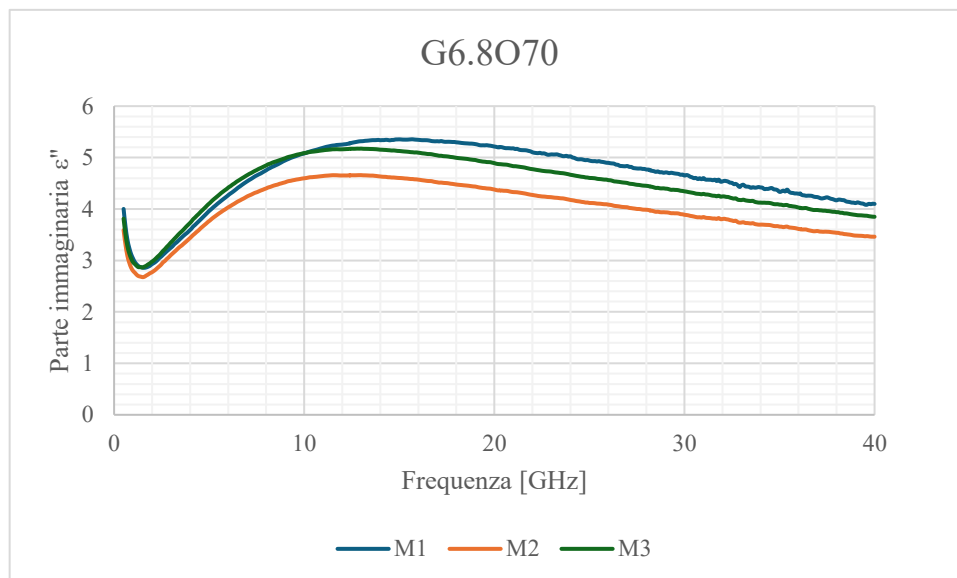


Figura 34. Parte immaginaria della permittività dielettrica del phantom al G6.8O70.

Come si nota dai grafici riportati, le proprietà dielettriche risultano ampiamente riproducibili sia in diverse sessioni di misura sia al variare della percentuale di olio, esibendo un andamento delle curve pressoché sovrapponibile in tutte le condizioni analizzate. È opportuno precisare che il numero di test eseguiti sono stati in numero decisamente superiore a quello presentato in questa sezione; tuttavia, al fine di garantire il massimo rigore analitico, sono state selezionate le tre acquisizioni migliori per ogni fantoccio. Questa procedura ha fornito un totale di ventuno repliche, costituendo un set di dati sufficiente per condurre questa fase di validazione preliminare dei sensori. I risultati che seguono illustrano il confronto tra le proprietà dielettriche teoriche, calcolate mediante la formula di Bruggeman introdotta a pag. 44, e i valori sperimentali dei *phantom* realizzati in laboratorio durante il presente lavoro di tesi. La caratterizzazione dielettrica (divisa in parte reale e immaginaria) è stata infine valutata alle frequenze di 1 GHz (come è possibile visualizzare nelle Figure 35 e 36), 10 GHz [Figg. 37 e 38], 20 GHz [Figg. 39 e 40], 30 GHz [Figg. 41 e 42] e 40 GHz [Figg. 43 e 44].

Proprietà dielettriche a 1 GHz:

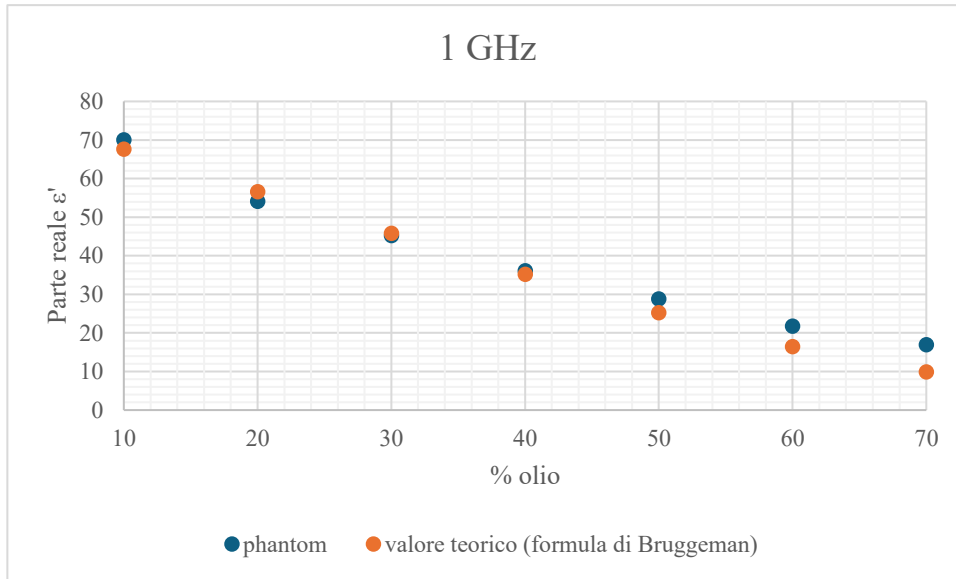


Figura 35. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 1 GHz - parte reale.

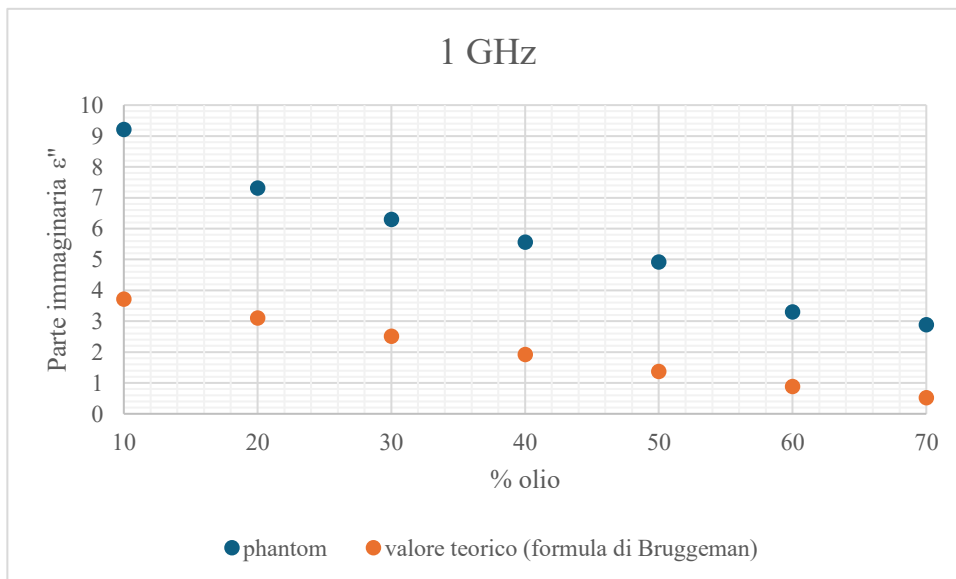


Figura 36. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 1 GHz - parte immaginaria.

Proprietà dielettriche a 10 GHz:

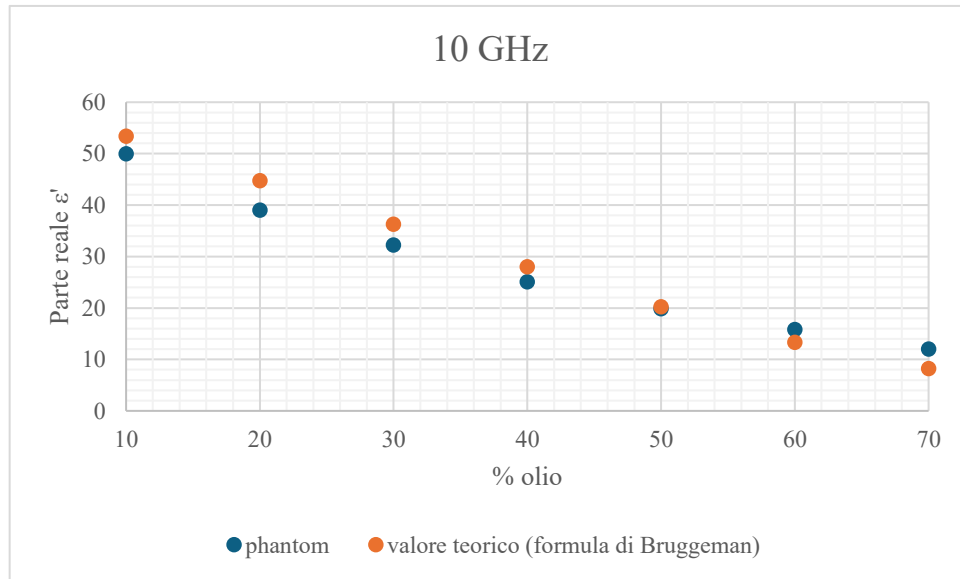


Figura 37. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 10 GHz - parte reale.

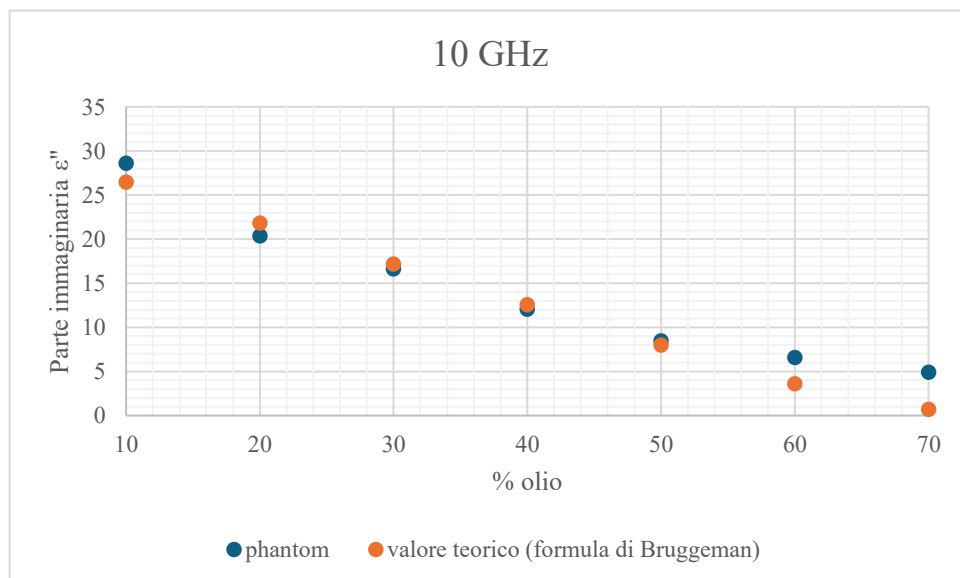


Figura 38. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 10 GHz - parte immaginaria.

Proprietà dielettriche a 20 GHz:

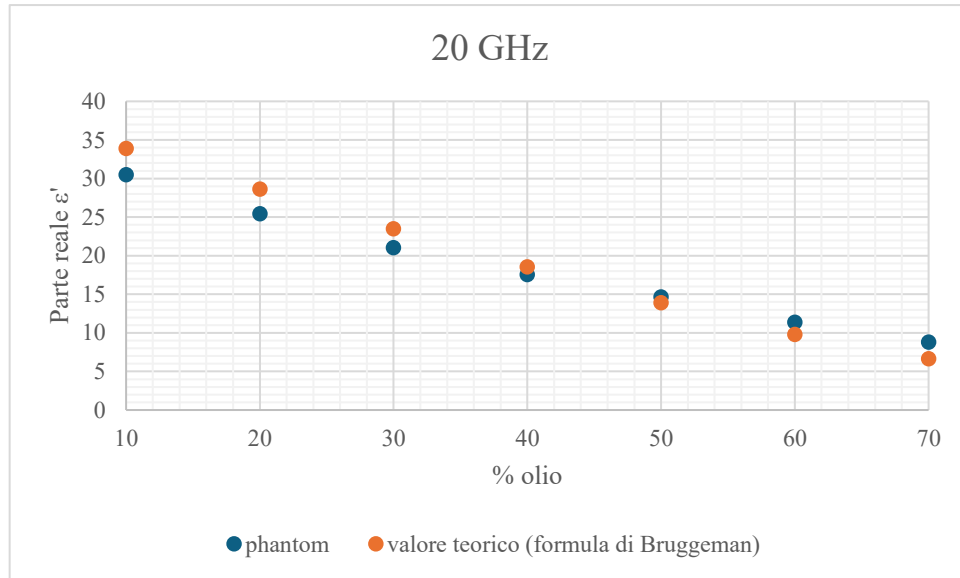


Figura 39. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 20 GHz - parte reale.

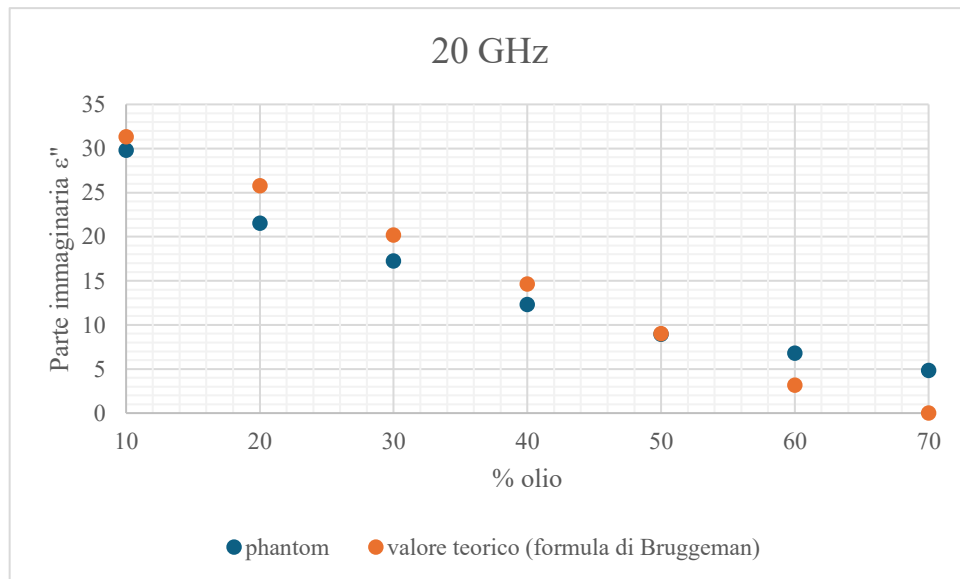


Figura 40. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 20 GHz - parte immaginaria.

Proprietà dielettriche a 30 GHz:

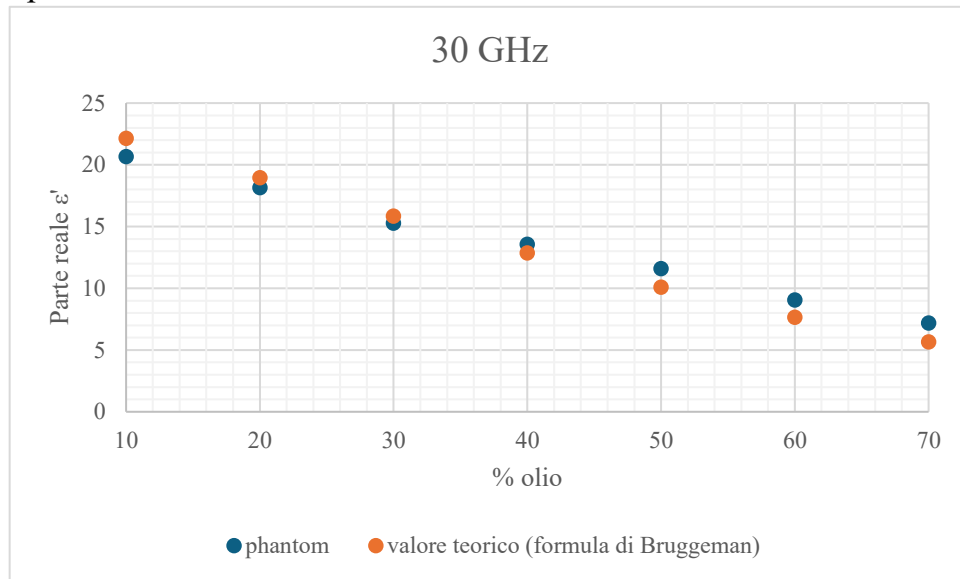


Figura 41. Confronto tra valore teorico e valore misurato sui diversi phantom a 30 GHz - parte reale.

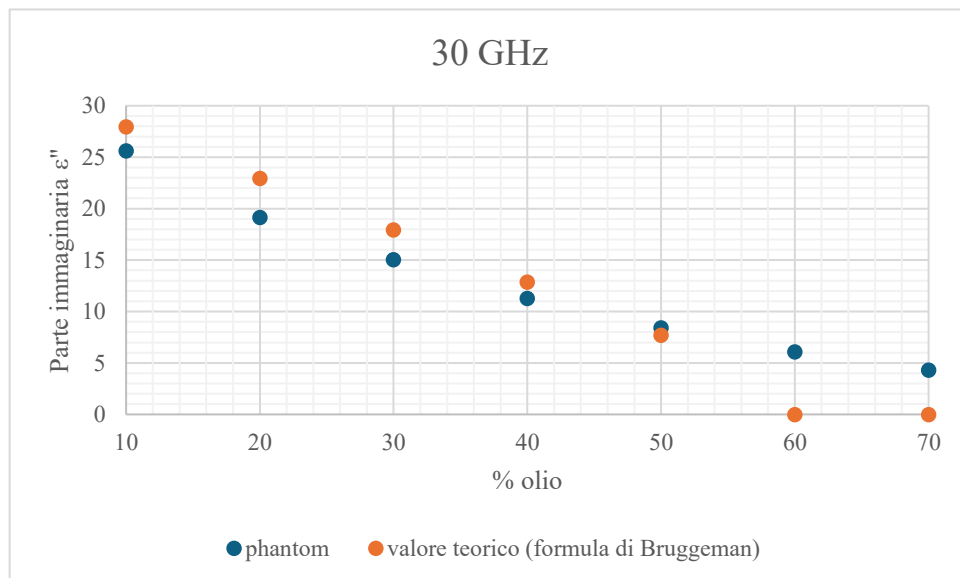


Figura 42. Confronto tra valore teorico e valore misurato su diversi phantom a 30 GHz - parte immaginaria.

Proprietà dielettriche a 40 GHz:

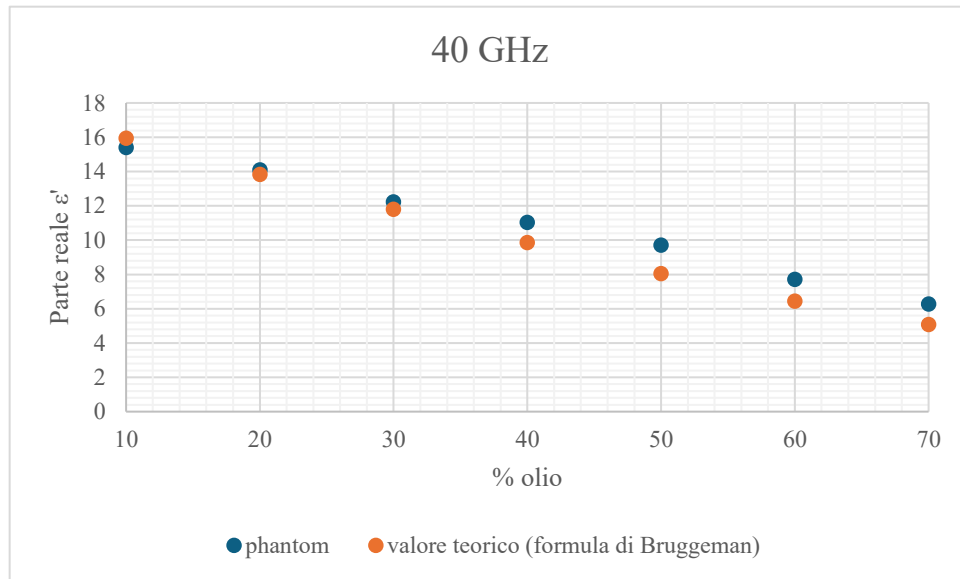


Figura 43. Confronto tra valore teorico e valore misurato su diversi phantom a 40 GHz - parte reale.

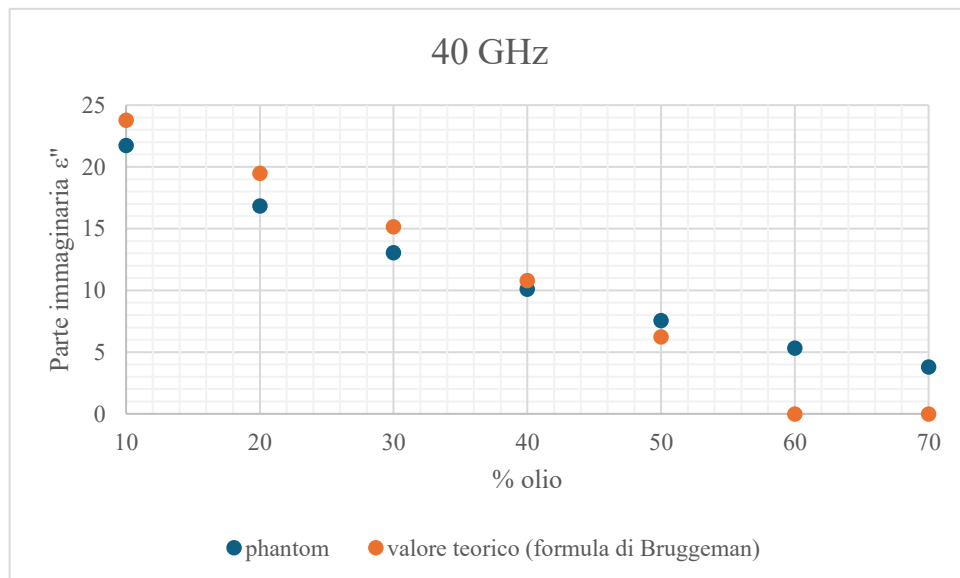


Figura 44. Confronto tra valore teorico e valore misurato su diversi phantom a 40 GHz - parte immaginaria.

La parte reale e immaginaria delle proprietà dielettriche dei *phantom* realizzati in laboratorio risultano molto simili ai valori teorici calcolati con la formula di Bruggeman [20] sia a basse sia ad alte frequenze, dimostrando la validità dei metodi sperimentali di realizzazione dei

fantocci. Tuttavia, è importante sottolineare la differenza in parte più marcata sulla parte immaginaria delle proprietà dielettriche a 1 GHz. Questo comportamento è dovuto al fatto che la parte immaginaria della permittività dielettrica, come anticipato a pag. 44, è fortemente influenzata dalla conducibilità dielettrica σ che è funzione della frequenza angolare ω . A tal proposito la formula di Bruggeman calcola la permittività efficace del tessuto in base alla quantità di acqua e olio, senza tener conto della quantità di tensioattivo, la cui presenza è in grado di alterare la conducibilità. È opportuno notare che l'incidenza di questo fattore diminuisce a frequenze superiori: il contributo della conducibilità alla parte immaginaria della permittività risulta infatti inversamente proporzionale a ω , riducendone l'impatto all'aumentare della frequenza.

5.2 Risultati CSRR

Per comprendere se il comportamento del CSRR fosse paragonabile a quello documentato in [1], è stata condotta una fase preliminare di simulazioni numeriche, dal gruppo di ricercatori dell'Università di Bologna, considerando tre differenti configurazioni stratificate:

- Singolo strato: costituito esclusivamente da un *phantom* di acqua e gelatina di spessore pari a 2 mm;
- Doppio strato: formato da un *phantom* di polisorbate e *kokubo* di 5 mm (“oil”) su cui è posto il *phantom* di acqua e gelatina di 2 mm;
- Triplo strato: composto da un *phantom* di acqua e gelatina di 60 mm, al di sopra del quale sono stati posizionati in sequenza il *phantom* di polisorbate e *kokubo* di 5 mm e quello di acqua e gelatina di 2 mm.

Dalle simulazioni numeriche si osserva che il modulo del parametro di scattering S_{11} , che rappresenta l'attenuazione dell'onda elettromagnetica

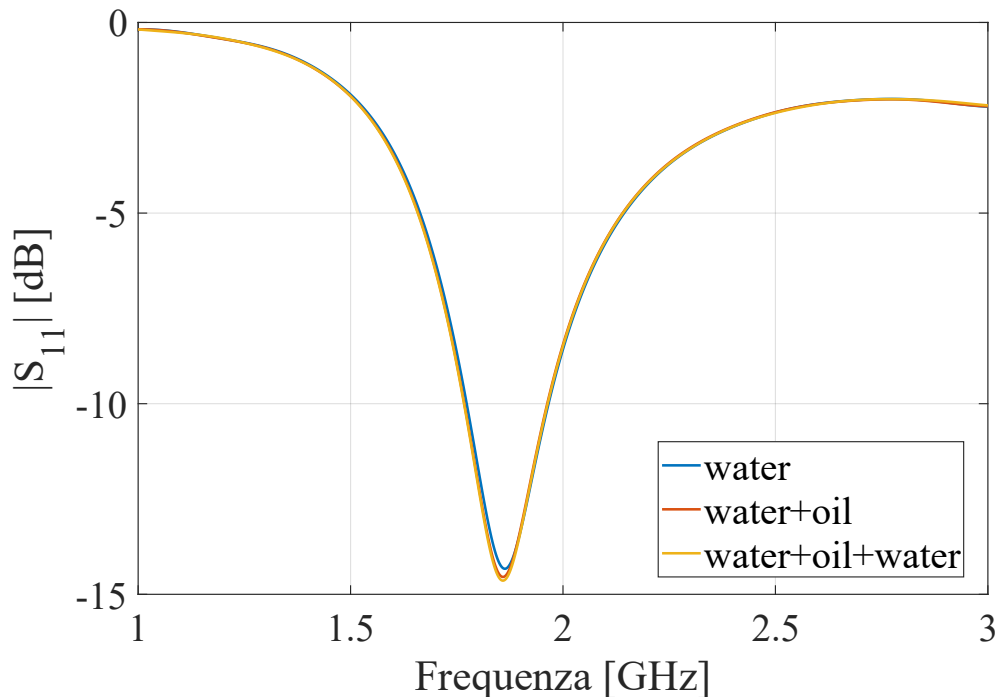


Figura 45. Simulazioni numeriche CSRR.

nel mezzo, ha sempre lo stesso andamento indipendentemente dal numero di strati che vengono interposti al CSRR [Fig. 45]. Il CSRR è sensibile solo allo strato superficiale di acqua e gelatina, che approssima il comportamento dielettrico della pelle; di conseguenza, il dispositivo non rileva le variazioni dielettriche oltre tale profondità di penetrazione. In questo caso lo strato di polisorbato e kokubo semplifica lo strato adiposo e il *phantom* di acqua e gelatina spesso 60 mm semplifica i tessuti biologici

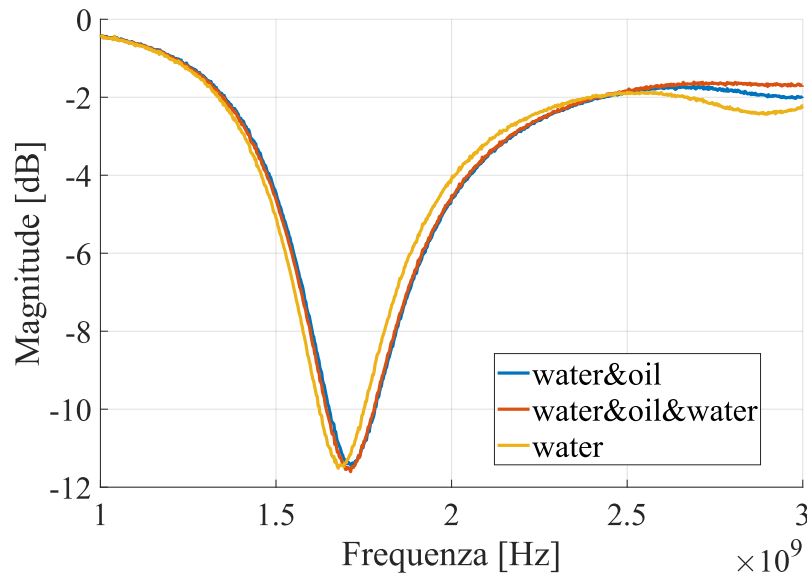


Figura 46. Misure con CSRR.

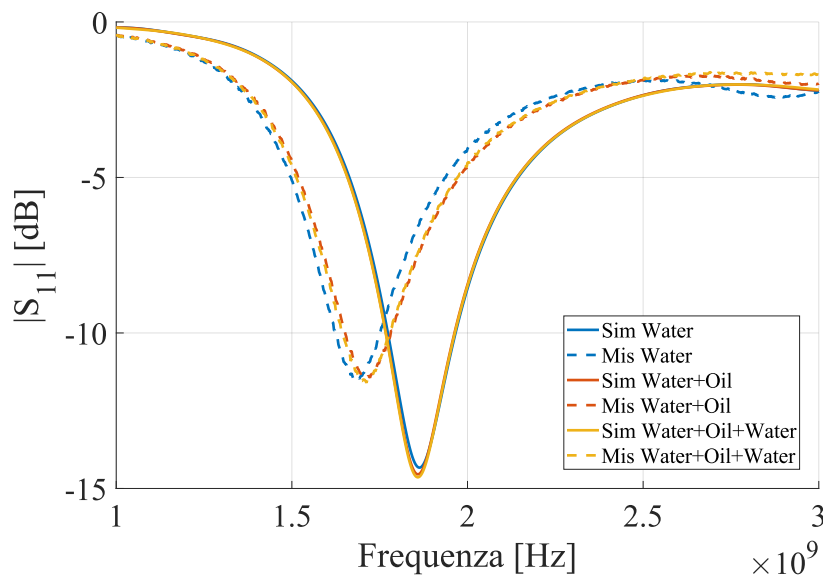


Figura 47. Confronto tra misure e simulazioni con il CSRR.

profondi. Al fine di verificarlo sperimentalmente, è stata svolta una

campagna di misure con le stesse tre stratificazioni [Fig. 46]. L'andamento generale è lo stesso indipendentemente dal numero di strati posti sotto al CSRR. Tuttavia, nel confronto tra misure e simulazioni rappresentato nella Figura 47, emerge un'evidente traslazione verso sinistra del picco di risonanza delle misure rispetto al picco delle simulazioni, accompagnata da un'attenuazione del modulo del parametro S_{11} meno marcata nelle misure sperimentali rispetto a quanto predetto dai modelli numerici.

Infine, per valutare l'incidenza dello spessore cutaneo sul $|S_{11}|$, sono state condotte simulazioni variando lo spessore in un intervallo compreso tra 1 e 3 mm [Fig. 48]. Variazioni dello spessore della pelle, anche di pochi mm,

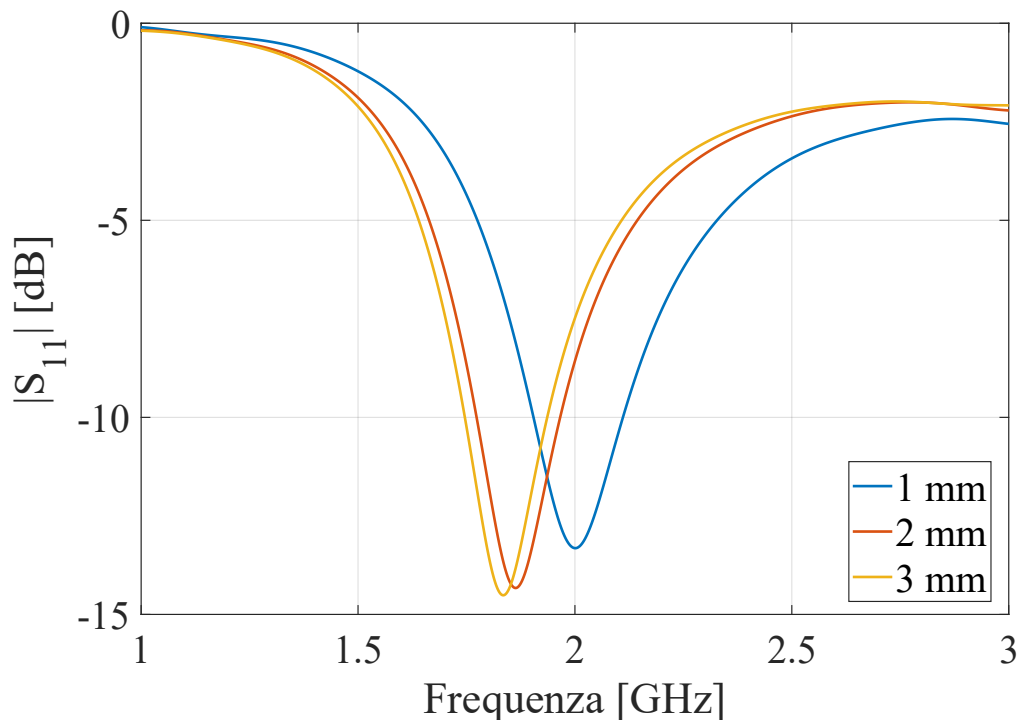


Figura 48. Simulazioni numeriche CSRR con spessori di pelle differenti.

causano una variazione evidente nel $|S_{11}|$. È stata anche valutata la variazione dello spessore dello strato di tessuto adiposo per valutare l'influenza sull' $|S_{11}|$ [Fig. 49]. Variazioni nello spessore dello strato di tessuto adiposo causano modifiche trascurabili nell'andamento delle curve misurate col CSRR. Questo comportamento è dovuto alle caratteristiche intrinseche del CSRR, un risonatore utilizzato per misurare l'idratazione

cutanea e non quella degli strati sottostanti (come, ad esempio, il tessuto

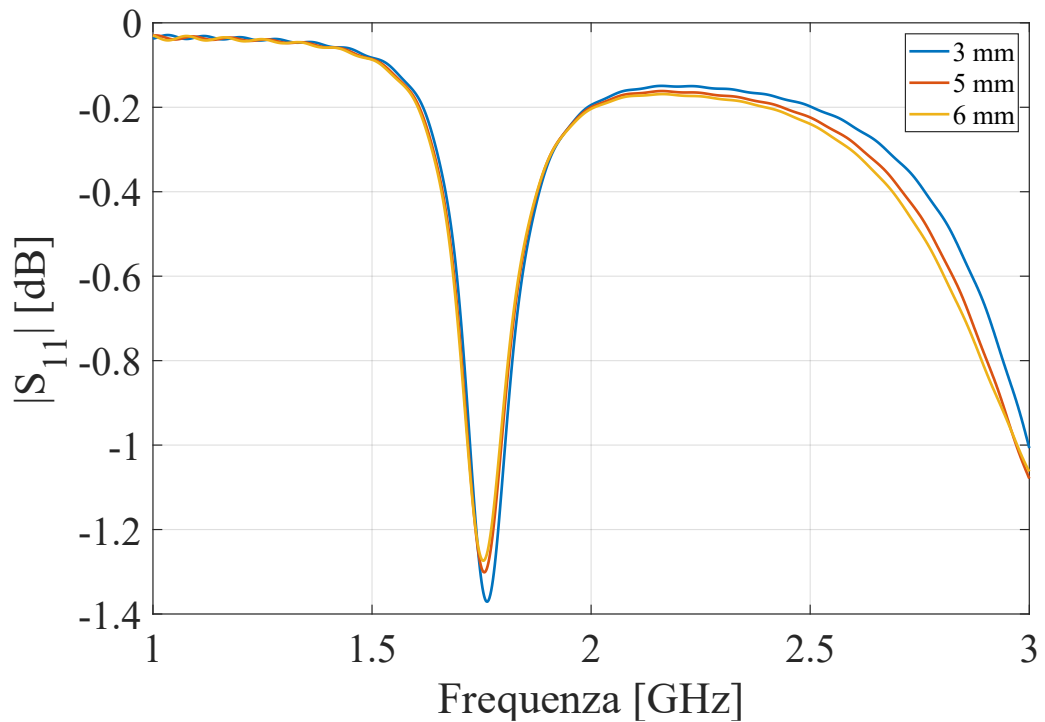


Figura 49. Simulazioni numeriche con diversi spessori dello strato adiposo.

adiposo). Queste due ultime simulazioni sono state necessarie per poter comprendere il livello di precisione nella realizzazione dello spessore dei *phantom*. Poiché variazioni anche minime dello spessore influenzano fortemente i risultati, la creazione dello strato cutaneo e di quello adiposo ha richiesto una lunga fase di prove pratiche. Questo passaggio è stato indispensabile per raggiungere una



Figura 50. Stampo per la pelle.

precisione sufficiente a garantire la riproducibilità delle misure. Nel dettaglio, lo strato di pelle di 2 mm è stato realizzato calcolando il volume

esatto di materiale necessario a riempire lo stampo (costruito artigianalmente sagomando un cartoncino di 2 mm di spessore, come visibile nella Figura 50). In base alle dimensioni dello stampo, è stato calcolato un volume di 20.000 mm³, corrispondente all'impiego di 20 ml di soluzione. Le misure sperimentali confermano il trend ottenuto dalle simulazioni: all'aumentare dello spessore dello strato di pelle, la frequenza

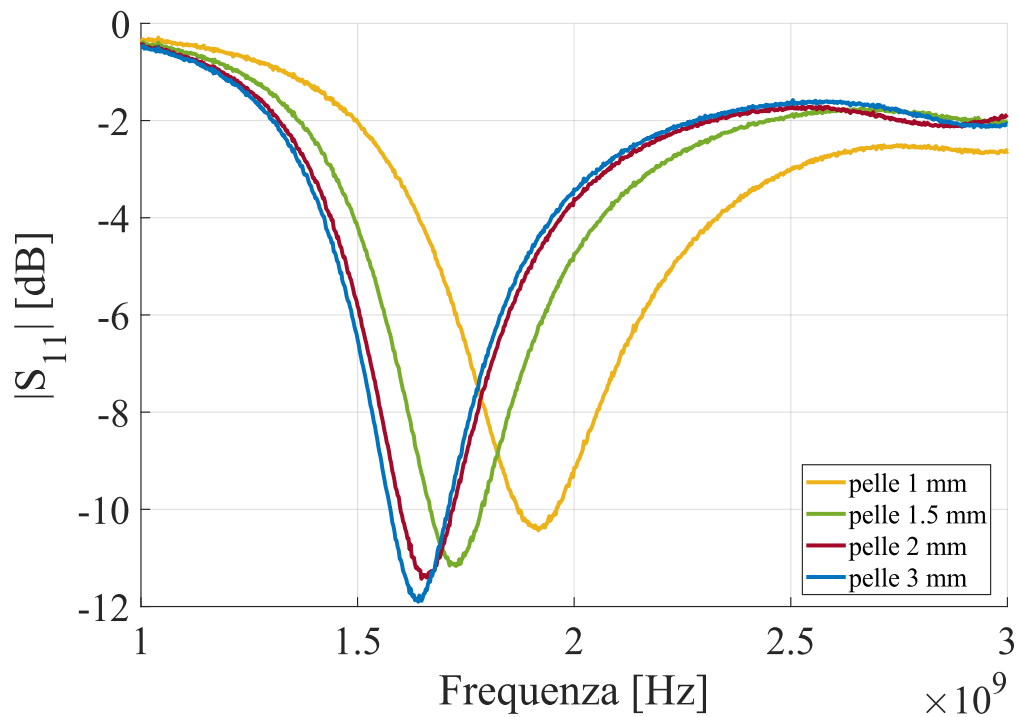


Figura 51: misure CSRR ottenute con pelle di diversi spessori.

di risonanza diminuisce. Si osserva inoltre che lo shift di risonanza si riduce progressivamente con l'aumentare dello spessore, indicando una sensibilità maggiore alle variazioni di piccoli spessori superficiali. Successivamente, sono state fatte le misure su tutti i campioni realizzati. Per ogni *phantom*, le acquisizioni sono state effettuate in tre distinti siti della superficie cutanea, tipicamente disposti lungo una diagonale dall'alto verso il basso. Tra questi, è stato selezionato il punto di rilevazione che esibiva la migliore sovrapposibilità dei dati per la specifica sessione giornaliera. È opportuno precisare che il sito di misura, identificato come ottimale in virtù della minore variabilità dei risultati, non coincideva

necessariamente nelle tre repliche condotte sul medesimo campione. In questo paragrafo si è deciso di presentare la misura più coerente con l'andamento mostrato in [1].

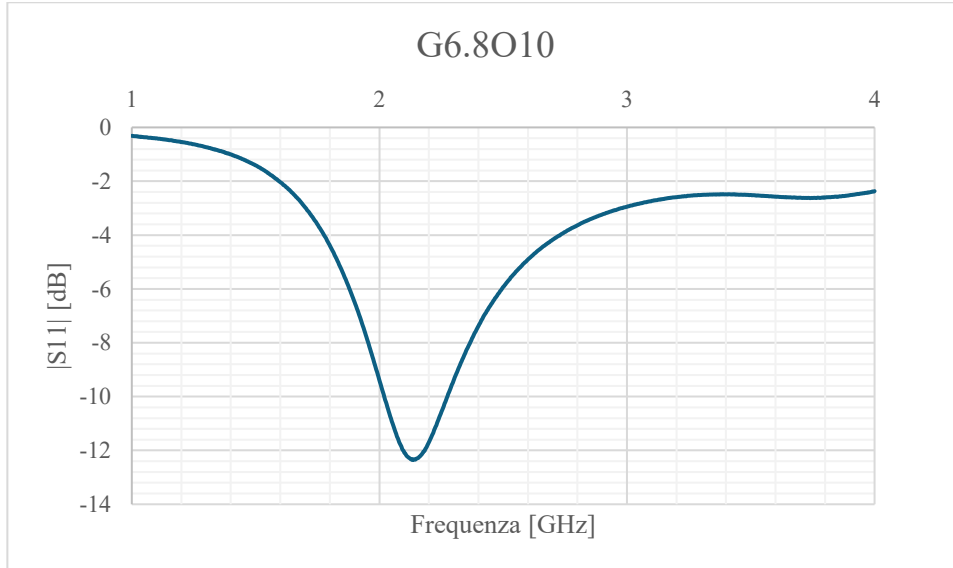


Figura 52. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8O10.

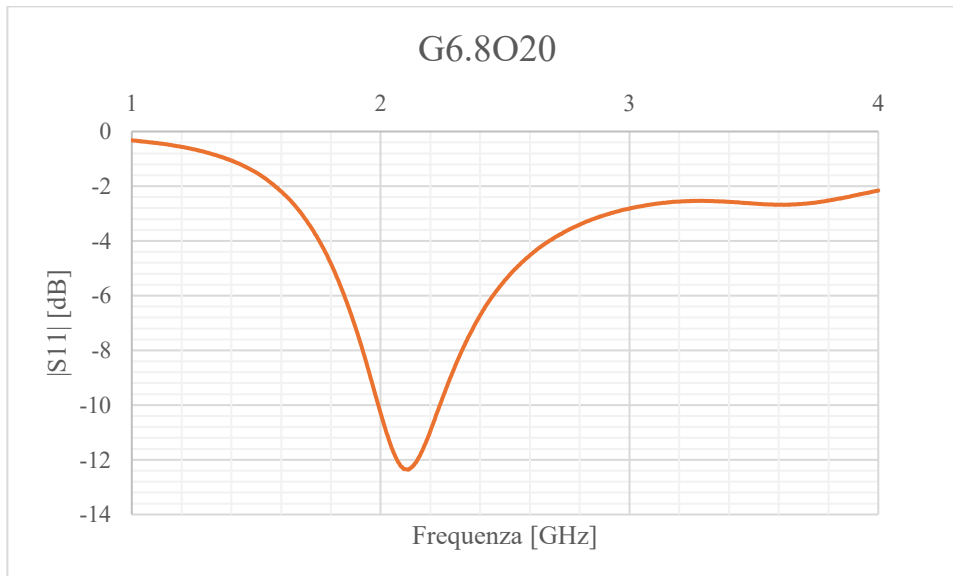


Figura 53. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8O20.

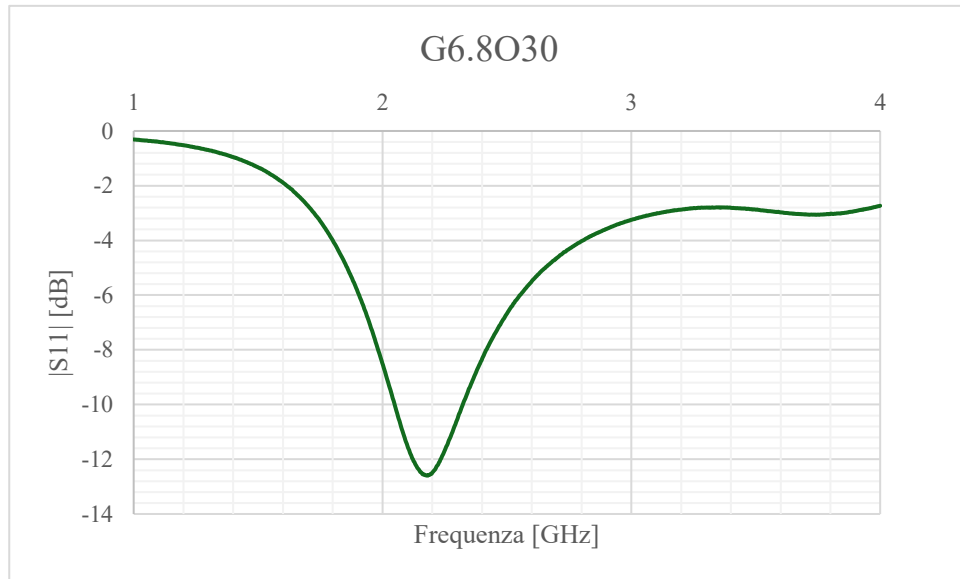


Figura 54. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8030.

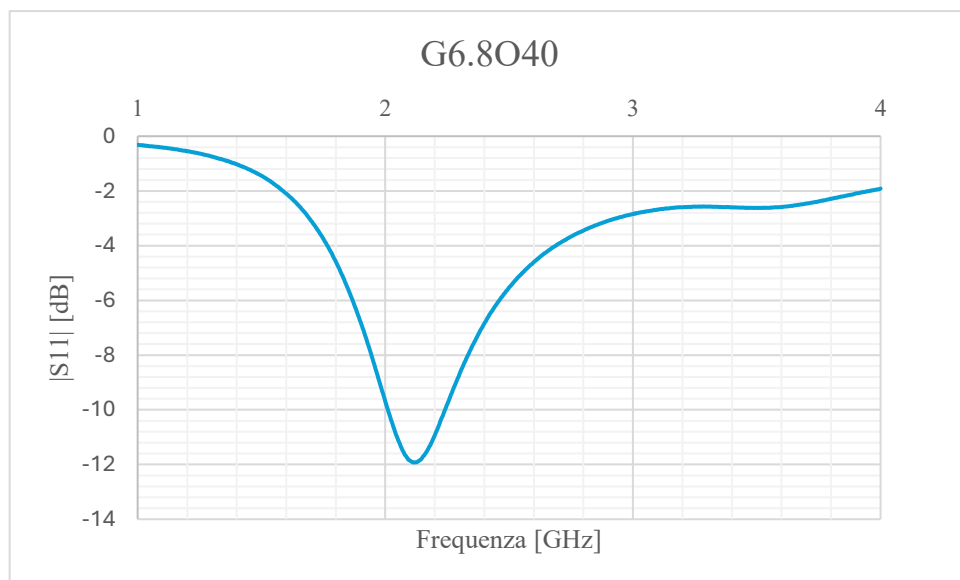


Figura 55. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8040.

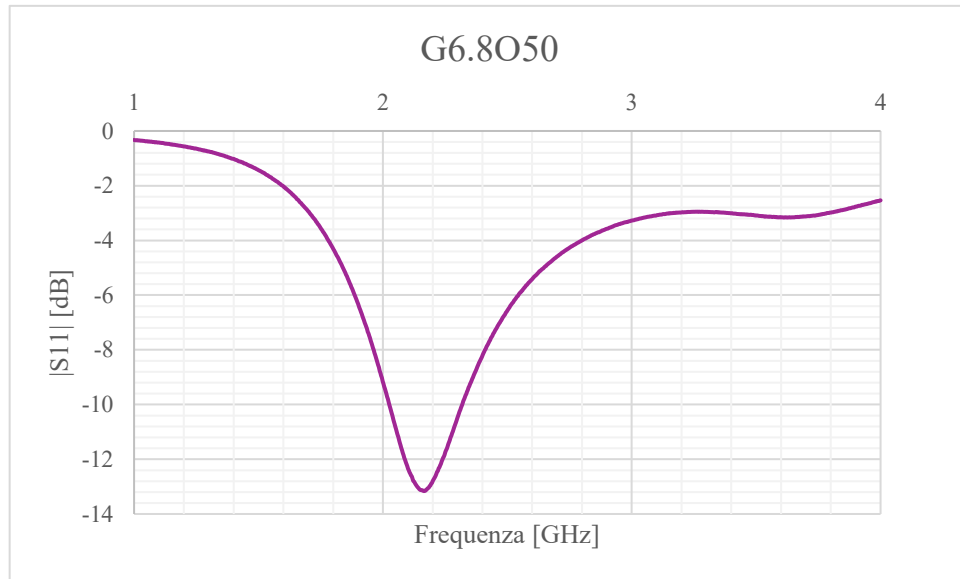


Figura 56. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8050.

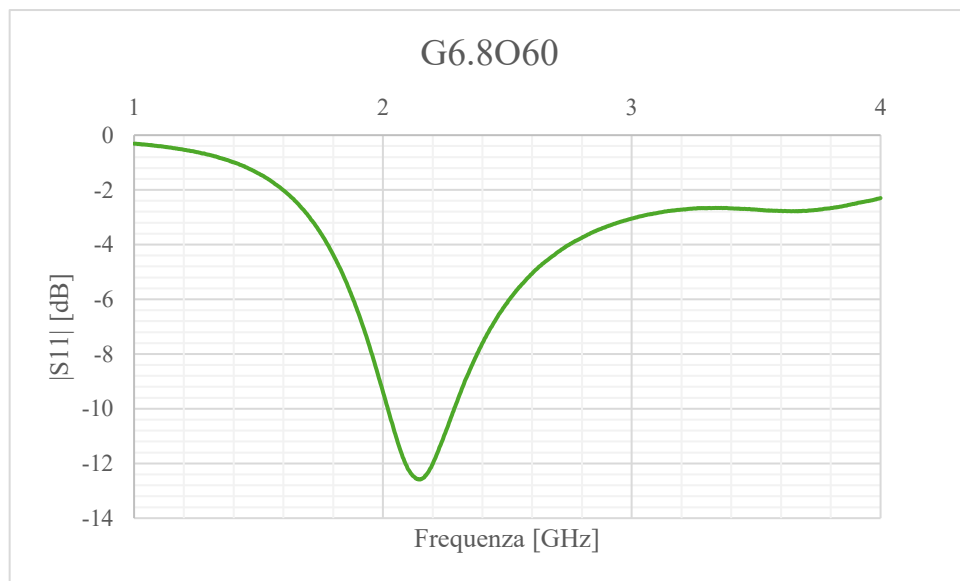


Figura 57. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8060.

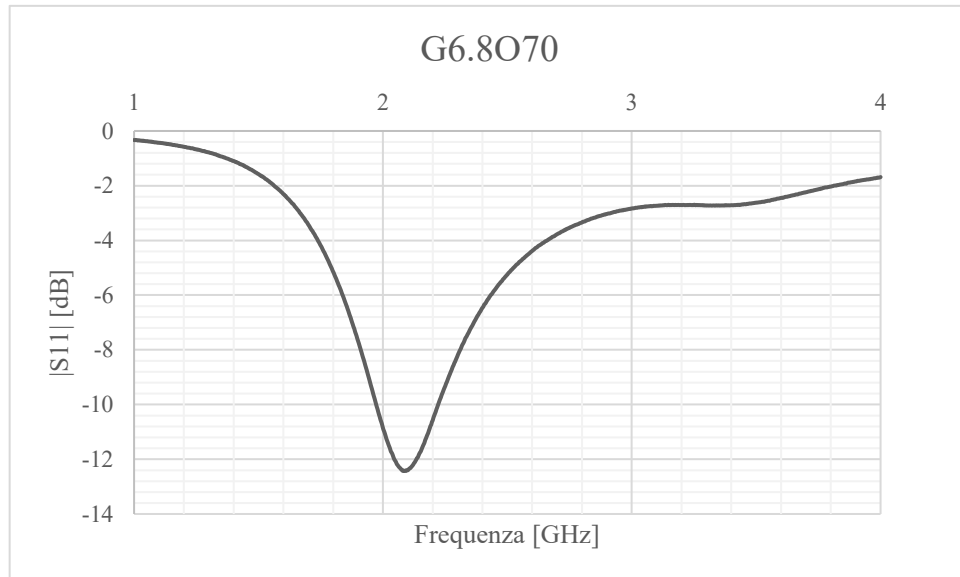


Figura 59. Misura di riferimento CSRR sul phantom G6.8O70.

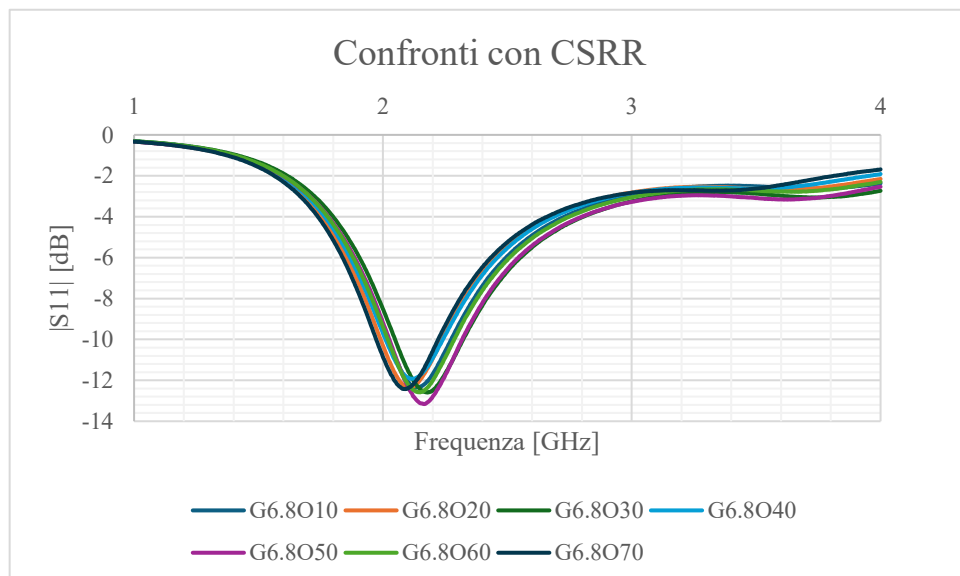


Figura 58. Confronti con CSRR.

Si nota come l'andamento del $|S_{11}|$ sia pressoché simile indipendentemente dal phantom preso in esame. Questo succede perché il CSRR non misura oltre lo strato di tessuto cutaneo e quindi non risente del tessuto sottostante. Tuttavia, la sovrapposizione delle curve non è totale. Questo succede per due motivi principali:

- lo studio è in una fase iniziale e dovranno essere fatti passi in avanti per garantire ripetibilità delle misure (sovrapposizione di tutte le curve);

- anche in [1] è evidente un delta di 92 MHz tra la condizione di pelle idratata e pelle disidratata [Fig. 8], mentre nelle misure sperimentali riportate in questo lavoro di tesi tra G6.8O30 (*phantom* con il picco di risonanza alla frequenza più alta [Fig. 54]) e G6.8O70 (*phantom* con il picco di risonanza alla frequenza più bassa [Fig. 59]) c'è un delta di 120 MHz, che potrebbe essere dovuto alla differente condizione di idratazione del *phantom* della pelle. Lo studio è da considerare comunque promettente in quanto la differenza tra i due delta è di 35 MHz, un valore che può essere considerato accettabile.

Tuttavia, come mostrato nelle simulazioni numeriche [Fig. 48], piccole variazioni nello spessore dello strato cutaneo inducono spostamenti del picco della frequenza di risonanza.

5.3 Risultati antenna patch

Per comprendere se il comportamento dell'antenna patch fosse paragonabile a quello mostrato in [19], è stata condotta la stessa fase preliminare di simulazioni numeriche condotte con il CSRR. Le tre differenti configurazioni stratificate sono le medesime:

- Singolo strato: costituito esclusivamente da un *phantom* di acqua e gelatina di spessore pari a 2 mm;
- Doppio strato: formato da un *phantom* di polisorbate e *kokubo* di 5 mm (“oil”) su cui è posto il *phantom* di acqua e gelatina di 2 mm;
- Triplo strato: composto da un *phantom* di acqua e gelatina spesso 60 mm, al di sopra del quale sono stati posizionati in sequenza il *phantom* di polisorbate e *kokubo* di 5 mm e quello di acqua e gelatina di 2 mm.

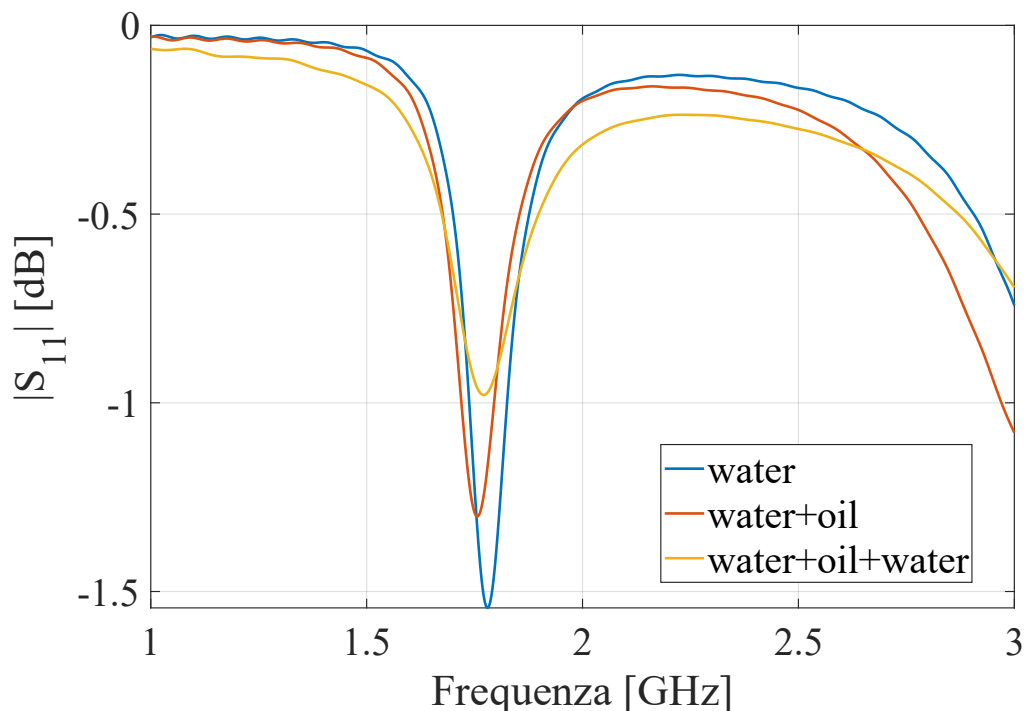


Figura 60: simulazioni numeriche condotte su antenna patch.

Le simulazioni numeriche mostrano differenze significative nell'andamento delle curve che riguardano il parametro di scattering $|S_{11}|$

[Fig. 60]. Come si può notare, l'antenna patch risente fortemente della stratificazione sia per quanto riguarda la profondità di penetrazione (più

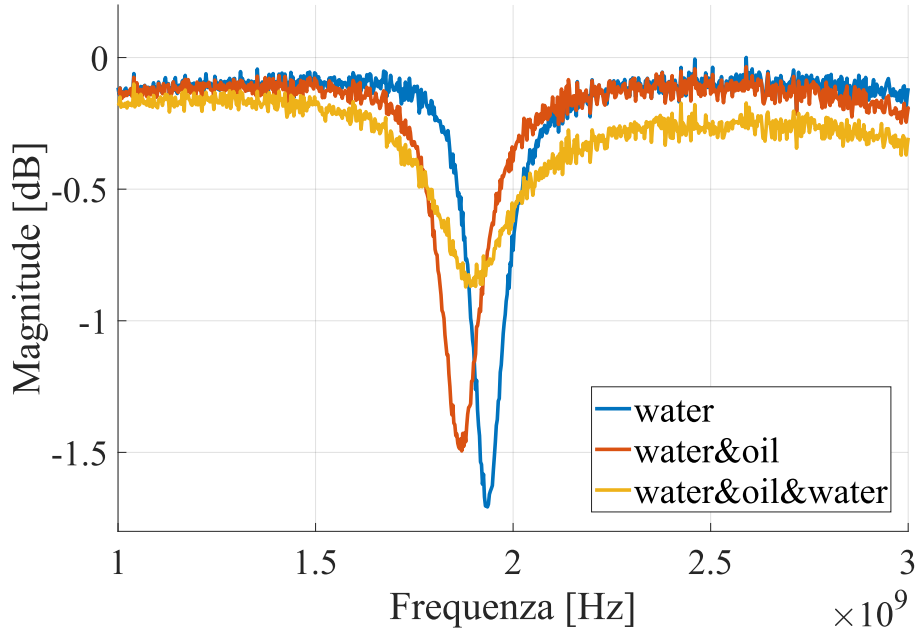


Figura 61. Misure ottenute con antenna patch sulle tre strutture stratificate.

misuro in profondità più il $|S_{11}|$ viene attenuato) e lo shift in frequenza

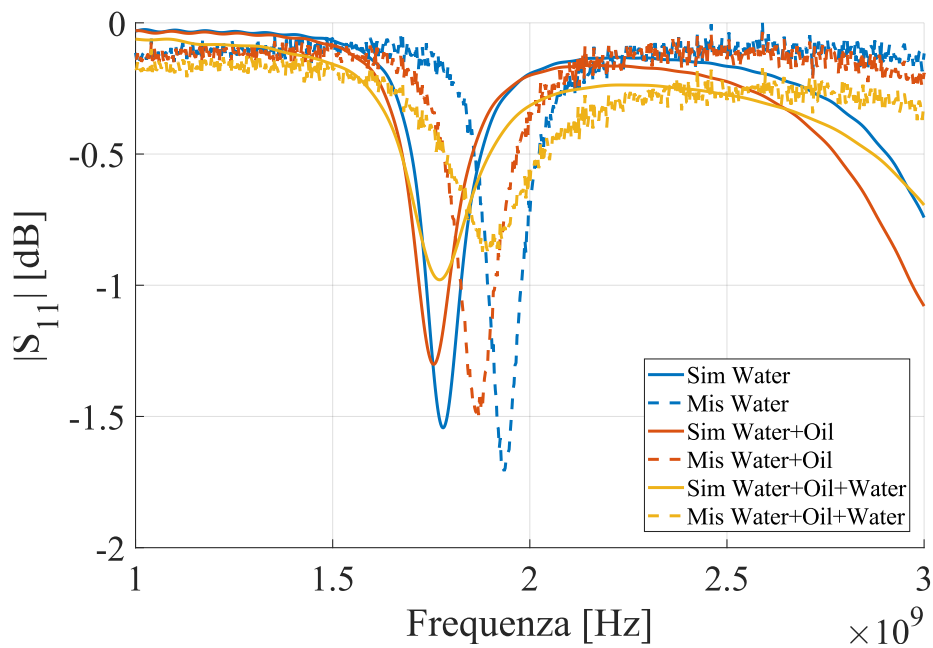


Figura 62. Confronto tra simulazioni numeriche e misure con antenna patch sulle tre strutture stratificate.

(più il tessuto su cui viene fatta la misura è a bassa densità, come nel tessuto adiposo, più il picco di risonanza trasla verso sinistra). Al fine di verificarlo sperimentalmente, è stata condotta una campagna di misure con queste tre stratificazioni, come si può vedere nella Figura 61. Il trend rispetta quello delle simulazioni numeriche. La differenza tra le diverse stratificazioni è marcata anche nelle misurazioni; tuttavia, tra simulazioni e misure ci sono alcune differenze [Fig. 62] sia riguardo all'attenuazione del $|S_{11}|$ sia riguardo alla posizione del picco:

- per quanto riguarda l'attenuazione, si nota un delta tra simulazioni e misure di circa 0,25 dB nel caso della struttura a singolo strato e di circa 0,15 dB nel caso della struttura con tre strati. In quest'ultimo caso, la misura presenta un'attenuazione minore rispetto alla simulazione;
- per quanto riguarda lo shift della risonanza, il delta tra simulazioni e misure oscilla tra gli 0,2 GHz della struttura a singolo strato ai 0,1-0,15 GHz delle altre due strutture.

In questo caso è molto importante analizzare l'effetto della variazione dello spessore della pelle [Fig. 63] e dello spessore dello strato adiposo [Fig. 64] sulla misura del $|S_{11}|$.

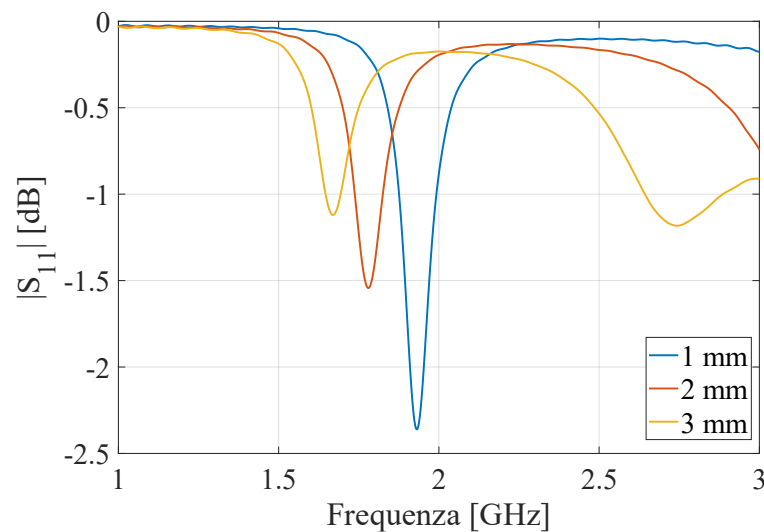


Figura 63. Simulazione variazione spessore della pelle misurata con antenna patch.

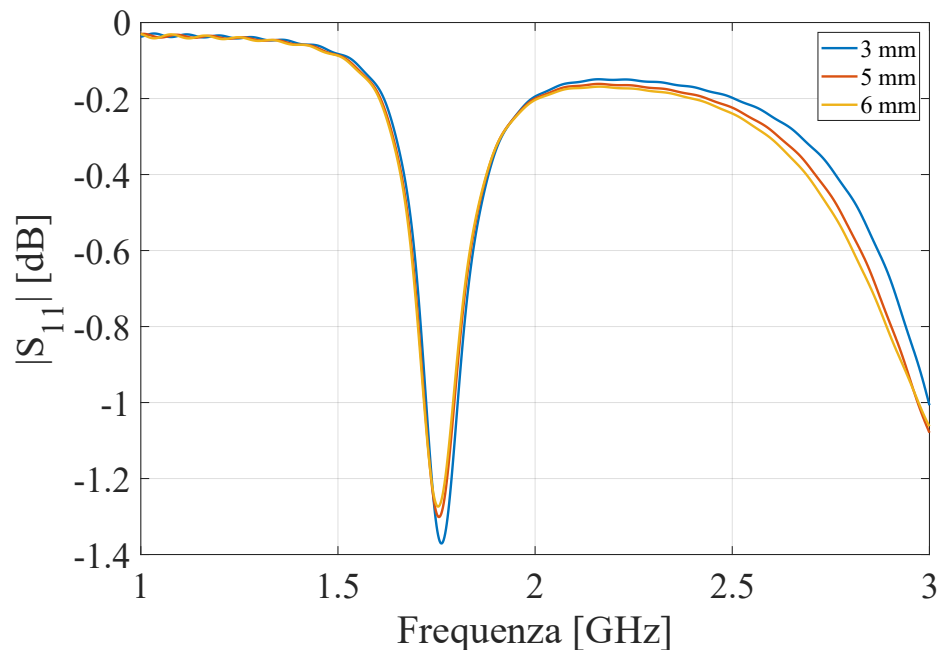


Figura 64. Effetto dello spessore dello strato adiposo sulle simulazioni numeriche condotte con antenna patch.

Variazioni dello spessore della pelle (anche di pochi mm) causano una variazione evidente nel $|S_{11}|$, sia dal punto di vista dell'attenuazione sia dal punto di vista dello shift del picco di risonanza [Fig. 63]. Per quanto riguarda lo spessore del tessuto adiposo [Fig. 64], anche variazioni abbastanza sostanziali (da 3 mm a 6 mm di spessore) non provocano attenuazioni del $|S_{11}|$ evidenti (si parla di una variazione $< 0,1$ dB tra lo spessore di 3 mm e lo spessore di 6 mm). La precisione nella realizzazione dello spessore di questo strato è sostanzialmente trascurabile e questo rappresenta un buon punto di partenza, a causa dell'importante variabilità interindividuale nella quantità di grasso tra le diverse etnie. Queste evidenze rimarcano ulteriormente la criticità nella realizzazione della riproduzione dello strato cutaneo durante l'allestimento dei *phantom*. Risulta fondamentale garantire un rigoroso controllo dimensionale di tale strato: deviazioni anche minime, nell'ordine del millimetro, sono infatti in grado di alterare significativamente la dinamica di riflessione dell'onda elettromagnetica incidente, traducendosi in una marcata differenza nei valori del modulo del coefficiente di riflessione $|S_{11}|$ [Fig. 63].

Successivamente, sono state fatte le misure su tutti i campioni realizzati. Nello specifico, per ciascun *phantom*, le acquisizioni sono state effettuate su siti della superficie cutanea non necessariamente coincidenti per il medesimo campione.

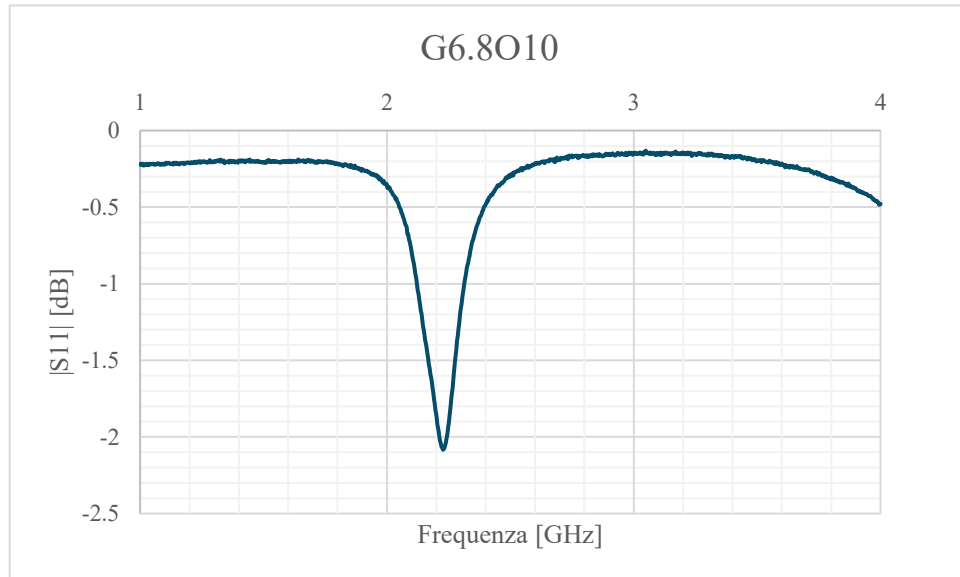


Figura 65. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O10.

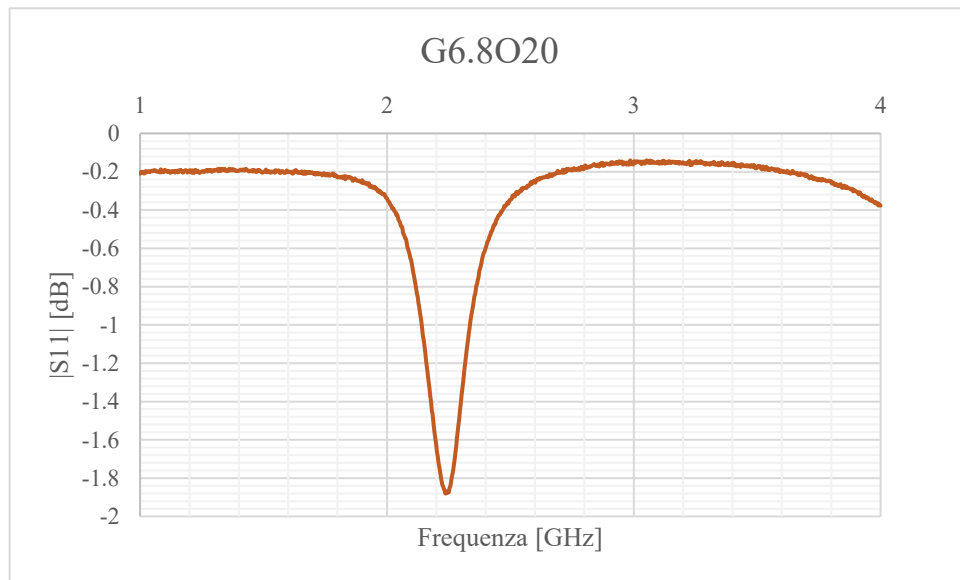


Figura 66. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O20.

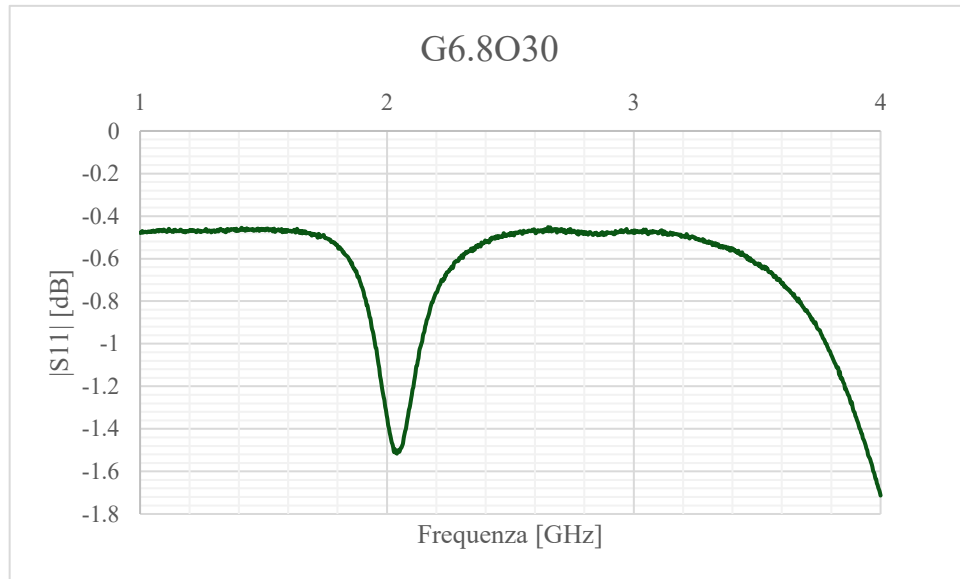


Figura 67. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O30.

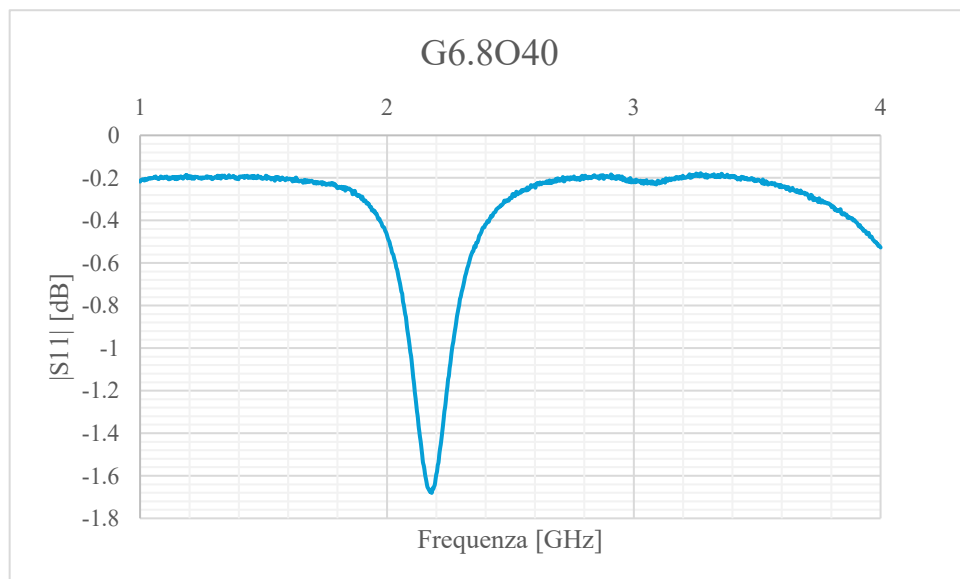


Figura 68. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O40.

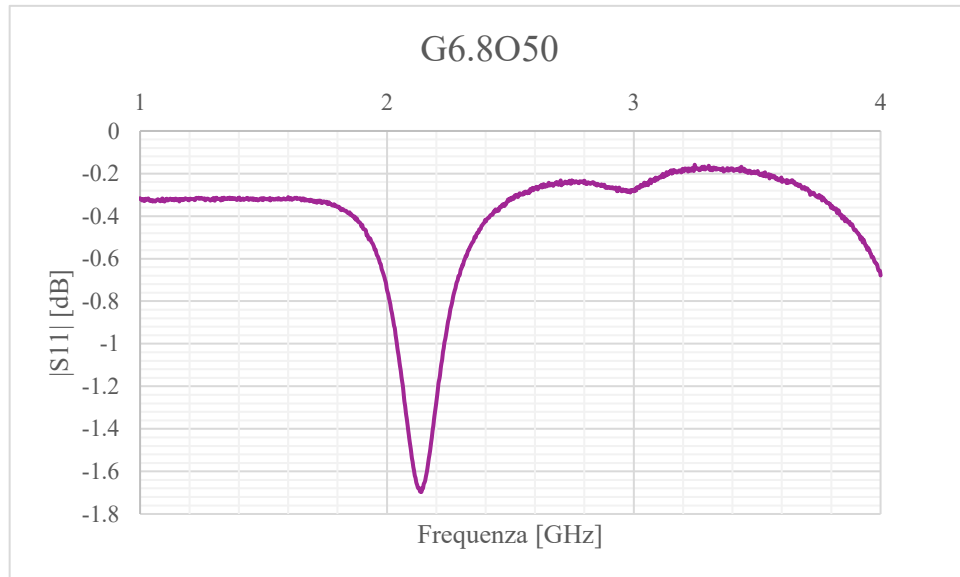


Figura 69. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O50.

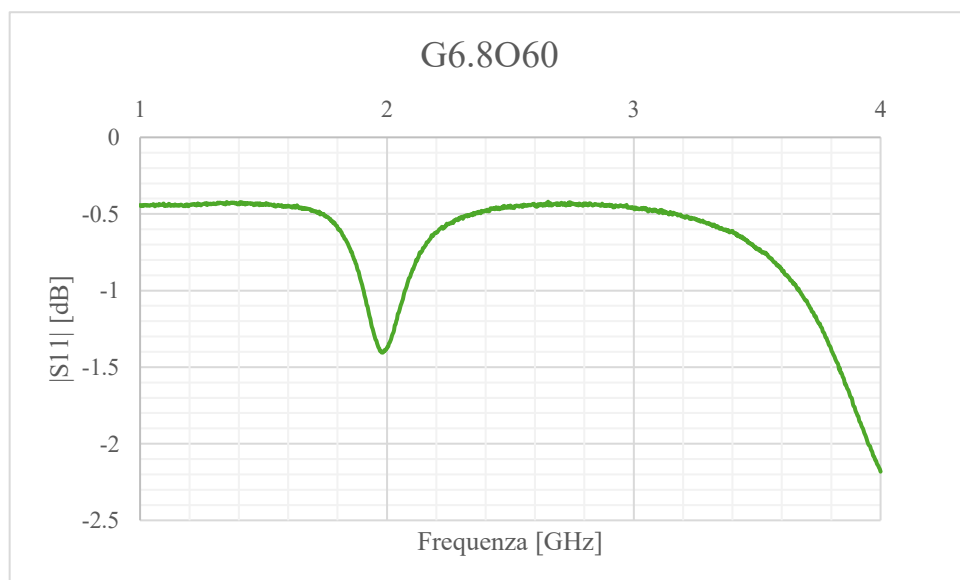


Figura 70. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O60.

A seconda del tessuto biologico preso in considerazione, il modulo del coefficiente di riflessione ($|S_{11}|$) mostra un andamento qualitativamente simile tra i vari scenari, differendo principalmente per la frequenza del picco di risonanza. In accordo con quanto predetto nelle simulazioni numeriche [Fig. 60], si osserva che una diminuzione della densità del

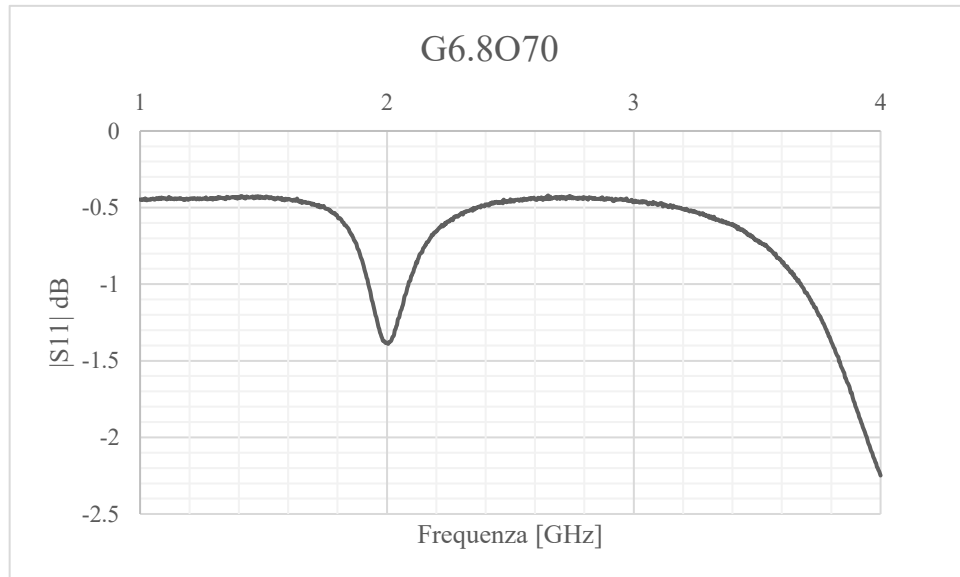


Figura 71. Misura realizzata con antenna patch sul phantom G6.8O70.

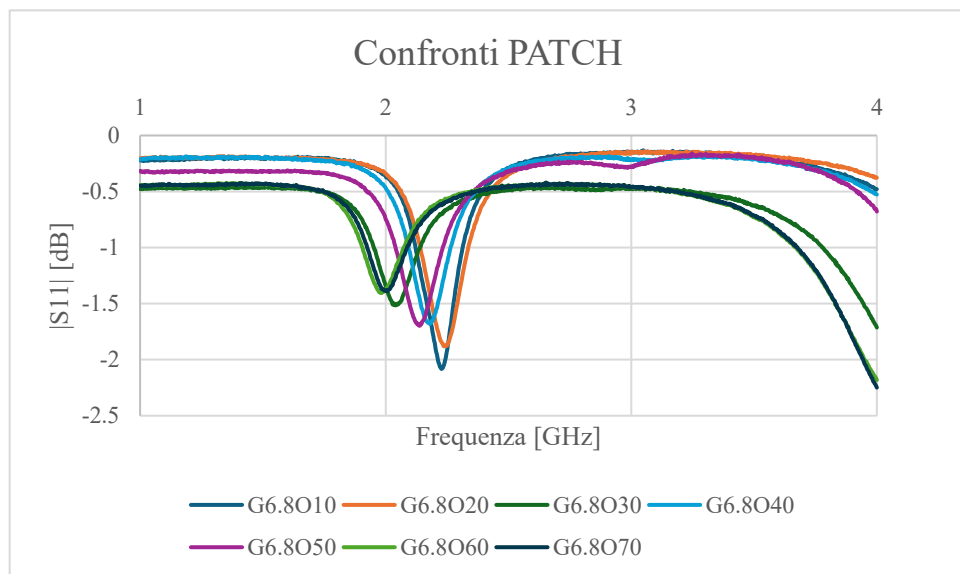


Figura 72. Confronto tra le misure realizzate con antenna patch sui diversi phantom.

tessuto induce uno spostamento della risonanza verso frequenze inferiori (ad eccezione del phantom G6.8O30 [Fig. 67]). Questo comportamento emerge chiaramente dal confronto tra il *phantom* a densità maggiore (G6.8O10, Fig. 65), in cui il picco si colloca a 2,23 GHz, e il *phantom* a bassa densità (G6.8O70, Fig. 71), dove il picco trasla a 2,01 GHz. Tuttavia, questo risultato non è coerente con quanto precedentemente illustrato nella

Figura 13, dove l'antenna patch mostrava una variazione della frequenza di risonanza in funzione del contenuto d'acqua del legno ("bagnato" rispetto a "secco"). In particolare, mentre la letteratura riporta che nel legno il picco di risonanza trasla verso frequenze inferiori al ridursi dell'umidità [Fig. 13] [19], le misure sperimentali condotte sui *phantom* che simulano i tessuti biologici [Fig. 72], evidenziano un comportamento opposto: all'aumentare del grado di idratazione (passando per esempio da G6.8O70 a G6.8O10), il picco di risonanza subisce uno spostamento verso frequenze più elevate. Sebbene questo risultato possa apparire in contrasto con le evidenze precedenti, è fondamentale sottolineare che i dati di riferimento attualmente disponibili si basano su un materiale (il legno) le cui caratteristiche strutturali e chimico-fisiche differiscono significativamente da quelle dei tessuti biologici. Pertanto, saranno necessarie analisi più approfondite e ulteriori rielaborazioni in lavori futuri. Infine, nonostante la campagna di misure prevedesse tre acquisizioni per ciascun *phantom*, in questo paragrafo si è scelto di riportare una sola misura per ogni campione. L'obiettivo di questa scelta è di focalizzare l'attenzione sulla variabilità "*inter-phantom*" (differenze tra i vari tessuti) e non "*intra-phantom*". Per garantire l'affidabilità e la ripetibilità dei risultati, durante le sessioni di misura è stato necessario adottare specifiche precauzioni operative:

- precisione di posizionamento: è essenziale ricollocare il sensore nell'esatto punto di misura durante ogni test. Traslazioni spaziali dell'ordine di 0,5-1 cm rispetto al punto di contatto nominale sono infatti sufficienti per alterare la lettura;
- isolamento da interferenze esterne: è stata prestata particolare attenzione alla sensibilità del setup nei confronti di strutture metalliche esterne. A titolo di esempio, è stato documentato che l'avvicinamento di un utensile metallico, una chiave inglese, ai bordi dell'antenna introduceva artefatti misurabili, inducendo uno

shift della risonanza di circa 3MHz verso frequenze superiori. Risulta pertanto fondamentale mantenere il sistema di misura il più isolato possibile, evitando che rumore ambientale influenzi i dati acquisiti.

CAPITOLO 6: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI

6.1 Conclusioni

I phantom realizzati hanno replicato in modo accurato le proprietà dielettriche attese. Si è registrato unicamente un lieve discostamento nella parte immaginaria della permittività alla frequenza di 1 GHz, fenomeno fisiologico imputabile al maggiore contributo della conducibilità a tale frequenza. Per quanto riguarda i risultati sperimentali, le acquisizioni tramite CSRR hanno evidenziato una significativa variabilità del parametro $|S_{11}|$ in funzione dello spessore dello strato cutaneo, confermando le ipotesi ottenute a partire dalle simulazioni numeriche. Lo studio del comportamento del CSRR ha svolto un ruolo primario per la validazione dell'antenna patch, in quanto piccole variazioni dello spessore cutaneo, evidenziabili dal comportamento del CSRR, producono importanti variazioni anche nel parametro misurato dall'antenna patch in profondità. Tuttavia, come ci aspettava in relazione ai dati presenti in letteratura [1], il CSRR mostra una variabilità contenuta tra le varie misure sperimentali e non relazionabile allo stato d'idratazione dei tessuti profondi. Le variazioni di spessore del tessuto adiposo hanno mostrato un'influenza solo marginale sulle misure complessive. In definitiva, le misure realizzate con antenna patch confermano le previsioni fatte con le simulazioni numeriche. La traslazione del picco di risonanza in risposta alle variazioni dello stato d'idratazione del tessuto biologico risulta in contrasto con i trend dimostrati nei lavori precedenti [19] sul legno e, per questo motivo, saranno necessarie nuove analisi nei lavori futuri.

6.2 Sviluppi futuri

Alla luce dei risultati ottenuti nel presente lavoro di tesi, le ricerche future si focalizzeranno sull'analisi dell'attenuazione del segnale acquisito tramite l'antenna patch per ottenere risultati utili alla classificazione dei differenti stati d'idratazione nei tessuti biologici profondi. Un ulteriore traguardo consisterà nell'estrarre stime dirette e quantitative del livello di idratazione integrando i dati ottenuti con algoritmi di *Machine Learning*, per provare anche a distinguere in maniera chiara stati di idratazione molto simili tra loro. Questi modelli predittivi sono attualmente in fase di sviluppo a cura del gruppo di ricerca di Campi Elettromagnetici del DEI (Dipartimento di Ingegneria dell'Energia Elettrica e dell'Informazione) dell'Università di Bologna.

BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Trovarello, O. Afif, A. Di Florio Di Renzo, D. Masotti, M. Tartagni, and A. Costanzo, “A Non-Invasive, Machine Learning Assisted Skin-Hydration Microwave Sensor,” in *2024 54th European Microwave Conference, EuMC 2024*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2024, pp. 932–935. doi: 10.23919/EuMC61614.2024.10732419.
- [2] J. M. Schotman, M. M. G. J. van Borren, M. P. Kooistra, C. J. Doorenbos, and H. de Boer, “Towards personalized hydration assessment in patients, based on measurement of total body electrical resistance: Back to basics,” *Clin. Nutr. ESPEN*, vol. 35, pp. 116–122, Feb. 2020, doi: 10.1016/j.clnesp.2019.10.018.
- [3] S. Sutehall and Y. Pitsiladis, “Personalized Nutrition for the Enhancement of Elite Athletic Performance,” *Scand. J. Med. Sci. Sports*, vol. 35, no. 4, Apr. 2025, doi: 10.1111/sms.70044.
- [4] B. MUNIZ-PARDOS *et al.*, “Wearable and telemedicine innovations for Olympic events and elite sport,” Aug. 01, 2021, *Edizioni Minerva Medica*. doi: 10.23736/S0022-4707.21.12752-5.
- [5] F. Guppy *et al.*, “Technology Innovation and Guardrails in Elite Sport: The Future is Now,” Dec. 01, 2023, *Springer Science and Business Media Deutschland GmbH*. doi: 10.1007/s40279-023-01913-1.
- [6] “Mapping multiple sclerosis around the world key epidemiology findings Atlas of MS 3 rd edition,” www.atlasofms.org.
- [7] Marco Dallavalle, “ANALISI OSSERVAZIONALE DEL RAPPORTO TRA FATTORI AMBIENTALI, ABITUDINI DI VITA E SCLEROSI MULTIPLA: UNO STUDIO MONOCENTRICO ,” Università degli studi di Pavia.
- [8] M. S. Keefe, H. Y. Luk, J. J. Rolloque, N. C. Jiwan, and Y. Sekiguchi, “Hydration Assessment in Males and Females Using

the WUT (Weight, Urine Color, and Thirst) Venn Diagram Compared to Blood and Urinary Indices,” *Nutrients*, vol. 17, no. 4, Feb. 2025, doi: 10.3390/nu17040689.

- [9] Y. Sekiguchi *et al.*, “Relationships Between WUT (Body Weight, Urine Color, and Thirst Level) Criteria and Urine Indices of Hydration Status,” *Sports Health*, vol. 14, no. 4, pp. 566–574, Jul. 2022, doi: 10.1177/19417381211038494.
- [10] A. Sánchez-Iglesias, M. Fernández-Lucas, and J. L. Teruel, “Fundamentos eléctricos de la bioimpedancia,” 2012. doi: 10.3265/Nefrologia.pre2012.Jan.11310.
- [11] V. K. Zachariah and P. S. Priyamvada, “Bioimpedance Analysis: Basic Concepts,” *Journal of Renal Nutrition and Metabolism*, vol. 8, no. 1, pp. 30–34, Jul. 2023, doi: 10.4103/jrn.jrn_9_23.
- [12] A. R. Eldamak, S. Thorson, and E. C. Fear, “Study of the dielectric properties of artificial sweat mixtures at microwave frequencies,” *Biosensors (Basel)*, vol. 10, no. 6, Jun. 2020, doi: 10.3390/BIOS10060062.
- [13] Pasian M., “Richiami di elettromagnetismo, Lecture Notes,” Pavia, 2025.
- [14] A. E. Omer *et al.*, “Low-cost portable microwave sensor for non-invasive monitoring of blood glucose level: novel design utilizing a four-cell CSRR hexagonal configuration,” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-72114-3.
- [15] J. Kilpijarvi, J. Tolvanen, J. Juuti, N. Halonen, and J. Hannu, “A Non-Invasive Method for Hydration Status Measurement with a Microwave Sensor Using Skin Phantoms,” *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 2, pp. 1095–1104, Jan. 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2945817.

- [16] A. Cataldo *et al.*, “Portable Microwave Reflectometry System for Skin Sensing,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 71, 2022, doi: 10.1109/TIM.2022.3154804.
- [17] J. Kilpijarvi, J. Tolvanen, J. Juuti, N. Halonen, and J. Hannu, “A Non-Invasive Method for Hydration Status Measurement with a Microwave Sensor Using Skin Phantoms,” *IEEE Sens. J.*, vol. 20, no. 2, pp. 1095–1104, Jan. 2020, doi: 10.1109/JSEN.2019.2945817.
- [18] L. Franceschelli *et al.*, “Non-intrusive microwave technique for direct detection of concrete compressive strength monitoring by multivariate modeling,” *Measurement (Lond)*., vol. 206, Jan. 2023, doi: 10.1016/j.measurement.2022.112332.
- [19] O. Afif *et al.*, “A Versatile, Machine-Learning-Enhanced RF Spectral Sensor for Developing a Trunk Hydration Monitoring System in Smart Agriculture,” *Sensors*, vol. 24, no. 19, Oct. 2024, doi: 10.3390/s24196199.
- [20] S. Di Meo *et al.*, “Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 64, no. 5, 2019, doi: 10.1088/1361-6560/aafec.
- [21] S. Di Meo, G. Matrone, G. Magenes, and M. Pasian, “On the Low-Cost Production of Tissue-Mimicking Skin Phantoms Up to 40 GHz,” *IEEE J. Electromagn. RF Microw. Med. Biol.*, vol. 8, no. 1, pp. 51–58, Mar. 2024, doi: 10.1109/JERM.2024.3349851.
- [22] H. Matsubara *et al.*, “Surface freezing of cationic surfactant-adsorbed films at the oil-water interface: Impact on oil-in-water emulsion and pickering emulsion stability,” Dec. 01, 2024, *Elsevier B.V.* doi: 10.1016/j.cis.2024.103309.

