UNIVERSITÀ
DI PAVIA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA INDUSTRIALE E
DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

TESI DI LAUREA

VALIDAZIONE DI SENSORI A MICROONDE PER IL MONITORAGGIO NON INVASIVO DELL'IDRATAZIONE MEDIANTE PHANTOM TISSUE-MIMICKING STRATIFICATI

Candidata: Aurora Parazzini

Relatrice: Prof.ssa Simona Di Meo

A.A. 2025/2026

ABSTRACT

Il presente lavoro di tesi ha riguardato la validazione sperimentale di due sensori a microonde, un *Complementary Split-Ring Resonator* (CSRR) e un'antenna patch, sviluppati e realizzati dal gruppo di Campi Elettromagnetici dell'Università di Bologna, per il monitoraggio non invasivo dell'idratazione tissutale mediante phantom *tissue-mimicking* stratificati. I phantom sono stati progettati per emulare le proprietà dielettriche dei tessuti biologici in differenti condizioni simulate di idratazione. Il modello comprendeva uno strato cutaneo di diverso spessore, uno strato adiposo e sei formulazioni profonde G6.8O20–G6.8O70 a contenuto acquoso decrescente. Questa configurazione ha permesso di ottenere una scala dielettrica controllata e di valutare l'influenza degli strati superficiali e del volume profondo sulla risposta dei sensori. La caratterizzazione dielettrica ha evidenziato una progressiva riduzione delle proprietà dielettriche da O20 a O70 e una buona riproducibilità delle formulazioni. Le misure sperimentali hanno inoltre mostrato che entrambi i sensori sono influenzati dallo spessore cutaneo. All'aumentare dello spessore, la frequenza di risonanza tende a diminuire, in accordo qualitativo con le simulazioni, con una variazione più marcata nei primi millimetri per il CSRR e un andamento più regolare per la patch. Il confronto tra le formulazioni profonde ha evidenziato che il CSRR non consente una discriminazione stabile dei phantom O20–O70, mentre l'antenna patch mostra una maggiore sensibilità al volume sottostante. Con pelle di 2 mm, la frequenza di risonanza della patch aumenta complessivamente da circa 1,928 a 1,949 GHz al diminuire della frazione acquosa. Tuttavia, le differenze tra formulazioni vicine rimangono spesso confrontabili con la dispersione delle misure ripetute, limitando una discriminazione robusta basata sulla sola frequenza di risonanza. Nel complesso, i risultati evidenziano la complementarità dei due sensori e costituiscono una base per lo sviluppo di metodi di analisi più robusti, finalizzati a distinguere il contributo degli strati superficiali da quello del volume profondo con l'obiettivo, in futuro, di migliorare il monitoraggio non invasivo dell'idratazione tissutale.

INDICE

CAPITOLO 1 – INTRODUZIONE 1
1.1 Ruolo dell'idratazione 1
1.2 Ambiti applicativi 2
1.3 Motivazione e obiettivi del lavoro 4
CAPITOLO 2 – TECNICHE ATTUALI PER LA VALUTAZIONE DELL'IDRATAZIONE 7
2.1 Indicatori ematici e urinari, massa corporea e sete 7
2.2 Bioimpedenziometria 10
2.3 Limiti delle tecniche disponibili e requisiti di un nuovo sistema 13
CAPITOLO 3 – SENSORI A MICROONDE PER IL MONITORAGGIO DELL'IDRATAZIONE 15
3.1 Principi del sensing a microonde per il monitoraggio dell'idratazione . 15
3.2 Sensori a microonde e modalità di misura 17
3.3 Stato dell'arte dei sensori a microonde per l'idratazione 19
3.4 Sensori impiegati nel presente lavoro 20
3.4.1 Complementary split-ring resonator 20
3.4.2 Antenna patch 24
3.4.3 Confronto tra CSRR e antenna patch 27
CAPITOLO 4 – MATERIALI E METODI 29
4.1 Disegno sperimentale e ruolo dei phantom 29
4.2 Realizzazione dei phantom 31
4.2.1 Phantom profondo 31
4.2.2 Strato adiposo 34
4.2.3 Strato cutaneo 35
4.3 Caratterizzazione dielettrica 37
4.4 Setup VNA e calibrazione dei sensori 40
4.5 Misure con CSRR e antenna patch 42
4.6 Organizzazione dei dati e protocolli di acquisizione 44
CAPITOLO 5 – RISULTATI 46
5.1 Proprietà dielettriche dei phantom 46
5.2 Effetto dello spessore dello strato cutaneo 55
5.2.1 CSRR 57
5.2.2 Antenna patch 60

5.3 Effetto della composizione del volume profondo 68
5.3.1 CSRR 69
5.3.2 Antenna patch 76
CAPITOLO 6 – CONCLUSIONI, LIMITI E SVILUPPI FUTURI 86
6.1 Conclusioni 86
6.2 Limiti e sviluppi futuri 87
APPENDICE A – EFFETTO DEL NaCl SULLE PROPRIETÀ DIELETTRICHE DEI PHANTOM 90
A.1 Problema, obiettivo e scelta della formulazione 90
A.2 Formulazione, preparazione e protocollo di misura 93
A.3 Risultati e discussione 98
A.3.1 Riproducibilità delle preparazioni 98
A.3.2 Effetto del NaCl e approfondimento alle basse frequenze 104
A.4 Conclusioni e implicazioni per i phantom di idratazione 108
BIBLIOGRAFIA 109

CAPITOLO 1 – INTRODUZIONE

1.1 Ruolo dell'idratazione

L'acqua è uno dei principali costituenti dell'organismo umano e svolge un ruolo essenziale nel mantenimento dell'omeostasi e, più in generale, nel corretto funzionamento fisiologico dell'organismo. Costituisce il mezzo nel quale avviene gran parte delle reazioni biochimiche, contribuisce al trasporto di nutrienti e metaboliti, all'eliminazione dei prodotti di scarto, al mantenimento del volume vascolare e al corretto funzionamento delle cellule. È inoltre fondamentale per la termoregolazione, poiché partecipa alla distribuzione del calore all'interno dell'organismo e alla sua dissipazione attraverso la sudorazione e l'evaporazione [1,2].

Lo stato di idratazione deriva dall'equilibrio dinamico tra l'acqua introdotta attraverso bevande e alimenti e quella persa principalmente attraverso urine, sudorazione, respirazione e tratto gastrointestinale. Il mantenimento di tale equilibrio è fondamentale per preservare le normali funzioni fisiologiche dell'organismo [1,2].

Per descrivere correttamente questo equilibrio è necessario distinguere le condizioni fisiologiche dai processi che ne determinano il cambiamento. L'euidratazione corrisponde a una condizione di equilibrio nella quale il contenuto e la distribuzione dei liquidi corporei risultano compatibili con il normale funzionamento fisiologico del soggetto. L'ipoidratazione indica uno stato di deficit idrico rispetto alla condizione individuale di riferimento, mentre l'iperidratazione descrive un contenuto d'acqua superiore rispetto a tale condizione. I termini disidratazione e reidratazione indicano invece processi dinamici: la disidratazione è il processo attraverso il quale l'organismo perde acqua e si sposta verso l'ipoidratazione, mentre la reidratazione descrive il recupero dei liquidi precedentemente persi [1,2].

Questa distinzione è importante perché lo stato di idratazione non può essere descritto in modo esaustivo mediante un singolo indicatore,

indipendentemente dalle condizioni fisiologiche e sperimentali. Lo stato di idratazione dipende dalla quantità totale di acqua, dalla sua distribuzione tra i diversi compartimenti, dalla concentrazione degli elettroliti e dalle caratteristiche individuali del soggetto. Età, sesso, composizione corporea, attività fisica, alimentazione, funzionalità renale e condizioni ambientali possono influenzare sia il bilancio idrico sia l'interpretazione dei parametri utilizzati per valutarlo [1–3].

Le variazioni del bilancio idrico possono influenzare diverse funzioni fisiologiche. Una perdita progressiva di liquidi può ridurre il volume plasmatico e di conseguenza aumentare lo stress cardiovascolare, rendendo più difficile mantenere un'adeguata perfusione dei tessuti, soprattutto durante l'attività fisica. Inoltre, una minore disponibilità di acqua può compromettere l'efficienza della termoregolazione, riducendo la capacità dell'organismo di dissipare il calore attraverso la sudorazione. A questi effetti possono associarsi un aumento della percezione della fatica, una riduzione della tolleranza allo sforzo e alterazioni di alcune funzioni cognitive, tra cui attenzione e capacità di concentrazione [1,2,4]. Nei casi di maggiore squilibrio possono inoltre comparire sintomi quali debolezza, vertigini e ridotta capacità di mantenere le normali prestazioni fisiche e mentali [1,2].

L'interesse verso il monitoraggio dell'idratazione non riguarda pertanto soltanto la stima dell'acqua corporea totale, ma anche la possibilità di riconoscere variazioni nel tempo e, in prospettiva, di ottenere informazioni riferite a specifici distretti tissutali. Quest'ultimo aspetto assume particolare interesse nello sviluppo di sistemi non invasivi e indossabili, nei quali il sensore viene applicato in una determinata regione anatomica e interagisce direttamente con i tessuti sottostanti.

1.2 Ambiti applicativi

Uno degli ambiti nei quali il monitoraggio dell'idratazione assume maggiore rilevanza è quello sportivo. Durante l'attività fisica, soprattutto

quando l’esercizio è prolungato o viene svolto in condizioni di temperatura e umidità elevate, la sudorazione comporta una perdita di acqua ed elettroliti. L’entità di queste perdite presenta una marcata variabilità interindividuale e dipende dal tipo di attività, dall’intensità e dalla durata dello sforzo, dal grado di allenamento, dall’abbigliamento e dalle condizioni ambientali [4–6].

Per questo motivo, utilizzare le medesime strategie di reintegro per tutti gli atleti può non essere adatto alle necessità del singolo individuo. Un'assunzione insufficiente può contribuire allo sviluppo di una condizione di ipoidratazione e a una riduzione della tolleranza allo sforzo. Al contrario, un reintegro eccessivo può alterare l'equilibrio tra acqua ed elettroliti. In ambito sportivo, una perdita di massa corporea pari o superiore a circa il 2% rispetto al valore iniziale è spesso associata a una possibile condizione di ipoidratazione, che può influire sulla prestazione, soprattutto durante attività fisiche prolungate in ambienti caldi. Tale valore non rappresenta tuttavia una soglia universale, poiché la risposta alla perdita di liquidi varia in funzione del soggetto e delle condizioni di esercizio [4]. La gestione dell’idratazione deve quindi tenere conto non soltanto della quantità di liquidi assunti, ma anche delle perdite individuali di acqua ed elettroliti [4–6].

La crescente diffusione delle tecnologie *wearable* permette già di acquisire in modo continuativo parametri quali frequenza cardiaca, temperatura corporea e attività motoria. In questo scenario, un sistema dedicato al monitoraggio dell’idratazione potrebbe fornire un’informazione complementare e potenzialmente integrabile con gli altri parametri fisiologici disponibili. Una valutazione ripetuta nel tempo permetterebbe inoltre di confrontare la risposta dello stesso soggetto durante allenamenti, competizioni o esposizioni a condizioni ambientali differenti e potrebbe supportare strategie di reintegro maggiormente personalizzate [5,6].

L’obiettivo di un futuro dispositivo di questo tipo non sarebbe quantificare autonomamente il fabbisogno idrico del soggetto, ma riconoscere variazioni

rispetto a una condizione individuale di riferimento e fornire un'informazione complementare utile al monitoraggio.

Un secondo ambito di possibile interesse è quello clinico. Un esempio è rappresentato dalla sclerosi multipla, patologia infiammatoria cronica demielinizzante del sistema nervoso centrale, frequentemente associata a sintomi quali fatica, sensibilità al calore e ridotta tolleranza allo sforzo [7,8].

In questi pazienti, il mantenimento di un'adeguata idratazione non costituisce una terapia della malattia, ma può rappresentare uno degli elementi utili nella gestione quotidiana dei sintomi e del benessere generale. Una riduzione dell'apporto idrico può contribuire al peggioramento della fatica [8]. Nei soggetti con SM possono inoltre essere presenti alterazioni della termoregolazione e una particolare sensibilità all'aumento della temperatura corporea [7].

Un'ulteriore criticità è rappresentata dai disturbi urinari, che possono indurre alcuni pazienti a limitare volontariamente l'assunzione di liquidi per ridurre la frequenza minzionale, con il rischio di mantenere un apporto inferiore alle proprie necessità [8].

Sport e applicazioni cliniche rappresentano quindi contesti differenti, ma sono accomunati dall'interesse verso una misura frequente, non invasiva e personalizzabile. In entrambi i casi, un sistema di monitoraggio dell'idratazione non avrebbe lo scopo di sostituire le metodiche cliniche o fisiologiche consolidate, ma di affiancarle con informazioni aggiuntive e potenzialmente acquisibili in maniera ripetuta.

1.3 Motivazione e obiettivi del lavoro

Le considerazioni precedenti evidenziano come il monitoraggio dell'idratazione sia un problema complesso, sia per la natura dinamica del bilancio idrico sia per la marcata variabilità individuale. Le metodiche attualmente disponibili permettono di ottenere informazioni utili sullo stato di

idratazione, ma risultano prevalentemente orientate a una valutazione sistemica dell'organismo.

Nel contesto della presente tesi, l'interesse è invece rivolto alla possibilità di ottenere informazioni relative a specifici distretti tissutali e, in particolare, ai tessuti posti a maggiore profondità. I diversi tessuti presentano infatti composizione e contenuto d'acqua differenti e una variazione dello stato idrico complessivo dell'organismo non implica necessariamente una variazione uniforme in tutti i distretti.

In questo contesto si inserisce lo studio di sistemi a microonde per il monitoraggio non invasivo dell'idratazione tissutale. La risposta di questi dispositivi dipende dalle caratteristiche elettromagnetiche dei materiali con cui interagiscono, a loro volta influenzate dalla composizione e dal contenuto d'acqua del tessuto [9–12].

L'applicazione di questi sistemi allo studio dei tessuti profondi presenta però una criticità fondamentale. Una misura eseguita in superficie non dipende esclusivamente dal volume che si desidera monitorare, ma è influenzata anche dagli strati sovrastanti, in particolare dalla pelle e dal tessuto adiposo. Variazioni delle caratteristiche o dello spessore di questi strati possono quindi modificare la risposta complessiva e rendere più difficile individuare il contributo proveniente dal tessuto profondo.

Da questa problematica deriva il principale quesito scientifico del presente lavoro: è possibile riconoscere variazioni associate al diverso contenuto acquoso di un materiale profondo attraverso una misura effettuata dalla superficie, distinguendole per quanto possibile dall'influenza esercitata dagli strati superficiali?

Per affrontare tale problema vengono studiati due sistemi a microonde con caratteristiche complementari, un ***Complementary Split-Ring Resonator*** (**CSRR**) e **un'antenna patch**. L'attività sperimentale è stata svolta in collaborazione con il gruppo di Campi Elettromagnetici del DEI "Guglielmo Marconi" dell'Università di Bologna, che ha fornito i due sensori impiegati nel

presente lavoro. La loro diversa interazione con la struttura stratificata viene sfruttata per valutare il contributo degli strati superficiali e quello associato al volume più profondo.

L'obiettivo generale della tesi è quindi la validazione sperimentale dei due sistemi in condizioni controllate mediante phantom *tissue-mimicking* stratificati, nei quali le principali variabili del problema possano essere modificate separatamente.

In particolare, il lavoro si pone due obiettivi complementari. Il primo consiste nel valutare quanto la variazione dello spessore dello strato cutaneo influenzi la risposta del sistema, mantenendo invariate le caratteristiche del materiale sottostante. Il secondo consiste nel verificare se variazioni controllate della composizione e del contenuto acquoso del volume profondo rimangano riconoscibili in presenza degli strati superficiali.

Lo scopo del lavoro non è ricavare direttamente una percentuale assoluta di idratazione fisiologica. Le diverse condizioni sperimentali vengono utilizzate per ottenere variazioni controllate del contenuto acquoso e delle proprietà del materiale. In questo modo è possibile valutare se il contributo del volume profondo rimanga distinguibile e quanto sia influenzato dalla variabilità degli strati sovrastanti.

Questo studio rappresenta un passaggio preliminare verso future applicazioni in vivo, nelle quali le variabili geometriche e fisiologiche non possono essere controllate indipendentemente. La descrizione dettagliata dei principi di misura e dei dispositivi viene riportata nel Capitolo 3, mentre la realizzazione dei phantom e il protocollo sperimentale sono presentati nel Capitolo 4.

CAPITOLO 2 – TECNICHE ATTUALI PER LA VALUTAZIONE DELL'IDRATAZIONE

La valutazione dello stato di idratazione può essere effettuata mediante differenti indicatori fisiologici e strumentali, ciascuno dei quali descrive un particolare aspetto del bilancio idrico. Non esiste un singolo metodo di riferimento valido in tutte le popolazioni e in tutte le condizioni sperimentali; per questo motivo lo stato di idratazione viene frequentemente valutato integrando più indicatori, anziché basandosi su una sola misura [13,14].

Tra gli approcci maggiormente utilizzati rientrano le analisi ematiche e urinarie, la variazione della massa corporea, la percezione della sete e la bioimpedenziometria. Queste metodiche differiscono per invasività, semplicità di applicazione, informazione fornita e possibilità di utilizzo in misure ripetute.

2.1 Indicatori ematici e urinari, massa corporea e sete

Le analisi ematiche possono fornire informazioni sull'equilibrio idrico e osmotico dell'organismo, ma richiedono il prelievo di un campione biologico e risultano pertanto poco adatte a misure molto frequenti, al monitoraggio sul campo o a una futura integrazione in dispositivi indossabili. Per applicazioni pratiche vengono quindi utilizzati frequentemente indicatori urinari, che offrono un compromesso favorevole tra semplicità, costo e invasività [13,14].

I principali parametri urinari utilizzati nella valutazione dell'idratazione sono il peso specifico urinario (*Urine Specific Gravity,* **USG**), l'osmolalità urinaria (*Urine Osmolality,* **UOSM**) e il colore delle urine (*Urine Color,* **UCOL**).

L'USG esprime il rapporto tra la densità del campione urinario e quella dell'acqua e viene generalmente misurato mediante rifrattometro. Il risultato dipende dalla quantità e dalla massa delle sostanze disciolte e può quindi essere influenzato, ad esempio, dalla presenza di glucosio o proteine [13,14].

L'UOSM misura invece il numero di particelle osmoticamente attive presenti nel campione ed è generalmente determinata mediante osmometro.

Rappresenta quindi un indicatore maggiormente legato alla concentrazione osmotica delle urine e alla capacità del rene di concentrarle [13,14].

L'UCOL viene valutato confrontando il campione con una scala cromatica validata. Si tratta dell'indicatore più semplice da applicare, ma anche di quello maggiormente soggetto all'interpretazione dell'operatore e alle condizioni di illuminazione [13,14].

In condizioni di ridotto apporto idrico, l'organismo tende a limitare le perdite di acqua producendo urine più concentrate. Di conseguenza, USG e UOSM tendono ad aumentare, mentre il colore delle urine diventa generalmente più scuro. Nella letteratura considerata, valori di USG inferiori a 1,020 e di UOSM inferiori a circa 700 mOsm/kg vengono frequentemente associati a una condizione compatibile con un'adeguata idratazione, mentre valori di UCOL, attorno a 5 o superiori, possono essere indicativi di un apporto idrico insufficiente [13,14].

Tuttavia, questi valori vanno interpretati con cautela e non come soglie universali. La concentrazione delle urine può infatti variare in base all'orario di raccolta, all'assunzione recente di liquidi, all'alimentazione e all'attività fisica. Anche l'uso di farmaci e la funzionalità renale possono influenzarla. Queste variazioni possono verificarsi indipendentemente dal contenuto d'acqua del tessuto che si vuole monitorare [13,14].

Gli indicatori urinari presentano un ulteriore limite temporale: la composizione delle urine riflette le condizioni precedenti dell'organismo e non necessariamente il contenuto d'acqua di uno specifico tessuto al momento della misura. Infatti, tra una perdita o un'assunzione di liquidi e la conseguente variazione della concentrazione urinaria può trascorrere un intervallo di tempo.

Un altro indicatore ampiamente utilizzato, soprattutto in ambito sportivo, è la variazione della massa corporea. La perdita percentuale di massa viene determinata confrontando il peso misurato al termine di un periodo o di una sessione di esercizio con un valore iniziale rilevato in condizioni di riferimento. Poiché le variazioni rapide di massa durante l'attività fisica dipendono in larga

misura dalla perdita di liquidi attraverso la sudorazione, questo metodo costituisce una stima pratica del bilancio idrico [13,14].

Anche questa misura richiede tuttavia condizioni standardizzate. Il risultato può risentire dell'assunzione di alimenti e bevande, della produzione di urine, delle perdite gastrointestinali, dell'abbigliamento e del momento in cui viene effettuata la pesata. Inoltre, la variazione della massa corporea descrive una modifica complessiva dell'organismo e non permette di capire come i liquidi siano distribuiti tra compartimenti o tessuti differenti [13,14].

La percezione della sete rappresenta il segnale più immediato per il soggetto, ma rimane fortemente soggettiva. Lo stimolo può comparire quando l'alterazione dell'equilibrio idrico è già iniziata e può ridursi rapidamente dopo l'assunzione di una quantità relativamente piccola di acqua, anche prima che il volume dei liquidi e l'equilibrio osmotico siano completamente ripristinati. La sete costituisce quindi un'informazione utile, ma non dovrebbe essere interpretata isolatamente [13,14].

Per compensare i limiti dei singoli parametri è stato proposto il modello **WUT** (*Weight, Urine, Thirst*), che integra la variazione della massa corporea, il colore delle urine e la percezione della sete [13,14]. Il modello viene rappresentato mediante un diagramma di Venn nel quale la presenza contemporanea di più criteri alterati indica una probabilità crescente che l'apporto idrico sia insufficiente, come mostrato in *Figura 2.1*.

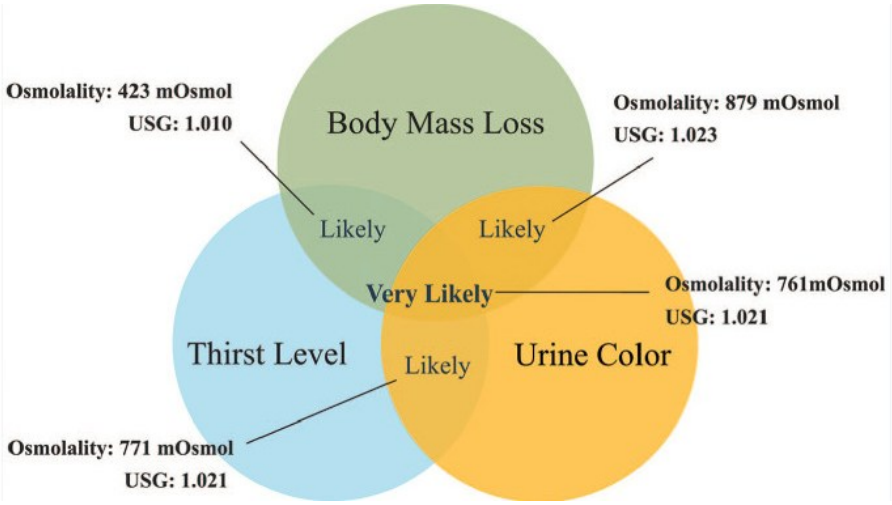


Figura 2.1 – Modello WUT per la valutazione combinata dello stato di idratazione [14].

Nel protocollo descritto in letteratura, i parametri vengono preferibilmente rilevati al mattino e in condizioni standardizzate. La massa corporea viene confrontata con un valore individuale di riferimento, il colore delle urine viene valutato mediante una scala validata e la sete attraverso una scala soggettiva. La presenza contemporanea di tutti e tre i criteri alterati è associata a una maggiore probabilità di ipoidratazione, mentre l'assenza di criteri alterati è maggiormente compatibile con una condizione di euidratazione; le condizioni intermedie richiedono invece maggiore cautela interpretativa [14].

Il principale vantaggio del modello WUT è la praticità, perché permette di considerare diversi indicatori semplici contemporaneamente, senza basarsi su un unico parametro. Tuttavia, il metodo rimane una valutazione indiretta e probabilistica, senza fornire una misura assoluta dell'acqua corporea. Inoltre, non permette di ottenere informazioni specifiche sul contenuto d'acqua o sulle proprietà fisiche di un determinato volume tissutale.

2.2 Bioimpedenziometria

Una seconda famiglia di tecniche è rappresentata dalla **bioimpedenziometria** (*Bioelectrical Impedance Analysis*, **BIA**), un metodo indiretto, non invasivo e relativamente economico basato sulla risposta del corpo al passaggio di una corrente elettrica alternata di bassa intensità.

Il principio fisico deriva dalla diversa capacità dei tessuti biologici di condurre la corrente. I fluidi corporei contengono acqua ed elettroliti e costituiscono quindi percorsi relativamente conduttivi; al contrario, tessuto adiposo e tessuto osseo presentano una maggiore opposizione al passaggio della corrente [3,15,16].

Nel sistema classico a quattro elettrodi, due elettrodi vengono utilizzati per iniettare la corrente e altri due per misurare la caduta di tensione attraverso il corpo o il segmento corporeo analizzato, come schematizzato in *Figura 2.2*.

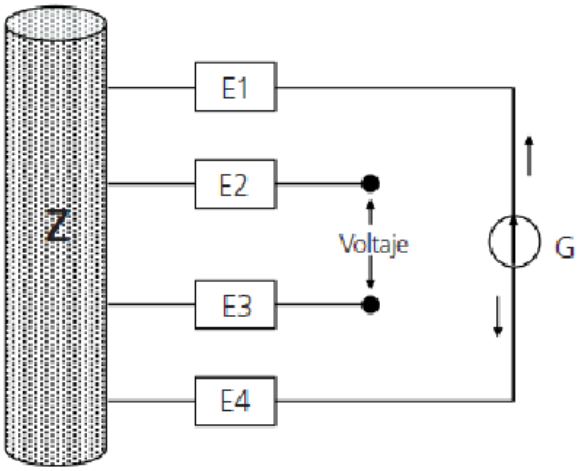


Figura 2.2 – Schema di principio della bioimpedenziometria a quattro elettrodi [15].

Dal rapporto tra tensione e corrente viene ricavata l'impedenza elettrica (Z), caratterizzata da una componente resistiva (R) e da una componente reattiva (X_c). Il modulo dell'impedenza può essere espresso come:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_c^2}$$

La resistenza R è associata principalmente all'opposizione incontrata dalla corrente durante il passaggio attraverso i fluidi corporei. In generale, una maggiore disponibilità di acqua contenente elettroliti favorisce la conduzione e tende quindi a ridurre la resistenza, mentre una diminuzione dei fluidi tende ad aumentarla [3,15,16].

La reattanza X_c è invece collegata soprattutto al comportamento capacitivo delle membrane cellulari, che separano i compartimenti intra- ed extracellulari. Dalla relazione tra resistenza e reattanza viene ricavato anche l'angolo di fase, utilizzato come indicatore delle caratteristiche elettriche e strutturali dei tessuti [3,15,16].

A partire da queste grandezze elettriche, gli strumenti di bioimpedenza stimano parametri quali acqua corporea totale, acqua extracellulare, acqua intracellulare e massa magra. È importante sottolineare che tali quantità non vengono misurate direttamente: vengono calcolate attraverso modelli ed equazioni che includono generalmente anche variabili antropometriche e demografiche, quali altezza, peso, età e sesso del soggetto [3,15,16].

La risposta dipende inoltre dalla frequenza della corrente applicata. Nei dispositivi a singola frequenza, indicati come *Single-Frequency* BIA (**SF-BIA**), viene spesso utilizzata una frequenza prossima a 50 kHz. Nei sistemi multifrequenza, o *Multi-Frequency* BIA (**MF-BIA**), vengono invece utilizzate più frequenze allo scopo di ottenere informazioni differenti sui compartimenti corporei [15,16]. Alle frequenze più basse, il comportamento capacitivo delle membrane cellulari limita maggiormente il passaggio della corrente verso il compartimento intracellulare e la misura risente prevalentemente del compartimento extracellulare. All'aumentare della frequenza, la corrente può interagire in misura maggiore anche con il compartimento intracellulare [15,16].

Sono stati proposti anche approcci basati sulla misura della resistenza elettrica corporea totale, o *Total Body Electrical Resistance* (**TBER**), per valutare l'idratazione in modo più personalizzato. Anche in questo caso, per ricavare una stima dei volumi corporei dalla misura elettrica occorre utilizzare modelli basati sulle caratteristiche geometriche e antropometriche del soggetto [3].

Nonostante sia ampiamente utilizzata, la BIA presenta diverse fonti di variabilità. I risultati possono dipendere dalla posizione degli elettrodi, dal contatto elettrodo–pelle, dalla frequenza utilizzata e dalla postura del soggetto. Possono influire anche la temperatura, la composizione corporea, la distribuzione del tessuto adiposo, la concentrazione degli elettroliti e lo stato fisiologico al momento della misura. Inoltre, le equazioni utilizzate per ricavare i volumi corporei a partire dai dati elettrici possono variare in base al dispositivo e alla popolazione di riferimento [3,15,16].

La bioimpedenziometria costituisce quindi uno strumento utile per la valutazione globale o segmentale della composizione corporea e della distribuzione dei fluidi. Tuttavia, non consente di isolare direttamente il contributo di pelle, grasso e tessuto profondo nella regione anatomica in cui viene effettuata la misura.

2.3 Limiti delle tecniche disponibili e requisiti di un nuovo sistema

Le metodiche descritte forniscono informazioni differenti e complementari e rimangono importanti nella valutazione dello stato di idratazione. Rispetto all'obiettivo della presente tesi, esse condividono tuttavia una limitazione: descrivono prevalentemente lo stato idrico complessivo dell'organismo oppure richiedono l'impiego di modelli per ricavare quantità fisiologiche a partire da misure indirette.

Gli indicatori urinari, la variazione della massa corporea, la percezione della sete e la bioimpedenziometria possono essere utilizzati per riconoscere condizioni o variazioni legate al bilancio idrico. Tuttavia, non consentono di valutare direttamente le proprietà di uno specifico volume tissutale. Alcune di queste metodiche richiedono inoltre il prelievo di campioni biologici, condizioni di misura standardizzate o successive elaborazioni dei dati. Per questo motivo, non tutte sono facilmente compatibili con un monitoraggio molto frequente o possono essere integrate in dispositivi indossabili.

Per applicazioni rivolte al monitoraggio locale sarebbe invece utile disporre di un sistema capace di interagire direttamente con il distretto anatomico di interesse. Un dispositivo di questo tipo dovrebbe idealmente essere non invasivo, rapido, ripetibile, utilizzabile senza radiazioni ionizzanti e compatibile con una futura miniaturizzazione. Dovrebbe inoltre essere sufficientemente sensibile a piccole variazioni delle proprietà del tessuto e consentire di definire, almeno approssimativamente, l'area e il volume che contribuiscono alla misura.

Quest'ultimo requisito è particolarmente importante. La superficie corporea non è un mezzo omogeneo: pelle, tessuto adiposo e tessuti sottostanti hanno composizioni e proprietà elettromagnetiche differenti. Un sistema di misura locale deve quindi essere in grado non solo di rilevare una variazione della risposta, ma anche di capire a quale strato sia legata e quale volume di tessuto venga effettivamente analizzato.

In questo contesto, i sensori a microonde rappresentano una soluzione promettente. Possono essere realizzati con strutture compatte e utilizzano

radiazioni non ionizzanti. La loro risposta è direttamente sensibile alle proprietà dielettriche dei materiali con cui interagisce il campo elettromagnetico. La difficoltà principale non consiste quindi soltanto nel rilevare una variazione della risposta, ma soprattutto nel comprenderne l'origine e nell'attribuirla correttamente alla proprietà fisica o allo strato di interesse.

CAPITOLO 3 – SENSORI A MICROONDE PER IL MONITORAGGIO DELL'IDRATAZIONE

3.1 Principi del sensing a microonde per il monitoraggio dell'idratazione

L'interesse verso i sensori a microonde in ambito biomedico deriva dalla possibilità di interrogare un materiale attraverso la sua risposta elettromagnetica senza ricorrere a radiazioni ionizzanti. Strutture planari e risonanti possono inoltre essere realizzate con dimensioni contenute, costi di fabbricazione relativamente bassi e geometrie compatibili, almeno in prospettiva, con sistemi portatili o indossabili [17–19].

Nel monitoraggio dell'idratazione il vantaggio principale è di natura fisica: le proprietà elettromagnetiche dei tessuti dipendono fortemente dalla loro composizione. L'acqua, i lipidi e gli elettroliti presentano comportamenti dielettrici differenti; di conseguenza, una variazione del contenuto acquoso o della composizione ionica modifica il carico elettromagnetico visto dal sensore [9–12].

Le proprietà dielettriche descrivono il comportamento di un materiale quando viene sottoposto a un campo elettromagnetico. Nel caso dei tessuti biologici, le grandezze di maggiore interesse sono la **permittività complessa** e la **conducibilità elettrica**, entrambe dipendenti dalla frequenza e dalla composizione del materiale [9–11].

La permittività complessa può essere espressa come:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon'(\omega) - j\varepsilon''(\omega)$$

dove ε' rappresenta la parte reale della permittività e descrive la capacità del materiale di polarizzarsi e immagazzinare energia in presenza del campo elettrico, mentre ε'' rappresenta la parte immaginaria ed è associata ai fenomeni dissipativi e quindi alle perdite elettromagnetiche [9–11].

La conducibilità elettrica σ contribuisce anch'essa alla dissipazione di energia e può essere inclusa nella componente immaginaria della risposta mediante la relazione seguente [11,12]:

$$\varepsilon''_{\mathrm{tot}}(\omega) = \varepsilon''_{\mathrm{d}}(\omega) + \frac{\sigma}{\omega\varepsilon_0}$$

dove $\varepsilon''_{\mathrm{d}}$ rappresenta il contributo delle perdite dielettriche, σ la conducibilità elettrica, ω la pulsazione angolare ed ε_0 la permittività del vuoto.

Il legame con l'idratazione deriva principalmente dalle caratteristiche dell'acqua. La molecola d'acqua è polare e, nell'intervallo delle microonde, contribuisce in modo rilevante alla polarizzazione del materiale. I tessuti con maggiore frazione acquosa tendono quindi a presentare una permittività più elevata rispetto ai tessuti a prevalente componente lipidica [9,10]. Per questo motivo, modificando il rapporto tra acqua e lipidi di un materiale *tissue-mimicking* si ottengono variazioni misurabili delle sue proprietà dielettriche.

La quantità d'acqua non è però l'unico fattore da considerare. I fluidi biologici contengono elettroliti e altre specie disciolte, che influenzano soprattutto la conducibilità e, di conseguenza, la componente dissipativa della risposta. Le variazioni osservate alle frequenze delle microonde possono pertanto riflettere contemporaneamente differenze nel contenuto acquoso, nella frazione lipidica e nella concentrazione ionica [11,12].

Un sensore a microonde, quindi, non misura direttamente la percentuale di acqua presente nel tessuto, ma rileva variazioni della risposta elettromagnetica del sistema sensore–materiale, legate alle proprietà dielettriche del volume con cui il campo interagisce. Ciò rende anche più delicata l'interpretazione del segnale. La risposta non dipende solo dal contenuto acquoso, ma dall'insieme delle proprietà del materiale. Anche la geometria del sensore, le condizioni di accoppiamento e la distribuzione del campo elettromagnetico influenzano il segnale misurato.

In una struttura anatomica multistrato, pelle, tessuto adiposo e tessuti profondi possono contribuire in modo diverso alla misura. È quindi necessario

determinare il volume effettivamente interessato dal campo per collegare correttamente le variazioni osservate allo strato di interesse.

3.2 Sensori a microonde e modalità di misura

Nel sensing a microonde possono essere utilizzate differenti architetture. Ai fini della presente tesi è particolarmente utile distinguere tra tipo di elemento sensibile e modalità con cui la sua risposta viene acquisita.

CSRR e antenna patch, utilizzati nel presente lavoro, appartengono entrambi alla categoria dei dispositivi risonanti. Entrambi vengono inoltre caratterizzati in riflessione, analizzando il parametro di scattering $\boldsymbol{S_{11}}$.

I sensori risonanti sono strutture caratterizzate da una o più frequenze proprie di risonanza. Quando un materiale viene posto nella regione interessata dal campo elettromagnetico, esso modifica il carico elettromagnetico e quindi l'impedenza vista dal sensore. Nei modelli equivalenti più semplici, una variazione della permittività efficace modifica il contributo capacitivo del sistema. Questo può provocare uno spostamento della frequenza di risonanza. Invece, le perdite dielettriche e la conducibilità influenzano soprattutto l'ampiezza e la larghezza della risonanza. Tuttavia, in una struttura reale, stratificata e dispersiva, il comportamento dipende dall'intero sistema sensore–campione. Per questo, la direzione e l'entità delle variazioni devono essere verificate sperimentalmente.

Le grandezze analizzate più frequentemente sono la frequenza di risonanza, l'ampiezza del minimo o del massimo, la larghezza di banda e il fattore di qualità. Appartengono a questa famiglia numerosi dispositivi planari, come *Split-Ring Resonator* (SRR), *Complementary Split-Ring Resonator* (CSRR) e antenne utilizzate come elementi sensibili attraverso l'analisi delle variazioni della propria risonanza [17–19].

Accanto ai dispositivi risonanti esistono anche metodi a banda larga, o *broadband*, come sonde coassiali *open-ended*, linee di trasmissione e guide d'onda, utilizzati soprattutto per la caratterizzazione delle proprietà dielettriche

di un materiale su intervalli estesi di frequenza. Nel presente lavoro, una sonda coassiale *open-ended* viene infatti utilizzata per la caratterizzazione dielettrica dei phantom, come descritto nel Capitolo 4.

Indipendentemente dal tipo di sensore, la risposta elettromagnetica può essere acquisita mediante differenti parametri di scattering.

Nei sistemi a una porta viene analizzato il coefficiente di riflessione $\boldsymbol{S_{11}}$, che descrive il rapporto complesso tra l'onda riflessa e l'onda incidente alla porta di ingresso. Il suo modulo viene comunemente espresso in decibel come:

$$S_{11,dB} = 20\log_{10} | S_{11} |$$

Nel caso di un dispositivo risonante, il modulo di S_{11} presenta generalmente un minimo in corrispondenza della risonanza. Una variazione delle proprietà del materiale posto a contatto con il sensore può modificarne la posizione, l'ampiezza e la larghezza, alterando più in generale la forma dello spettro.

La risposta del sensore può quindi essere interpretata come una firma spettrale del sistema sensore–campione. La frequenza di risonanza rappresenta uno dei parametri più immediati da analizzare, ma nei sistemi più complessi può essere utile considerare anche ampiezza, larghezza e forma complessiva della curva. Per questo motivo, alcuni studi hanno affiancato ai parametri risonanti tecniche di analisi multivariata e algoritmi di *machine learning* [19,20].

Nei sistemi a due porte può essere invece analizzato il parametro di trasmissione S_{21}, che rappresenta la quota di segnale trasferita dalla porta di ingresso alla porta di uscita. In tali configurazioni possono essere considerate variazioni di ampiezza e fase del segnale dopo l'interazione con il materiale.

Nel presente lavoro, per entrambi i dispositivi viene acquisito il coefficiente di riflessione S_{11}. L'analisi si concentra principalmente sulla frequenza di risonanza e sulle variazioni di ampiezza e forma dello spettro al variare della struttura *tissue-mimicking* analizzata.

3.3 Stato dell'arte dei sensori a microonde per l'idratazione

Negli ultimi anni sono stati proposti diversi sistemi a microonde non invasivi per il monitoraggio dell'idratazione, con particolare attenzione allo strato cutaneo. La pelle è infatti direttamente accessibile e presenta proprietà dielettriche che variano con la sua composizione e con il contenuto acquoso [17–19].

Kilpijärvi et al. hanno proposto un metodo non invasivo basato su un sensore risonante a microonde, validato mediante phantom cutanei rappresentativi di differenti condizioni di idratazione. Lo studio ha mostrato che variazioni controllate delle proprietà dielettriche del campione producono modifiche misurabili della risposta risonante [17].

Cataldo et al. hanno sviluppato un sistema portatile di riflettometria a microonde per lo *skin sensing*, basato su un elemento sensibile flessibile e su strumentazione compatta. Il lavoro evidenzia la possibilità di trasferire il principio di misura da setup esclusivamente da laboratorio verso architetture più compatte e potenzialmente compatibili con applicazioni *wearable* [18].

Trovarello et al. hanno successivamente sviluppato un CSRR miniaturizzato operante nella banda 2–3 GHz per distinguere differenti condizioni di idratazione cutanea. Il dispositivo è stato analizzato mediante simulazioni elettromagnetiche su un modello multistrato e successivamente testato in vivo. Gli autori hanno inoltre utilizzato una classificazione multivariata basata su SIMCA, mostrando che l'informazione utile alla discriminazione può essere distribuita sull'intero spettro e non esclusivamente nella posizione del minimo di risonanza [19].

Un differente approccio è stato adottato da Afif et al., che hanno impiegato un'antenna patch risonante per monitorare il contenuto d'acqua di campioni di legno durante un processo di essiccazione [20]. Sebbene il materiale studiato non sia assimilabile direttamente a un tessuto biologico, il lavoro dimostra che una variazione del contenuto acquoso può modificare in maniera significativa

la risposta risonante dell'antenna e che anche in questo caso l'intero spettro può contenere informazione utile.

Nel complesso, questi studi mostrano che dispositivi a microonde di diversa geometria sono sensibili a variazioni delle proprietà dielettriche associate al contenuto acquoso e che l'informazione utile può essere ricavata sia dai singoli parametri risonanti sia dalla risposta spettrale complessiva. La maggior parte dei lavori in ambito biomedico è tuttavia focalizzata sul sensing superficiale, in particolare sulla pelle.

Rimane meno approfondita la possibilità di rilevare variazioni provenienti da volumi tissutali più profondi in presenza di strati superficiali con proprietà e spessori variabili, che possono influenzare la risposta complessiva del sensore. Questo aspetto costituisce uno dei principali elementi di interesse del presente lavoro.

3.4 Sensori impiegati nel presente lavoro

Nel presente lavoro vengono impiegati due dispositivi sviluppati dal gruppo di Campi Elettromagnetici del DEI "Guglielmo Marconi" dell'Università di Bologna: un ***Complementary Split-Ring Resonator*** **(CSRR)** e **un'antenna patch**. I due sensori, pur essendo entrambi dispositivi risonanti caratterizzati in riflessione, presentano geometrie e distribuzioni del campo elettromagnetico differenti. Tali caratteristiche determinano una diversa interazione con la struttura stratificata e costituiscono il principale motivo del loro impiego complementare nel presente studio.

3.4.1 Complementary split-ring resonator

Il *Complementary Split-Ring Resonator*, indicato con l'acronimo CSRR, è una struttura risonante planare ottenuta realizzando aperture ad anello nel piano metallico di un circuito stampato. Il termine *complementary* deriva dal fatto che la geometria è costituita da fessure ricavate nella metallizzazione, anziché da anelli metallici isolati come nel tradizionale *Split-Ring Resonator*.

Il comportamento del CSRR può essere interpretato, in prima approssimazione, mediante un circuito equivalente di tipo RLC [19]. Le correnti che scorrono nella struttura introducono un contributo induttivo, mentre le fessure e i gap tra le parti metalliche producono un contributo capacitivo. La frequenza di risonanza dipende quindi principalmente dall'induttanza equivalente L e dalla capacità equivalente C e può essere espressa come:

$$f_r \simeq \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

La componente resistiva R rappresenta invece le perdite dovute ai conduttori, al substrato e al materiale posto a contatto con il sensore. Essa contribuisce soprattutto alla profondità e alla larghezza della risonanza.

La geometria del risonatore, le dimensioni degli anelli e dei gap, le caratteristiche del substrato e il collegamento al connettore determinano la risposta del dispositivo. Il prototipo utilizzato nella presente tesi è realizzato su un circuito stampato in FR4. La struttura è collegata direttamente a un connettore SMA, soluzione che garantisce compattezza, robustezza meccanica e semplicità di connessione al VNA [19].

Il sensore presenta dimensioni complessive dell'ordine di $1{,}4 \times 1{,}4 \times 0{,}74\ cm^3$.

La geometria del dispositivo è riportata in *Figura 3.1*.

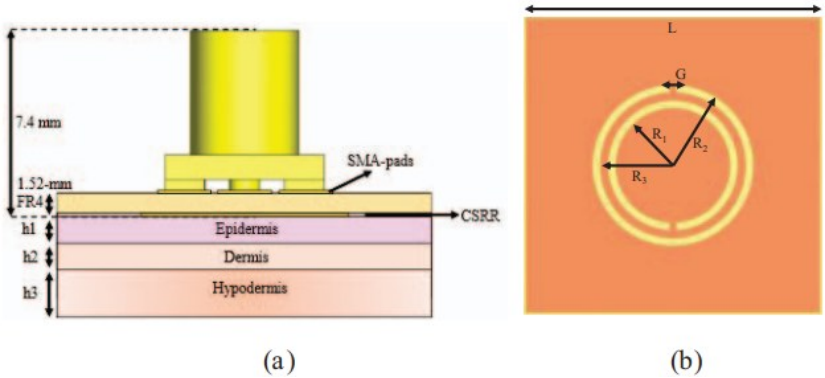


Figura 3.1 – Schema costruttivo del CSRR sviluppato dal gruppo di Campi Elettromagnetici del DEI "Guglielmo Marconi" dell'Università di Bologna [19].

Quando il CSRR è posto a contatto con un materiale, il campo elettrico concentrato nelle aperture e nelle regioni di *fringing* interagisce con il volume

immediatamente sovrastante. Il campione diventa quindi parte del carico elettromagnetico del risonatore.

Una variazione della permittività del materiale modifica la capacità equivalente del sistema e, di conseguenza, anche la frequenza di risonanza. In particolare, un aumento della permittività efficace tende ad aumentare la capacità equivalente e a spostare la risonanza verso frequenze più basse. Le perdite dielettriche e la conducibilità influenzano invece soprattutto l'attenuazione, la profondità del minimo e la larghezza della risonanza.

Nelle simulazioni riportate da Trovarello et al., il CSRR presenta una frequenza di risonanza di circa 2024 MHz nel modello di pelle idratata, 2060 MHz nella condizione normale e 2116 MHz nella condizione disidratata. Tra le due condizioni estreme viene quindi osservato uno spostamento complessivo di circa 92 MHz [19]. La risposta simulata è riportata in *Figura 3.2*.

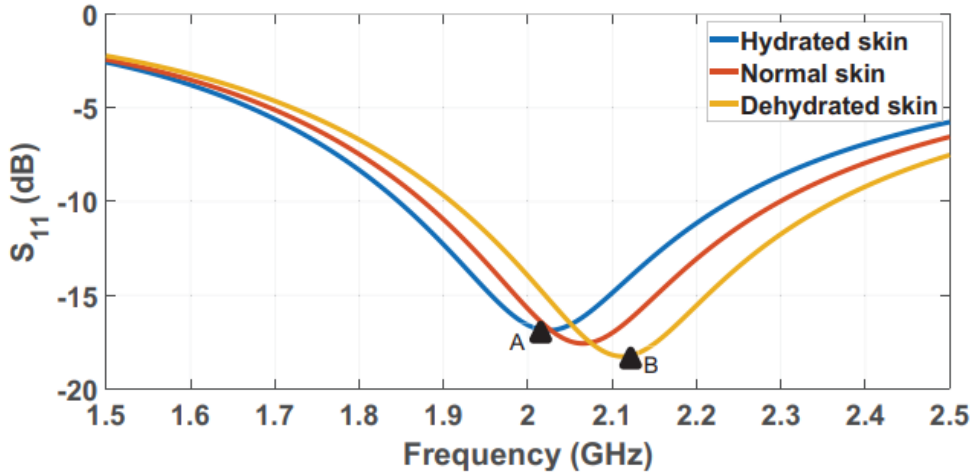
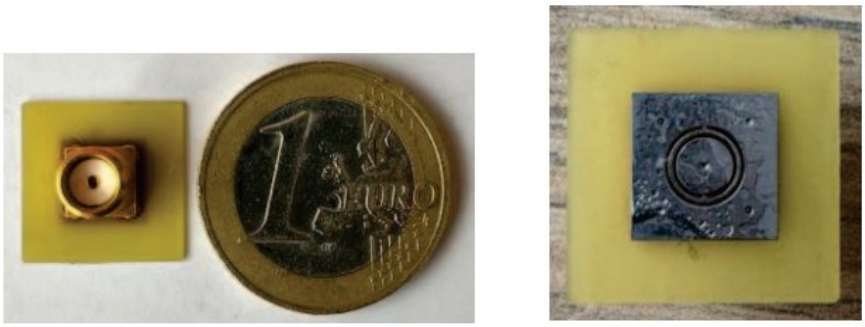


Figura 3.2 – Risposta simulata del CSRR per differenti condizioni dielettriche della pelle [19].

Questi valori dimostrano che il dispositivo è sensibile alle proprietà dielettriche della pelle. Non possono però essere considerati una calibrazione universale. La risposta effettiva dipende dalla geometria del sensore, dal modello di pelle utilizzato, dalla pressione di contatto e dalle condizioni sperimentali. Il prototipo utilizzato nelle misure sperimentali è mostrato in *Figura 3.3*.



(a) (b)

Figura 3.3 – Prototipo del CSRR utilizzato nelle misure sperimentali [19].

Nel CSRR, il campo elettromagnetico è fortemente localizzato vicino alla superficie. Il dispositivo opera soprattutto nella regione di campo vicino non radiativo, con un campo intenso in prossimità delle aperture. Allontanandosi dalla superficie, la sua intensità diminuisce rapidamente. Nelle simulazioni comparative di Trovarello et al., illustrate in *Figura 3.6*, il campo elettrico generato dal CSRR si riduce di circa il 32% dopo 1 mm e del 65% dopo 2 mm nel modello cutaneo [19]. Questi valori dipendono dalla specifica configurazione considerata, ma mostrano chiaramente che la risposta del sensore è dominata soprattutto dagli strati più superficiali. Questa proprietà costituisce un vantaggio quando l'obiettivo è monitorare direttamente la pelle, ma diventa un limite quando si vuole ottenere informazione dai tessuti sottostanti.

La rilevanza dello spessore superficiale è confermata anche da Omer et al., che hanno analizzato un sensore CSRR per il monitoraggio non invasivo del glucosio simulando strati cutanei di 0,5, 1,0 e 1,5 mm. L'aumento dello spessore della pelle riduceva l'interazione del campo con il campione sottostante e modificava la sensibilità del sistema [21]. Sebbene l'applicazione sia differente, il risultato mostra che lo spessore cutaneo non rappresenta un semplice dettaglio geometrico, ma una variabile capace di modificare direttamente la misura.

Nel contesto della presente tesi, il CSRR rappresenta pertanto il dispositivo maggiormente sensibile allo strato cutaneo e fornisce il riferimento necessario per valutare quanto le variazioni superficiali possano influenzare una misura effettuata mediante sensori a microonde.

3.4.2 Antenna patch

Il secondo dispositivo utilizzato è un'antenna patch a microstriscia. Nella sua configurazione più semplice, una patch è costituita da un elemento metallico radiante disposto su un substrato dielettrico e separato da un piano di massa. Le caratteristiche della risonanza dipendono dalla geometria dell'elemento radiante, dalle proprietà e dallo spessore del substrato e dalla modalità di alimentazione.

Per il modo fondamentale di una patch rettangolare, la frequenza di risonanza può essere descritta, in prima approssimazione, dalla relazione [22]:

$$f_r \simeq \frac{c}{2L_{\text{eff}}\sqrt{\varepsilon_{\text{eff}}}}$$

dove c è la velocità della luce nel vuoto, L_{eff} rappresenta la lunghezza elettrica efficace dell'elemento radiante ed ε_{eff} la permittività relativa efficace del sistema.

La relazione mostra che, a geometria invariata, un aumento della permittività efficace tende a determinare una diminuzione della frequenza di risonanza. Tale espressione rappresenta un modello semplificato della patch e non descrive da sola il comportamento di una configurazione reale caricata da materiali dispersivi e stratificati. È tuttavia utile per evidenziare il legame fisico tra il carico dielettrico visto dall'antenna e la posizione della risonanza.

L'antenna impiegata nella presente tesi è stata originariamente sviluppata dal gruppo dell'Università di Bologna come elemento sensibile per il monitoraggio del contenuto d'acqua in materiali volumetrici [20]. Essa opera intorno a 2,45 GHz ed è realizzata su substrato Rogers RO4360G2, caratterizzato da permittività relativa nominale pari a 6,15 e spessore di circa 0,61 mm. Il rame presenta uno spessore di 35 µm e l'alimentazione è di tipo coassiale. Le dimensioni esterne sono pari a circa 50×50 mm^2, mentre la patch centrale misura circa $24{,}4 \times 24{,}4$ mm^2 [20] (*Figura 3.4*).

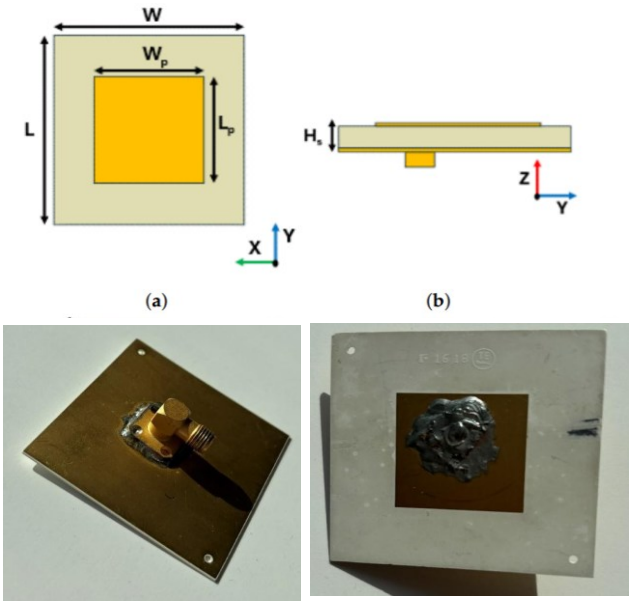


Figura 3.4 – Schema geometrico e prototipo dell'antenna patch utilizzata nel presente lavoro [20].

Quando la patch viene impiegata come sensore, il materiale posto sopra l'elemento radiante si comporta come un superstrato dielettrico. La sua presenza modifica la distribuzione del campo, la permittività efficace dell'ambiente circostante e l'impedenza d'ingresso dell'antenna. Queste variazioni si riflettono nella curva S_{11}, in particolare modificando la frequenza di risonanza, la profondità del minimo e la forma complessiva.

Un materiale caratterizzato da proprietà dielettriche differenti produce quindi un diverso carico elettromagnetico sull'antenna. Anche in questo caso la patch non restituisce direttamente il contenuto d'acqua, ma una firma spettrale dipendente dall'insieme delle proprietà del volume con cui il suo campo interagisce.

Afif et al. hanno utilizzato la stessa tipologia di antenna per monitorare il contenuto d'acqua di campioni di legno durante un processo di essiccazione. Il caricamento dell'antenna con legno asciutto o umido produceva variazioni rilevanti rispetto alla risposta in aria, sia nella frequenza sia nell'ampiezza del coefficiente di riflessione [20]. Gli autori hanno quindi applicato un modello multivariato all'intero spettro per stimare quantitativamente il contenuto d'acqua del campione (*Figura 3.5*).

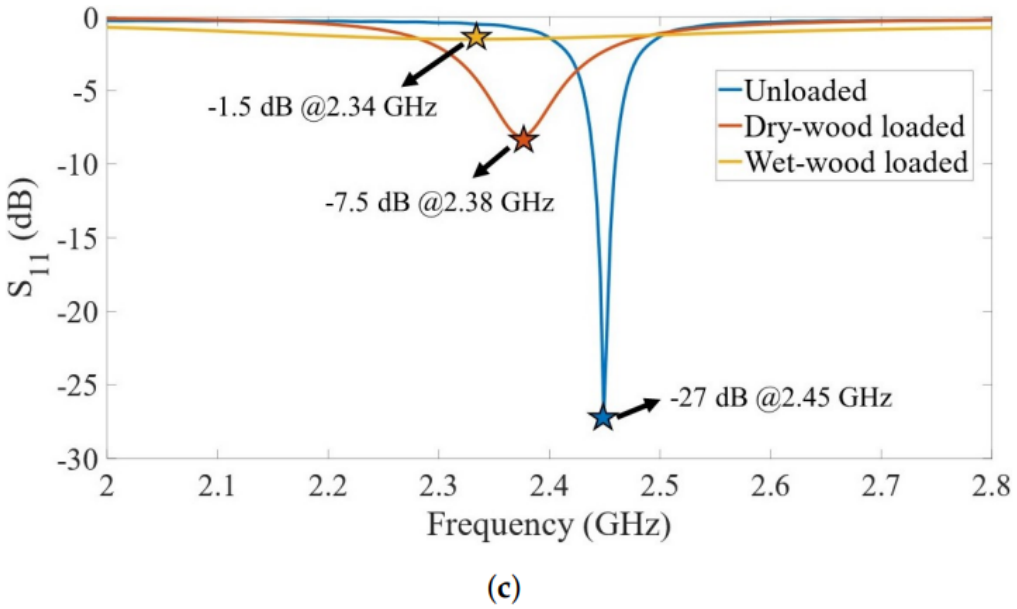


Figura 3.5 – Risposta simulata dell'antenna patch per differenti condizioni di carico [20].

Il legno non può essere considerato equivalente a un tessuto biologico e i risultati quantitativi dello studio non possono essere trasferiti direttamente ai phantom utilizzati nella presente tesi. Il lavoro è tuttavia rilevante dal punto di vista metodologico, perché dimostra che una patch può rilevare variazioni delle proprietà di un materiale volumetrico e che il suo spettro contiene informazioni associate al contenuto d'acqua del campione [20].

Un aspetto particolarmente rilevante dell'antenna patch riguarda il volume interessato dal campo elettromagnetico. La patch opera in una regione di campo vicino radiativo e presenta una distribuzione meno confinata alla superficie. Nelle simulazioni comparative di Trovarello et al., riportate in *Figura 3.6*, l'intensità del campo elettrico generato dalla patch si riduce di circa il 20% dopo 6 mm, mentre quella del CSRR decade molto più rapidamente nei primi millimetri [19]. Nel lavoro di Afif et al., condotto sul legno umido, il campo mostrava inoltre una riduzione di circa il 25% a 15 mm dall'interfaccia patch–campione [20]. I valori quantitativi dipendono dal materiale e dalla configurazione considerata, ma entrambi gli studi confermano una maggiore estensione spaziale dell'interazione della patch rispetto al CSRR.

3.4.3 Confronto tra CSRR e antenna patch

La principale differenza tra i due dispositivi riguarda la distribuzione spaziale del campo elettromagnetico e, di conseguenza, il volume del campione che contribuisce maggiormente alla risposta.

Il CSRR presenta un campo fortemente concentrato in prossimità della superficie e un rapido decadimento nei primi millimetri. Risulta pertanto particolarmente sensibile alle caratteristiche dello strato cutaneo e alle sue variazioni di spessore. L'antenna patch presenta invece un'interazione elettromagnetica più estesa e può quindi risentire anche delle proprietà dei materiali posti a maggiore profondità.

Il diverso decadimento del campo elettrico dei due dispositivi, discusso nei paragrafi precedenti, è confrontato direttamente in *Figura 3.6*.

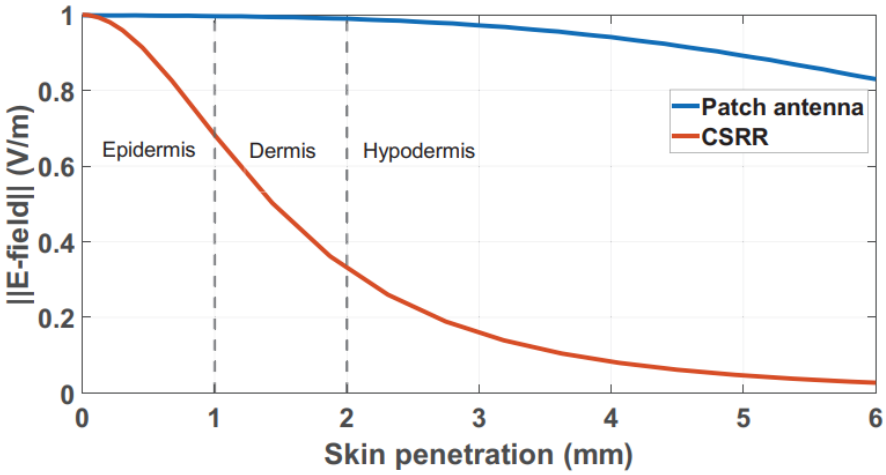


Figura 3.6 – Confronto simulato del decadimento del campo elettrico generato da CSRR e antenna patch in un modello multistrato [19].

La maggiore profondità di interazione della patch non implica tuttavia una selettività esclusiva nei confronti del volume profondo. In una struttura costituita da pelle, tessuto adiposo e materiale sottostante, tutti gli strati contribuiscono, seppure in misura differente, alla risposta del sensore. Il contributo proveniente dal volume profondo può quindi essere modificato o mascherato dalle caratteristiche degli strati superficiali.

Nel presente lavoro i due dispositivi vengono utilizzati in modo complementare. Il CSRR costituisce un riferimento per valutare la sensibilità

alle variazioni dello strato cutaneo, mentre l'antenna patch viene impiegata per verificare se variazioni controllate delle proprietà del volume profondo rimangano riconoscibili attraverso la struttura stratificata.

Per affrontare questo problema, il presente lavoro utilizza phantom *tissue-mimicking* stratificati, nei quali lo spessore dello strato cutaneo e la composizione del volume profondo possono essere variati in modo controllato. La realizzazione dei phantom, la loro caratterizzazione dielettrica e il protocollo sperimentale vengono descritti nel capitolo successivo.

CAPITOLO 4 – MATERIALI E METODI

4.1 Disegno sperimentale e ruolo dei phantom

Un phantom *tissue-mimicking* è un materiale artificiale progettato per riprodurre, in condizioni controllate, determinate caratteristiche di un tessuto biologico. A seconda dell'applicazione, può essere realizzato per simulare proprietà anatomiche, meccaniche o elettromagnetiche. Nel presente lavoro l'attenzione è rivolta principalmente alle proprietà dielettriche dei materiali, che determinano il modo in cui interagiscono con il campo elettromagnetico generato dai sensori a microonde [17,23–26]. Un phantom ha lo scopo di riprodurre gli aspetti di un tessuto reale rilevanti per la misura, senza doverne ricostruire ogni dettaglio.

I phantom costituiscono una fase intermedia tra le simulazioni numeriche e le misure in vivo. Le simulazioni permettono di prevedere il comportamento del campo elettromagnetico in modelli ideali, comportando inevitabilmente delle semplificazioni. Invece, le misure su soggetti reali includono la complessità biologica, ma rendono difficile controllare separatamente le singole variabili. Tra queste rientrano spessore cutaneo, distribuzione del grasso, temperatura, pressione di contatto, posizione del sensore e contenuto d'acqua del tessuto. I phantom permettono di studiare questi aspetti in condizioni controllate, consentendo di lavorare con materiali di composizione nota, ripetere le misure sullo stesso campione e modificare una variabile alla volta.

Nel presente lavoro viene adottato un modello stratificato costituito da uno strato superficiale di pelle phantom, uno strato adiposo intermedio e un volume profondo a diversa composizione acqua–olio. La stratificazione riproduce in forma semplificata il percorso seguito dal campo elettromagnetico quando il sensore viene applicato sulla superficie corporea: prima di interagire con il volume profondo, il campo interagisce necessariamente con gli strati superficiali. La struttura stratificata è mostrata in *Figura 4.1*.

La scelta di utilizzare un phantom multistrato è coerente con la letteratura sui modelli *tissue-mimicking* per applicazioni elettromagnetiche, che evidenzia l'importanza di riprodurre non soltanto le proprietà dielettriche dei singoli materiali, ma anche la loro disposizione geometrica e le interfacce tra gli strati [25,26]. In un sistema a microonde, infatti, il sensore non interagisce con ciascun tessuto in modo indipendente, ma con una permittività efficace determinata dall'intera distribuzione dei materiali attraversati dal campo.

Il disegno sperimentale comprende sei formulazioni del phantom profondo, indicate come G6.8O20, G6.8O30, G6.8O40, G6.8O50, G6.8O60 e G6.8O70, combinate con tre strati cutanei di spessore nominale pari a 1, 2 e 3 mm. Lo strato adiposo viene invece mantenuto costante.

In questo modo è possibile effettuare due confronti complementari: a spessore cutaneo costante vengono confrontati i phantom profondi, mentre a composizione profonda costante viene variato lo spessore della pelle. Il CSRR viene utilizzato soprattutto per valutare l'influenza dello strato superficiale, mentre l'antenna patch viene impiegata per verificare se le differenze del volume profondo rimangano riconoscibili attraverso la stratificazione.

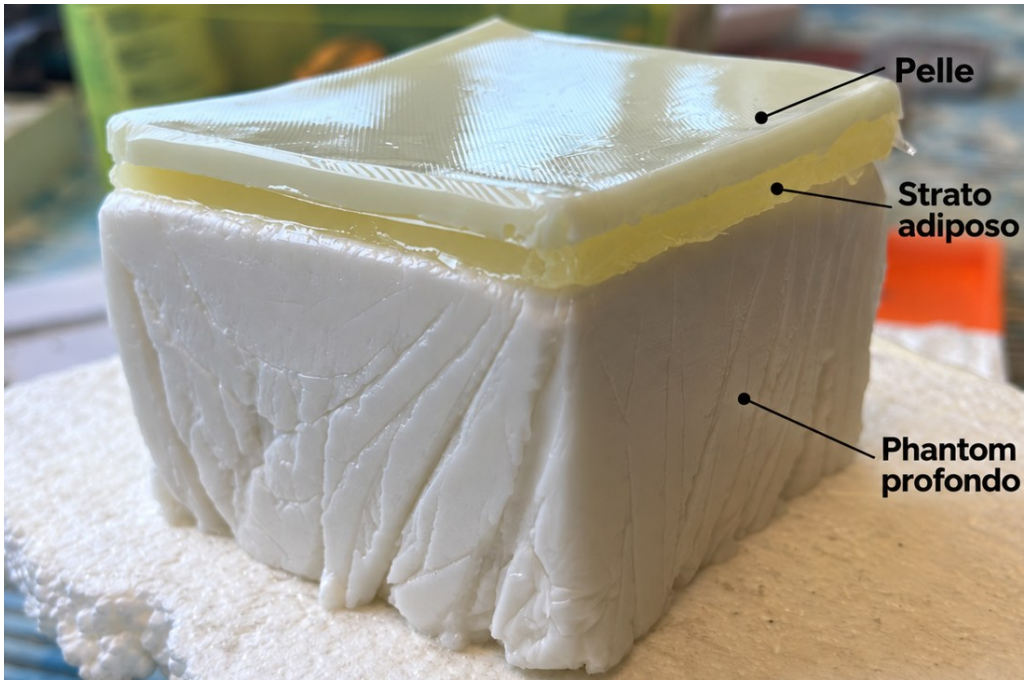


Figura 4.1 – Struttura del phantom stratificato.

4.2 Realizzazione dei phantom

Per la realizzazione dei diversi strati vengono utilizzate formulazioni e procedure specifiche, descritte nelle sezioni seguenti. Le quantità degli ingredienti vengono misurate mediante bilancia di precisione, cilindri graduati e pipettatrice elettronica.

4.2.1 Phantom profondo

Le formulazioni appartengono alla serie **G6.8Ox**, derivata dai phantom acqua–olio–gelatina sviluppati da Di Meo et al. per la riproduzione delle proprietà dielettriche di tessuti mammari con differente contenuto adiposo [24]. Nella serie utilizzata, la proporzione di gelatina viene mantenuta costante, mentre viene modificato il rapporto tra fase acquosa e fase oleosa.

Nella nomenclatura adottata, la lettera G identifica il contenuto di gelatina e il valore che la segue ne indica la quantità riferita a 100 mL di fase acqua–olio, mentre il valore che segue la lettera O indica la percentuale nominale di olio rispetto alla sola fase acqua–olio. G6.8O20 contiene quindi una frazione acquosa maggiore rispetto a G6.8O70.

Poiché l'acqua presenta una permittività molto superiore rispetto all'olio, la variazione del rapporto tra le due fasi consente di ottenere phantom profondi con diverso contenuto acquoso e proprietà dielettriche differenti. Le sei formulazioni costituiscono pertanto una scala compositiva e dielettrica controllata e non corrispondono a sei specifici livelli fisiologici noti di idratazione. La loro funzione è fornire un insieme di materiali sufficientemente separati dal punto di vista elettromagnetico da permettere di valutare la capacità dei sensori di distinguerli.

Le quantità di riferimento per le formulazioni utilizzate sono riportate nella *Tabella 4.1* e si riferiscono a una fase acqua–olio complessiva pari a 100 mL. Per la realizzazione dei blocchi profondi di circa 6 cm di spessore, tali quantità vengono moltiplicate per un fattore di scala pari a 7.

Tabella 4.1 – Composizione dei phantom profondi e dello strato cutaneo [23,24].

Miscela	Acqua (mL)	Gelatina (g)	Olio (mL)	Detergente (mL)
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-pelle	68	6,8	33	3,8

La gelatina conferisce al phantom la consistenza necessaria a mantenere la forma dopo la solidificazione. Il detergente viene utilizzato come tensioattivo, perché favorisce la dispersione della fase oleosa in quella acquosa e permette di ottenere un'emulsione sufficientemente uniforme.

Per ciascuna formulazione, la quantità prevista di acqua viene versata in un becher, che viene poi posto su una piastra riscaldante con agitazione magnetica. Quando la temperatura raggiunge circa 50 °C, la gelatina viene aggiunta lentamente a filo. La miscela viene mantenuta in agitazione per evitare la formazione di grumi.

Durante la dissoluzione della gelatina viene impostata una velocità iniziale indicativa dell'ordine di 500–600 rpm. Questo valore viene regolato in base al volume contenuto nel becher e alle caratteristiche della piastra. L'agitazione viene mantenuta a un livello sufficiente a disperdere la gelatina, senza creare un vortice troppo profondo o favorire l'incorporazione di aria.

Una volta ottenuta una soluzione omogenea e priva di grumi, la temperatura viene aumentata gradualmente fino a circa 80–85 °C; durante questa fase il becher viene mantenuto coperto, quando possibile, mediante un foglio di alluminio, così da limitare l'evaporazione dell'acqua. Questo accorgimento è particolarmente importante perché una perdita non controllata della fase acquosa modificherebbe il rapporto acqua–olio effettivo e, di conseguenza, le proprietà dielettriche finali del phantom.

Raggiunta la completa dissoluzione della gelatina, il riscaldamento viene interrotto e la fase acquosa viene lasciata raffreddare fino a circa 65 °C. Contemporaneamente, l'olio di girasole viene riscaldato separatamente fino a una temperatura simile, così da limitare la discontinuità termica tra le due fasi. A questo punto, l'olio e il detergente vengono aggiunti alla soluzione acqua–gelatina, mantenuta sotto agitazione, e la velocità di rotazione viene adattata alla percentuale di olio della formulazione. Le miscele a maggiore contenuto acquoso, come G6.8O20 e G6.8O30, richiedono generalmente velocità inferiori rispetto alle formulazioni maggiormente oleose, come G6.8O60 e G6.8O70. Come riferimento operativo vengono utilizzati regimi dell'ordine di 700–900 rpm per le formulazioni a minore contenuto oleoso, aumentando progressivamente fino a circa 1400–1500 rpm per quelle contenenti una maggiore quantità di olio. Tali valori non costituiscono tuttavia parametri assoluti, poiché il comportamento della miscela dipende anche dal volume, dal becher e dalla piastra utilizzata. Il criterio principale è ottenere un'emulsione uniforme, evitando la formazione di bolle o di un vortice eccessivo.

La miscela viene mantenuta in agitazione anche durante il raffreddamento, per limitare la separazione delle fasi. Con l'aumento della viscosità, l'emulsione diventa progressivamente più stabile. Quando la miscela raggiunge una temperatura di circa 34–35 °C e presenta una consistenza ancora adatta alla colata, viene versata lentamente nello stampo, facendo attenzione a evitare movimenti bruschi e a non inglobare aria. Vengono utilizzati stampi a base quadrata di 10 × 10 cm e altezza complessiva di 7 cm; la miscela viene colata fino a ottenere uno spessore finale di circa 6 cm, così da realizzare un volume sufficientemente esteso rispetto alla regione interrogata dal sensore e ridurre l'influenza del fondo del contenitore sulla risposta elettromagnetica.

I contenitori vengono successivamente posti in frigorifero fino alla completa solidificazione, il cui tempo varia in funzione del volume e della composizione del campione, risultando generalmente maggiore per i phantom a più elevato contenuto acquoso. Prima dell'utilizzo, i phantom vengono riportati a temperatura ambiente e controllati visivamente; vengono esclusi i campioni

con evidenti separazioni di fase, bolle, irregolarità marcate o superficie non sufficientemente piana.

Le principali fasi della preparazione sono mostrate in *Figura 4.2*.

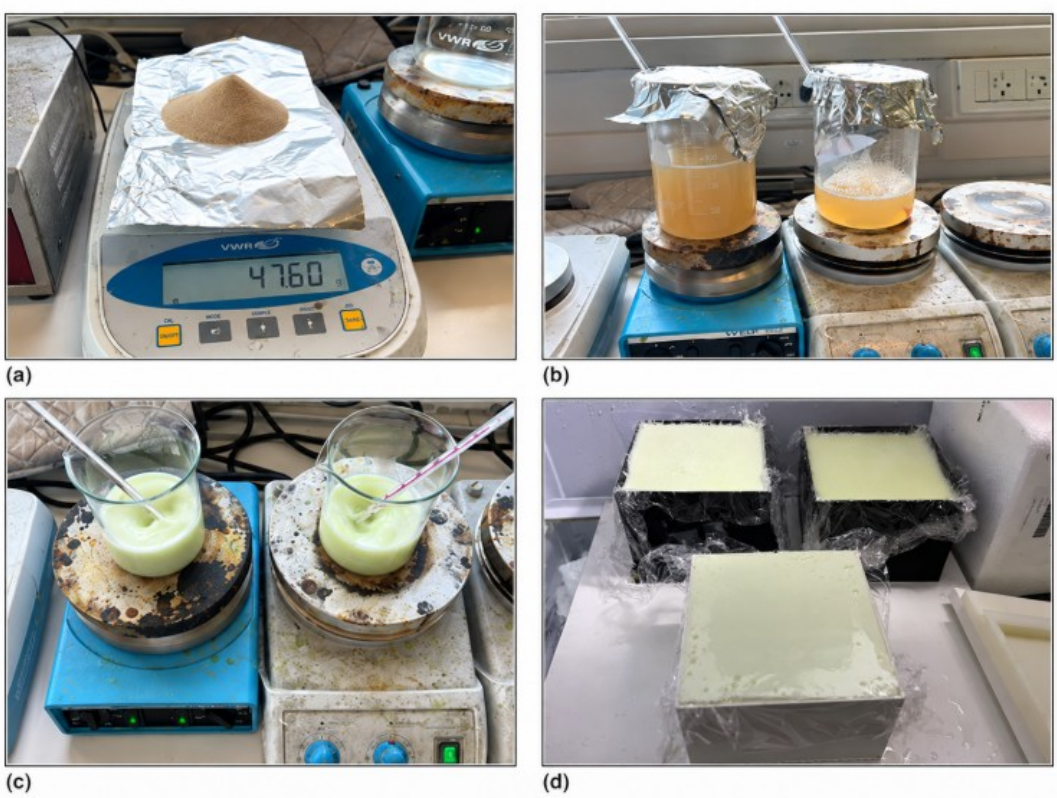


Figura 4.2 – Principali fasi della preparazione dei phantom profondi: (a) pesata; (b) riscaldamento; (c) emulsione; (d) solidificazione.

4.2.2 Strato adiposo

Lo strato adiposo è interposto tra il phantom della pelle e il volume profondo e ha la funzione di rappresentare la regione sottocutanea a prevalente contenuto lipidico. La sua presenza introduce nel modello uno strato con proprietà dielettriche inferiori rispetto ai materiali maggiormente ricchi d'acqua e separa fisicamente la pelle dal volume profondo.

Nel presente lavoro viene utilizzato un phantom adiposo semplificato, basato su formulazioni a bassa permittività riportate in letteratura [24], costituito da 50 mL di Polysorbate 80 e 2,5 g di indurente Kokubo, senza aggiunta di acqua o olio di girasole. Lo strato viene realizzato con uno spessore nominale di circa 5 mm, mantenuto costante in tutte le configurazioni sperimentali. A differenza della pelle e del volume profondo, il tessuto adiposo non rappresenta

quindi una variabile dello studio, così da non introdurre un'ulteriore sorgente di variazione nel confronto tra le diverse configurazioni.

Per la preparazione, il Polysorbate 80 viene versato in un becher e posto su piastra riscaldante sotto agitazione magnetica. Il Kokubo viene aggiunto progressivamente e la miscela viene riscaldata fino a circa 85 °C, mantenendo l'agitazione fino alla completa dissoluzione dell'indurente. Il termine di questa fase viene identificato dalla scomparsa dei granuli e dal raggiungimento di un composto trasparente e uniforme.

Una volta ottenuta una soluzione omogenea, il composto viene versato in uno stampo piano (*Figura 4.3*) e lasciato raffreddare fino alla solidificazione. Prima dell'impiego vengono controllate l'uniformità dello spessore e l'assenza di bolle, fratture o residui non disciolti.

Figura 4.3 – Colata dello strato adiposo nello stampo.

4.2.3 Strato cutaneo

Lo strato cutaneo rappresenta la principale variabile geometrica del modello. La formulazione utilizzata è la **G6.7O32.7**, riportata in *Tabella 4.1* e proposta da Di Meo et al. per la realizzazione di *skin phantom* a basso costo e caratterizzata nell'intervallo compreso tra 0,5 e 40 GHz [23].

Sono prodotti strati con spessore nominale di 1, 2 e 3 mm, così da valutare in modo controllato l'effetto dell'aumento dello spessore cutaneo sulla risposta dei sensori; lo spessore di 3 mm rappresenta la condizione più severa tra quelle considerate.

Per preparare contemporaneamente i tre spessori viene utilizzata una quantità tripla della ricetta base: 204 mL di acqua deionizzata, 99 mL di olio di girasole, 20,4 g di gelatina e 11,4 mL di detergente. La sequenza di riscaldamento, dissoluzione della gelatina, aggiunta di olio e detergente ed emulsificazione segue quella descritta per i phantom profondi; la differenza principale riguarda la fase di colata e il controllo dello spessore.

Gli strati vengono realizzati in stampi prodotti mediante stampa 3D, con base di 5 × 5 cm e altezza complessiva di 1 cm. All'interno dello stampo vengono inseriti riferimenti rigidi di 1, 2 e 3 mm, che permettono di visualizzare il livello raggiunto dalla miscela e di interrompere la colata in corrispondenza dello spessore nominale desiderato.

La base dello stampo viene rivestita con una sottile pellicola plastica, fatta aderire mediante un velo di olio. Lo stampo viene quindi posizionato in frigorifero e la sua orizzontalità viene verificata mediante una livella a bolla, così da limitare variazioni di spessore dovute all'inclinazione del supporto. La miscela viene successivamente colata fino al riferimento desiderato e lasciata solidificare senza spostare lo stampo (*Figura 4.4*).

Dopo la solidificazione, gli strati cutanei vengono rimossi con cautela, sfruttando la pellicola sottostante per facilitarne il distacco. I campioni vengono quindi controllati in più punti mediante calibro ed esclusi qualora presentino fratture, pieghe, raggrinzimenti o evidenti disuniformità di spessore.

Gli strati cutanei vengono preparati nella stessa giornata delle misure, poiché la conservazione prolungata in frigorifero tende a favorire raggrinzimento, perdita di planarità e maggiore fragilità, compromettendo la ripetibilità del contatto.

Contemporaneamente viene preparata una quantità aggiuntiva della stessa formulazione, colata in un contenitore separato con spessore maggiore e destinata alla caratterizzazione dielettrica, evitando così di danneggiare gli strati sottili utilizzati con i sensori.

Figura 4.4 – Strati cutanei G6.7O32.7 negli stampi 3D durante la solidificazione in frigorifero.

Per quanto riguarda l'assemblaggio della struttura stratificata, il phantom profondo viene posto alla base, lo strato adiposo viene appoggiato sulla sua superficie e, infine, viene posizionato lo strato cutaneo dello spessore previsto. Le interfacce vengono controllate per evitare pieghe, bolle o zone di distacco, che potrebbero introdurre discontinuità dielettriche.

4.3 Caratterizzazione dielettrica

Le proprietà dielettriche dei phantom profondi e del materiale utilizzato per la pelle vengono misurate tramite una **sonda coassiale *open-ended* Keysight 85070E**, collegata a un ***Vector Network Analyzer*** **Keysight E8361C** [27,28]. La sonda può essere considerata come l'estremità aperta di una linea coassiale. Quando viene posta a contatto con il campione, il campo elettromagnetico presente in prossimità della punta interagisce con il materiale e modifica il coefficiente di riflessione misurato dal VNA.

Il software associato al sistema ricava da tale misura la parte reale ε' e la parte immaginaria ε'' della permittività relativa complessa.

La tecnica consente quindi di caratterizzare i materiali su un ampio intervallo di frequenze e di verificare direttamente le differenze dielettriche tra le formulazioni O20–O70 e la ricetta cutanea G6.7O32.7.

Prima delle misure viene eseguita la calibrazione **open–short–water** (*Figura 4.5*), guidata dal software del Keysight 85070E. La procedura utilizza tre condizioni note, usate come riferimento:

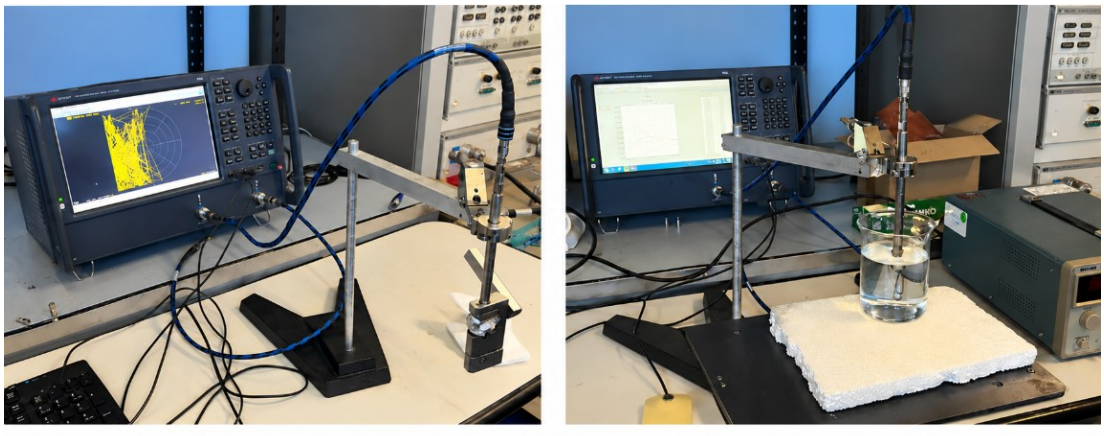
1. **Open:** la punta della sonda viene lasciata libera in aria, senza materiali nelle immediate vicinanze.

2. **Short:** la punta viene posta a contatto con il blocco metallico di corto circuito fornito con il kit, verificando che il contatto sia completo.

3. **Water:** la sonda viene posta a contatto con acqua a temperatura nota, utilizzata come riferimento dielettrico.

Tra un passaggio e il successivo, la punta della sonda viene pulita e asciugata con cura, per evitare residui che potrebbero alterare la calibrazione. La temperatura dell'acqua viene misurata e inserita nel software, poiché le sue proprietà dielettriche variano in funzione della temperatura. Questa procedura permette di correggere gli errori sistematici del setup e di riferire la misura all'estremità aperta della sonda.

Una volta completata la calibrazione, cavo e sonda vengono mossi il meno possibile. Movimenti o piegature del cavo possono modificare la fase del segnale e richiedere la ripetizione della procedura.



(a) (b)

Figura 4.5 – Fasi della calibrazione open–short–water della sonda coassiale: (a) short; (b) water.

Per la misura, il phantom viene portato a contatto con la punta della sonda utilizzando una superficie il più possibile piana e omogenea. Se la superficie esterna del blocco presenta irregolarità, il campione viene tagliato per esporre una sezione interna più uniforme (*Figura 4.6*). Il contatto deve essere completo e senza la presenza di intercapedini d'aria, perché anche una piccola bolla tra la sonda e il materiale può modificare sensibilmente il valore misurato. Viene applicata una pressione lieve e ripetibile, sufficiente a garantire il contatto ma non tale da comprimere o deformare eccessivamente il phantom [27,29].

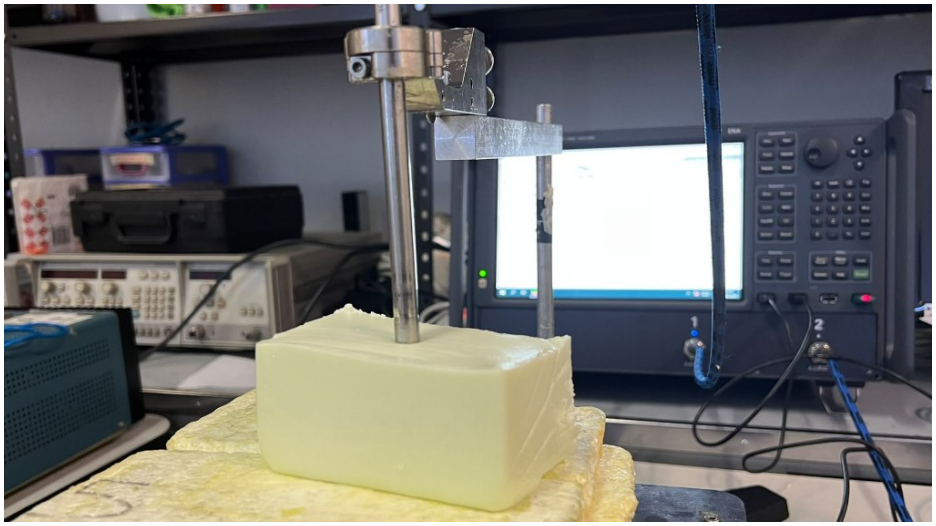


Figura 4.6 – Esempio di caratterizzazione dielettrica di un phantom profondo.

Per ciascun phantom profondo vengono acquisiti più punti della superficie, così da controllare l'omogeneità locale del materiale e individuare eventuali differenze dovute a bolle, separazione delle fasi o accumuli di olio. Prima di passare da un punto o da un campione al successivo, la punta della sonda viene pulita per evitare contaminazioni tra le miscele.

Gli strati cutanei sottili non vengono misurati direttamente, poiché il contatto con la sonda potrebbe danneggiarli e il ridotto spessore potrebbe rendere la misura influenzata dal materiale sottostante. Viene quindi caratterizzato il campione più spesso, preparato dalla stessa miscela nella medesima giornata.

La caratterizzazione dielettrica viene effettuata dopo le acquisizioni con i sensori e per ogni misura vengono registrati la frequenza, ε', ε'', la temperatura e le informazioni identificative del campione. Essa costituisce quindi un

controllo indipendente delle proprietà dei materiali utilizzati. Verificare che le formulazioni presentino differenze dielettriche coerenti con il diverso rapporto acqua–olio permette di interpretare correttamente le variazioni di $|S_{11}|$ osservate con CSRR e antenna patch e di stabilire se possano essere associate alle caratteristiche dei phantom.

4.4 Setup VNA e calibrazione dei sensori

Le misure con CSRR e antenna patch vengono eseguite mediante un *Vector Network Analyzer* Keysight E8361C, utilizzato in configurazione a una porta per acquisire il coefficiente di riflessione S_{11}.

Per entrambi i sensori, l'intervallo di frequenza viene impostato tra 0,5 e 10 GHz, con una potenza di uscita pari a 0 dBm e uno sweep costituito da 3201 punti. La banda selezionata comprende le regioni di risonanza del CSRR e dell'antenna patch e permette di osservare anche eventuali variazioni della forma complessiva dello spettro.

Prima di iniziare le acquisizioni viene eseguita una calibrazione in riflessione all'estremità del cavo, utilizzando il kit Keysight 85052B da 3,5 mm (*Figura 4.7*). Poiché la misura riguarda esclusivamente il parametro S_{11}, vengono impiegati i tre standard:

- **open**, corrispondente a una terminazione aperta;
- **short**, corrispondente a una terminazione in corto circuito;
- **load**, costituito da un carico adattato.

La procedura costituisce una calibrazione a una porta di tipo **Open–Short–Load (OSL)** e consente di correggere i principali errori sistematici della misura in riflessione, portando il piano di riferimento all'estremità del cavo alla quale viene successivamente collegato il sensore. Gli standard vengono collegati in successione all'estremità del cavo e serrati mediante chiave dinamometrica, così da ottenere connessioni meccanicamente ripetibili senza danneggiare i connettori.

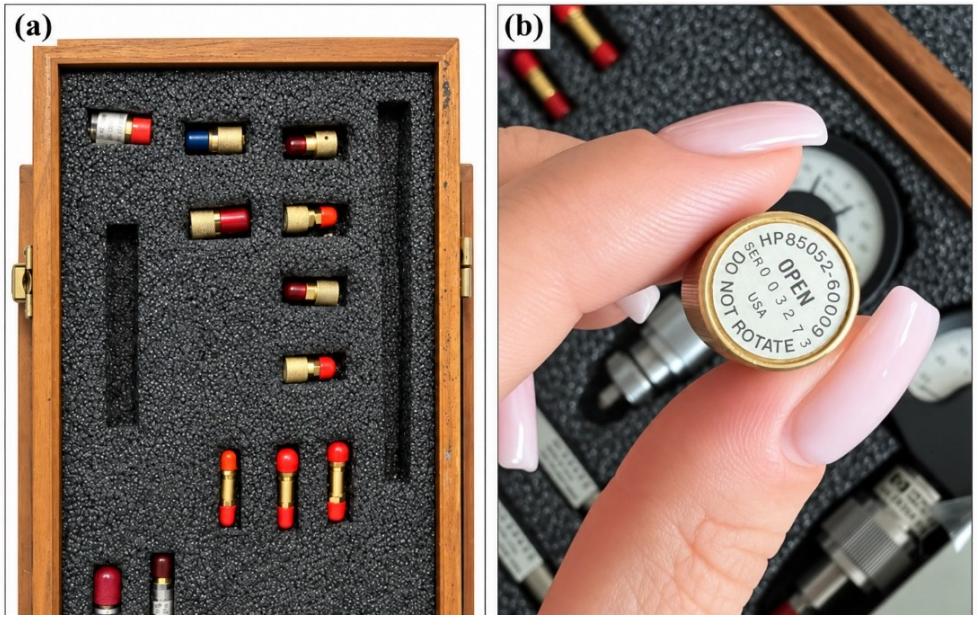


Figura 4.7 – Kit 85052B utilizzato per la calibrazione open–short–load del VNA.

Al termine della calibrazione, il kit viene rimosso e viene connesso il CSRR o l'antenna patch. La calibrazione viene ripetuta qualora il cavo venga scollegato o spostato sensibilmente rispetto alla configurazione iniziale.

Durante il controllo preliminare il VNA viene utilizzato con trigger continuo, in modo da osservare la curva in tempo reale. L'acquisizione viene salvata soltanto quando lo spettro risulta stabile.

Il setup meccanico, mostrato in *Figura 4.8*, comprende un movimentatore, una bilancia digitale e un sistema di posizionamento del sensore. La bilancia permette di controllare il carico applicato durante il contatto, mantenendolo moderato e confrontabile tra le diverse acquisizioni. La posizione del cavo e l'orientamento del sensore vengono mantenuti invariati, per quanto possibile. Le misure vengono effettuate nella stessa regione centrale del phantom. Gli oggetti metallici non appartenenti al setup vengono tenuti lontani dall'area di misura, poiché possono influenzare il campo elettromagnetico e alterare la risposta rilevata.

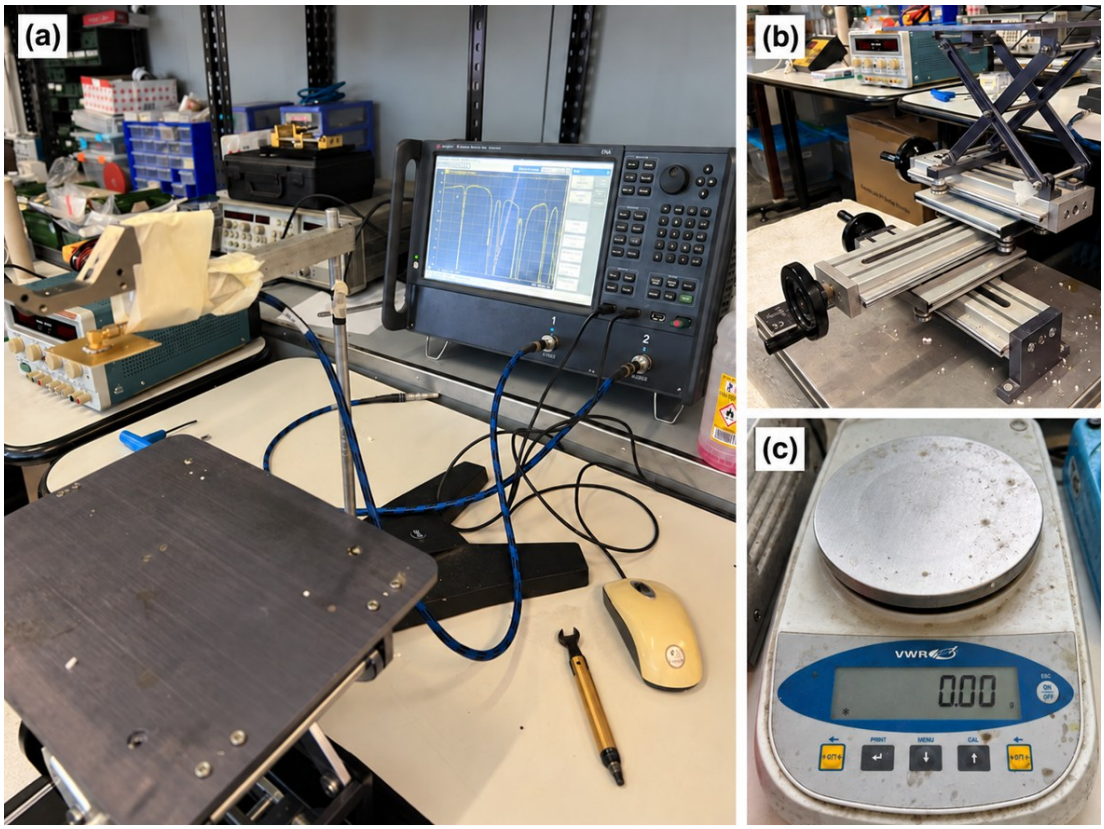


Figura 4.8 – Setup sperimentale: (a) sistema di misura, (b) movimentatore, (c) bilancia digitale.

4.5 Misure con CSRR e antenna patch

Per entrambi i dispositivi il phantom stratificato viene collocato sulla bilancia posta sopra il movimentatore, con lo strato cutaneo rivolto verso il sensore. Il campione viene sollevato lentamente fino al contatto con il sensore. Durante questa fase vengono controllate l'integrità e la planarità della pelle, assicurandosi che non rimangano intercapedini d'aria. Un contatto insufficiente introdurrebbe uno strato dielettrico non previsto, mentre una pressione eccessiva potrebbe comprimere o danneggiare la pelle, modificandone lo spessore effettivo.

Il sensore viene posizionato nella regione centrale della stratificazione e mantenuto con orientamento costante. Tra un'acquisizione e la successiva viene sollevato e riposizionato nella stessa area generale, così da includere nel dataset anche la variabilità dovuta a piccoli riposizionamenti e alle disomogeneità locali. Per entrambi i sensori, nell'analisi vengono considerate la frequenza e l'ampiezza del minimo di S_{11}, insieme alla forma complessiva dello spettro.

Nel caso del CSRR, il dispositivo viene fissato al sistema di posizionamento per mantenerne stabile l'orientamento, come mostrato in *Figura 4.9*. Le misure sono utilizzate principalmente per valutare l'effetto dello strato cutaneo, confrontando le configurazioni da 1, 2 e 3 mm a composizione profonda invariata.

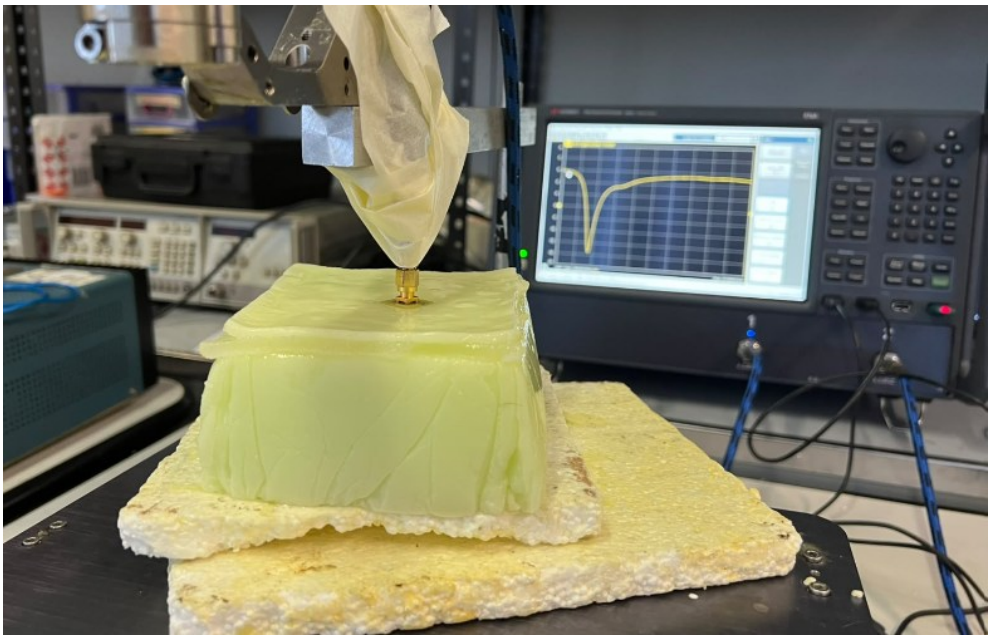


Figura 4.9 – Setup utilizzato per le misure con CSRR.

Le misure con antenna patch vengono eseguite utilizzando la stessa configurazione del VNA e gli stessi parametri di acquisizione (*Figura 4.10*). Rispetto al CSRR, l'antenna patch presenta una superficie di interazione più estesa; è pertanto necessario controllare attentamente la planarità dell'intera area sottostante al dispositivo e la continuità delle interfacce tra i diversi strati.

Durante le acquisizioni il cavo viene disposto lateralmente, il più possibile parallelo al piano del campione, così da evitare che il suo peso o la sua curvatura sollevino un bordo della patch e producano un contatto non uniforme.

La patch viene utilizzata principalmente per valutare la sensibilità del sensore alle proprietà del volume profondo del phantom stratificato. Rispetto al CSRR, presenta infatti un'interazione elettromagnetica più estesa e può quindi risentire non soltanto dello strato superficiale, ma anche delle proprietà dielettriche del materiale sottostante.

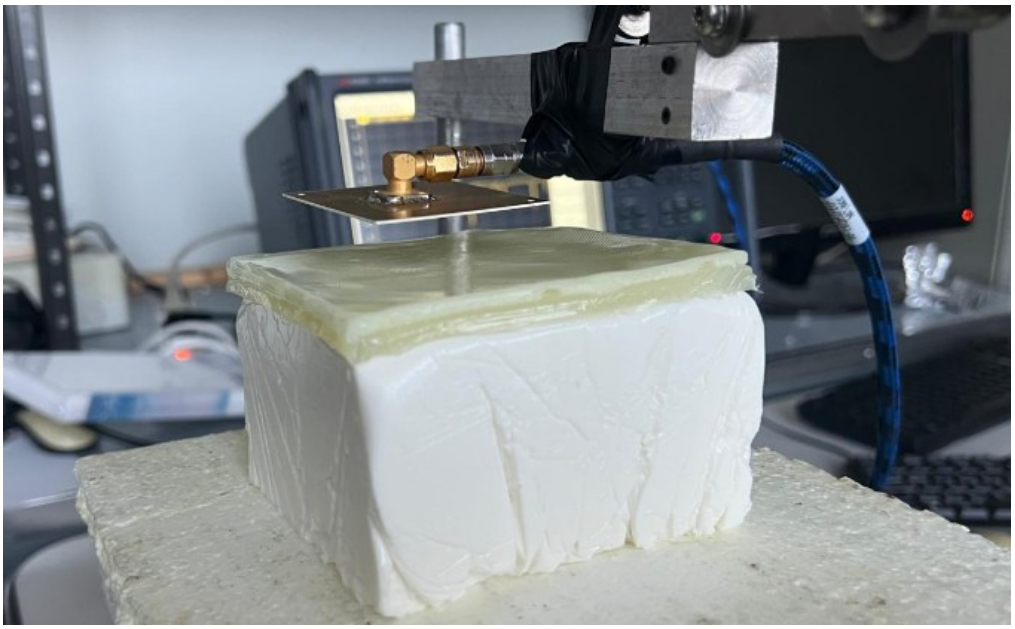


Figura 4.10 – Setup utilizzato per le misure con antenna patch.

4.6 Organizzazione dei dati e protocolli di acquisizione

Nel presente lavoro è stata condotta un'ampia campagna sperimentale, articolata in due protocolli di acquisizione. I due protocolli utilizzano lo stesso setup sperimentale e gli stessi parametri di acquisizione, ma differiscono nell'ordine con cui vengono combinati lo spessore dello strato cutaneo e la formulazione del phantom profondo.

Nel **primo protocollo**, per ciascuna formulazione del phantom profondo G6.8O20–G6.8O70, il volume profondo viene mantenuto invariato mentre vengono applicati in successione gli strati cutanei di 1, 2 e 3 mm. Completata la sequenza dei tre spessori, si passa al phantom profondo successivo. Il protocollo è quindi finalizzato principalmente al confronto *intra-phantom*, permettendo di valutare l'effetto dello spessore cutaneo a composizione profonda invariata.

Nel **secondo protocollo**, invece, viene fissato lo spessore cutaneo e i phantom profondi G6.8O20–G6.8O70 vengono misurati consecutivamente nell'ambito della stessa sessione sperimentale, mantenendo per l'intera sequenza lo stesso strato cutaneo. Lo strato adiposo viene rimosso e riposizionato insieme al nuovo phantom profondo. Solo dopo il completamento della sequenza O20–O70 viene modificato lo spessore della pelle. Questa

organizzazione è finalizzata al confronto *inter-phantom* e riduce la variabilità associata alla sostituzione dello strato cutaneo.

Per ciascuna configurazione sono state effettuate acquisizioni ripetute, allo scopo di valutare la variabilità della risposta nelle medesime condizioni sperimentali e di ottenere una curva rappresentativa non dipendente dalla singola acquisizione. Ogni acquisizione viene salvata dal VNA in formato Touchstone .s2p, preservando i parametri di scattering complessi nell'intero intervallo di frequenza acquisito. I dati vengono successivamente organizzati in file di riepilogo Excel nei quali le misure sono associate al sensore utilizzato, alla formulazione del phantom profondo, allo spessore cutaneo e alla relativa campagna sperimentale. A tali informazioni vengono inoltre associate le caratterizzazioni dielettriche dei materiali impiegati.

L'elaborazione e il confronto dei dati ottenuti mediante i due protocolli sono presentati nel Capitolo 5.

CAPITOLO 5 – RISULTATI

I risultati sperimentali sono organizzati secondo i principali obiettivi del lavoro: caratterizzazione dielettrica dei materiali *tissue-mimicking*, analisi dell'effetto dello spessore cutaneo e valutazione della sensibilità dei sensori alle variazioni del volume profondo.

5.1 Proprietà dielettriche dei phantom

Le formulazioni G6.8Ox sono state caratterizzate tra 0,5 e 40 GHz, così da verificarne le proprietà dielettriche e supportare l'interpretazione delle misure con i sensori. Come descritto nel Capitolo 4, passando da O20 a O70 diminuisce progressivamente la frazione acquosa della miscela.

Per ciascuna formulazione sono state analizzate tre preparazioni indipendenti, indicate nei grafici come M1, M2 e M3. Su ciascun phantom sono state effettuate tre acquisizioni in punti differenti della superficie, successivamente mediate per ottenere una curva rappresentativa della singola preparazione. Le acquisizioni sullo stesso phantom permettono di verificare la consistenza spaziale del materiale, mentre il confronto tra le tre curve rappresentative consente di valutare la riproducibilità della formulazione prima di procedere al confronto complessivo tra i diversi livelli O20–O70.

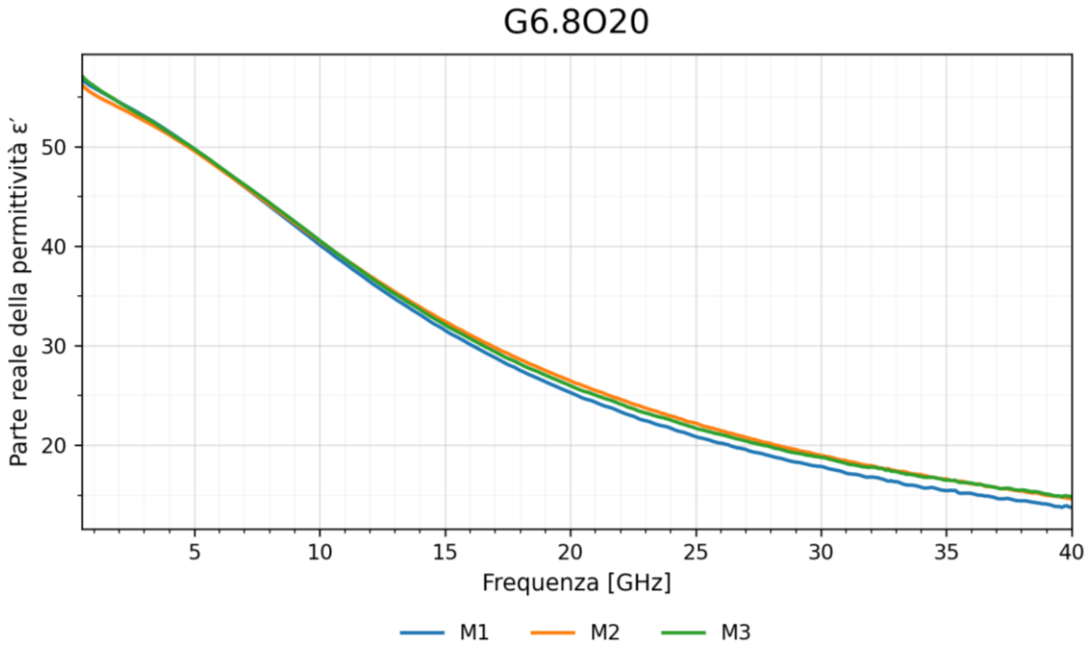


Figura 5.1 – Parte reale della permittività del phantom G6.8O20.

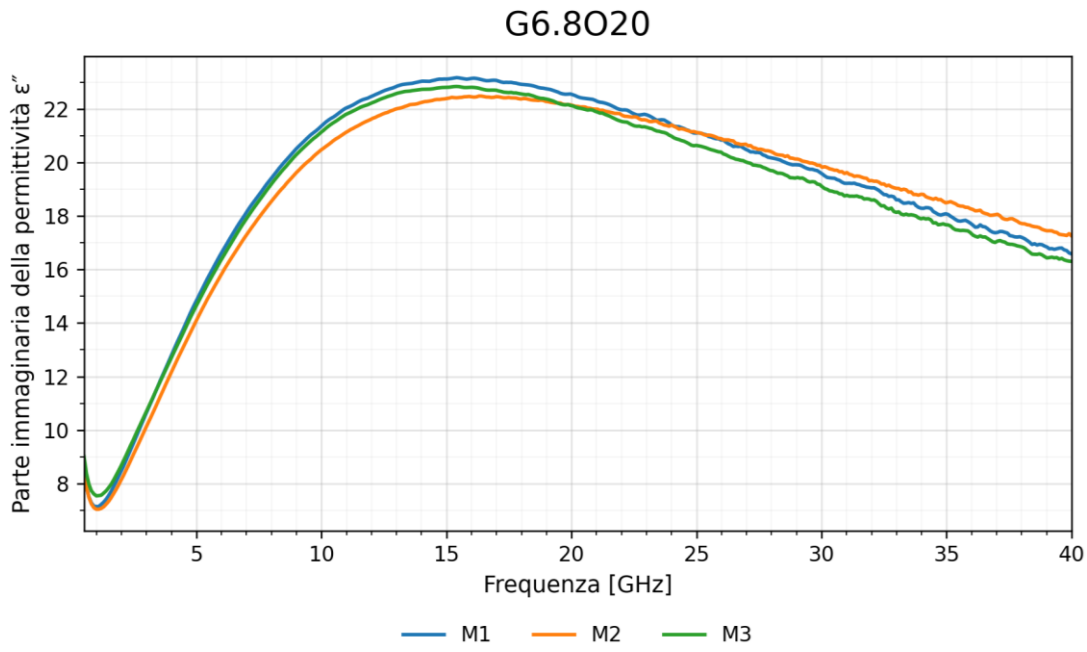


Figura 5.2 – Parte immaginaria della permittività del phantom G6.8O20.

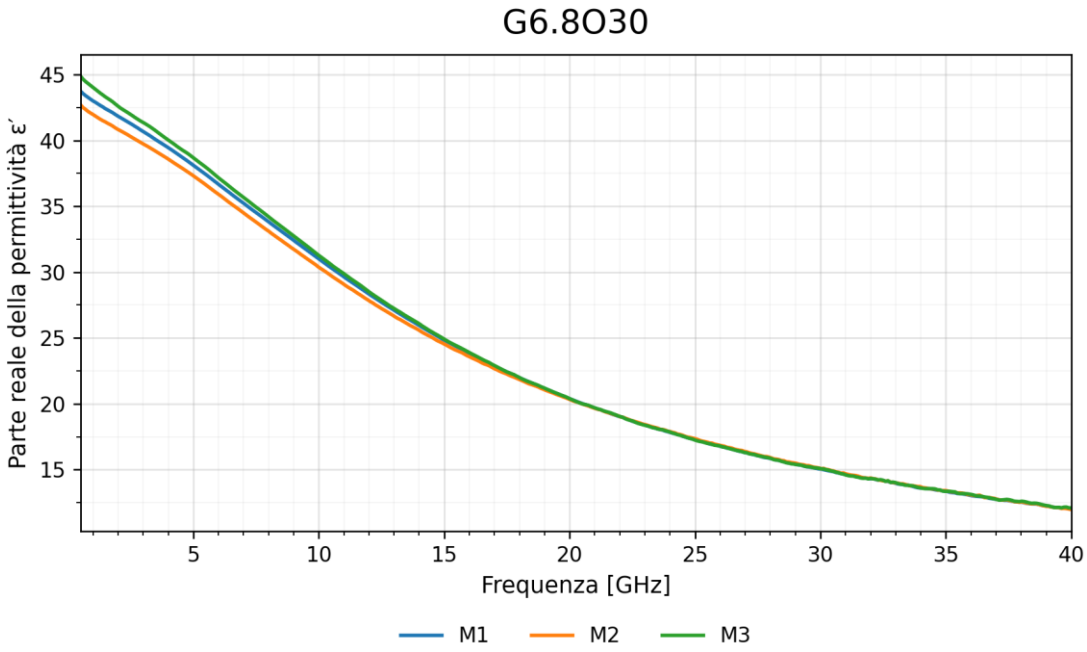


Figura 5.3 – Parte reale della permittività del phantom G6.8O30.

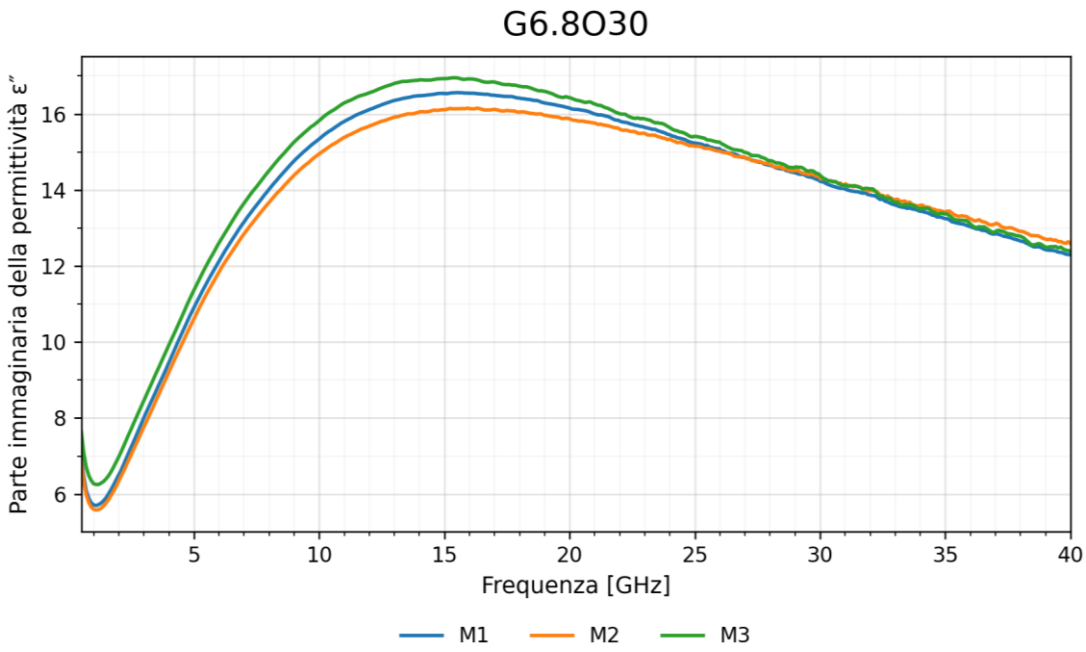


Figura 5.4 – Parte immaginaria della permittività del phantom G6.8O30.

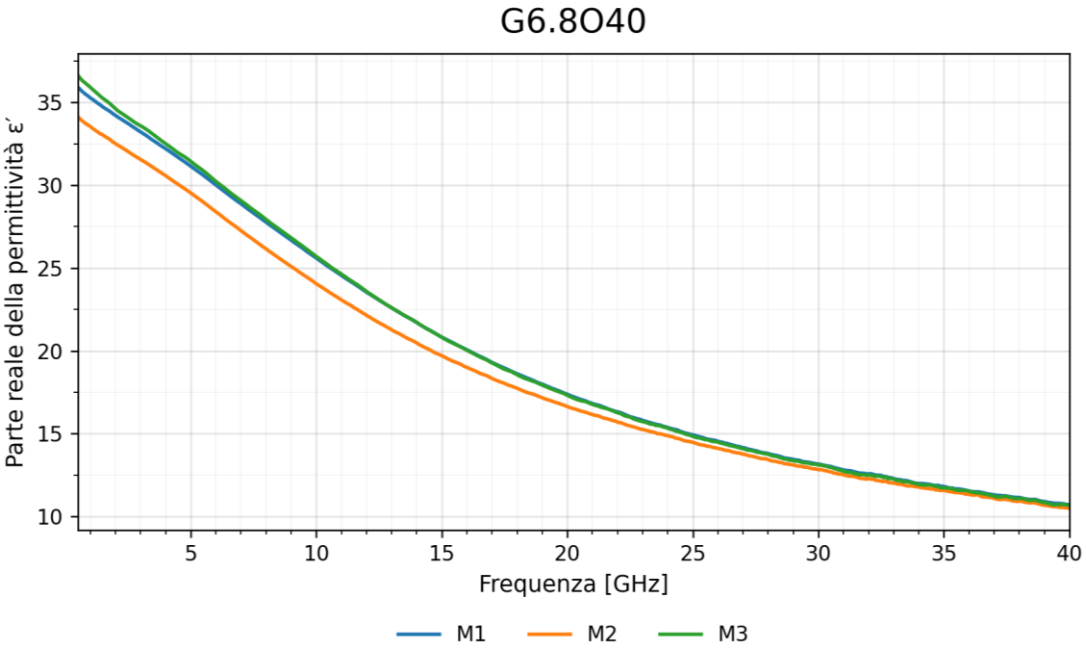


Figura 5.5 – Parte reale della permittività del phantom G6.8O40.

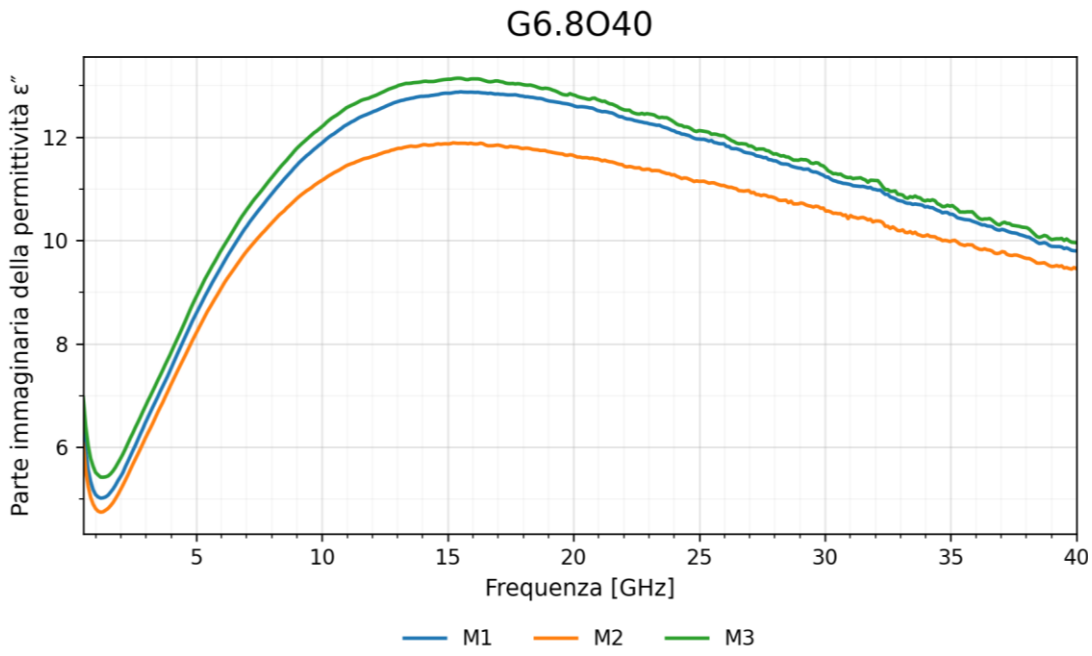


Figura 5.6 – Parte immaginaria della permittività del phantom G6.8O40.

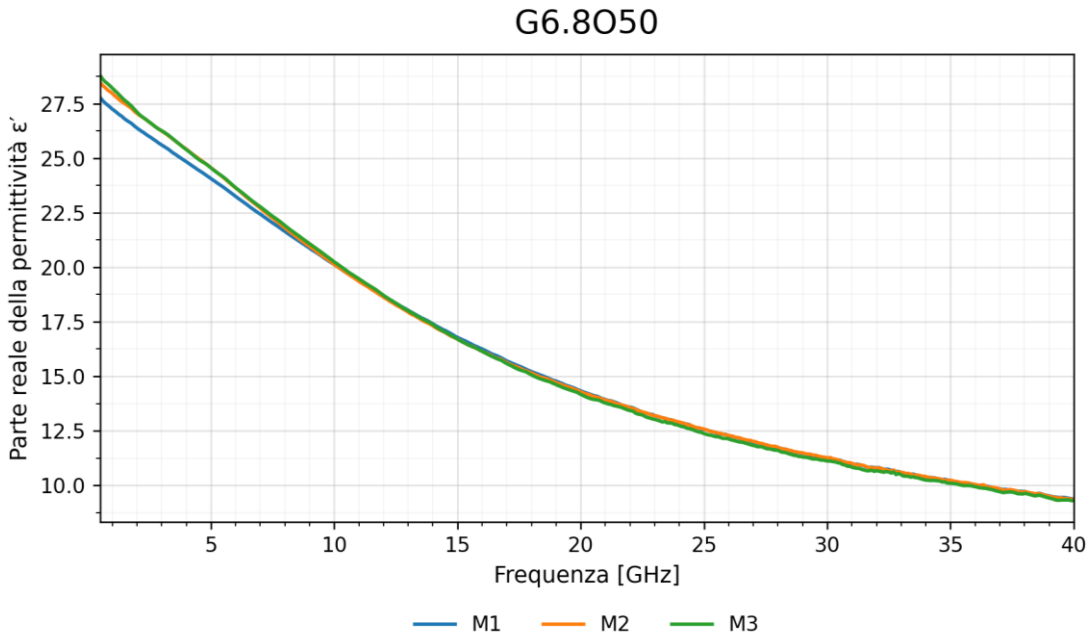


Figura 5.7 – Parte reale della permittività del phantom G6.8O50.

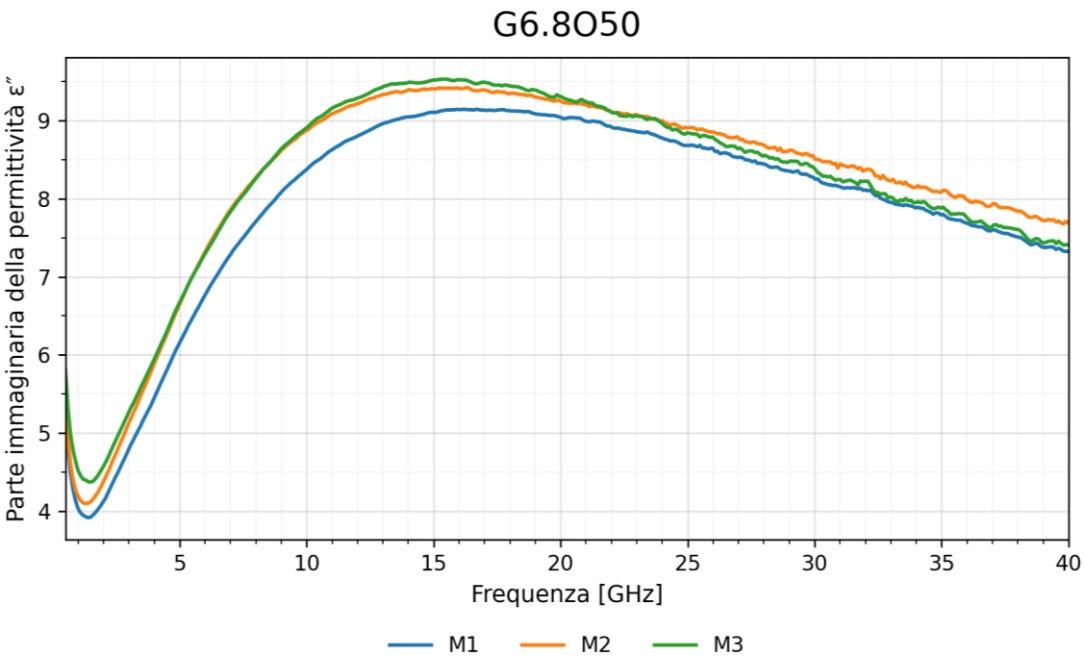


Figura 5.8 – Parte immaginaria della permittività del phantom G6.8O50.

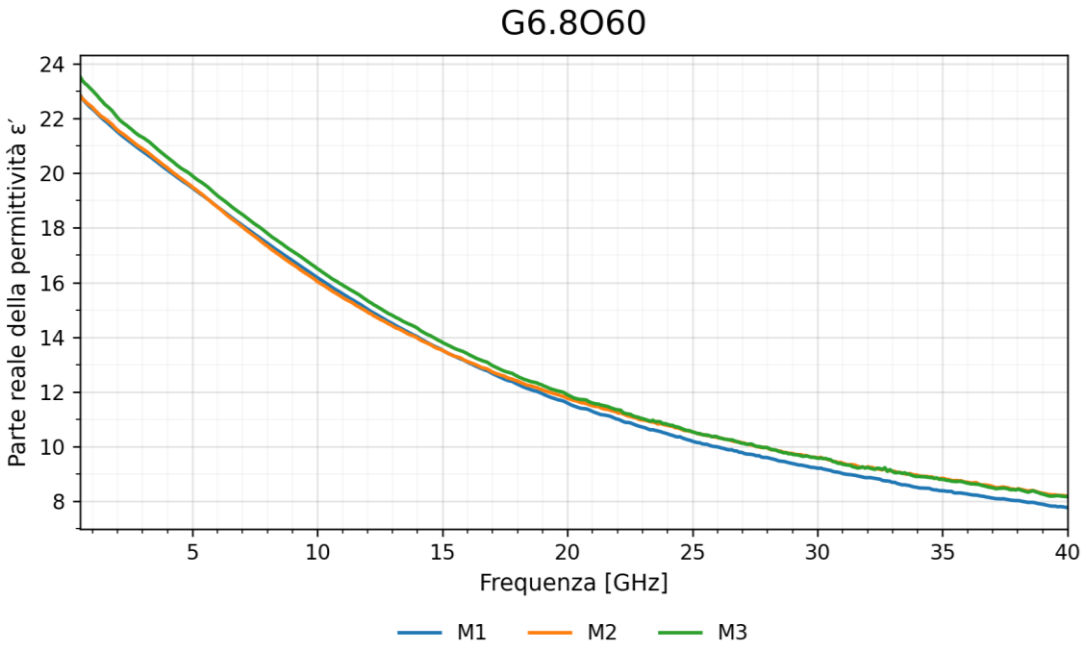


Figura 5.9 – Parte reale della permittività del phantom G6.8O60.

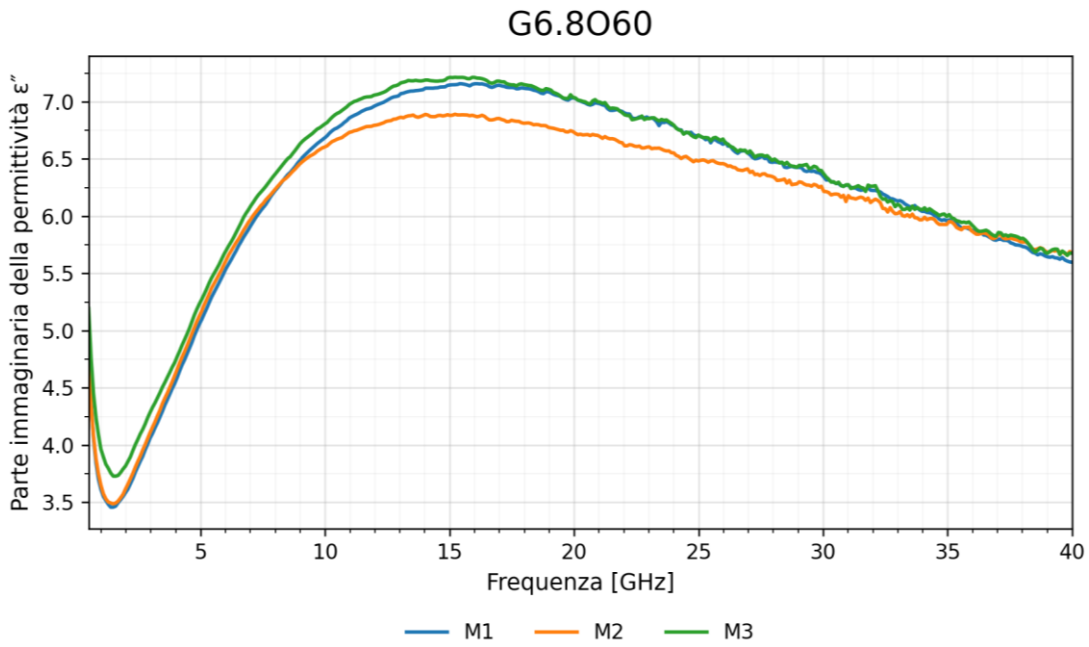


Figura 5.10 – Parte immaginaria della permittività del phantom G6.8O60.

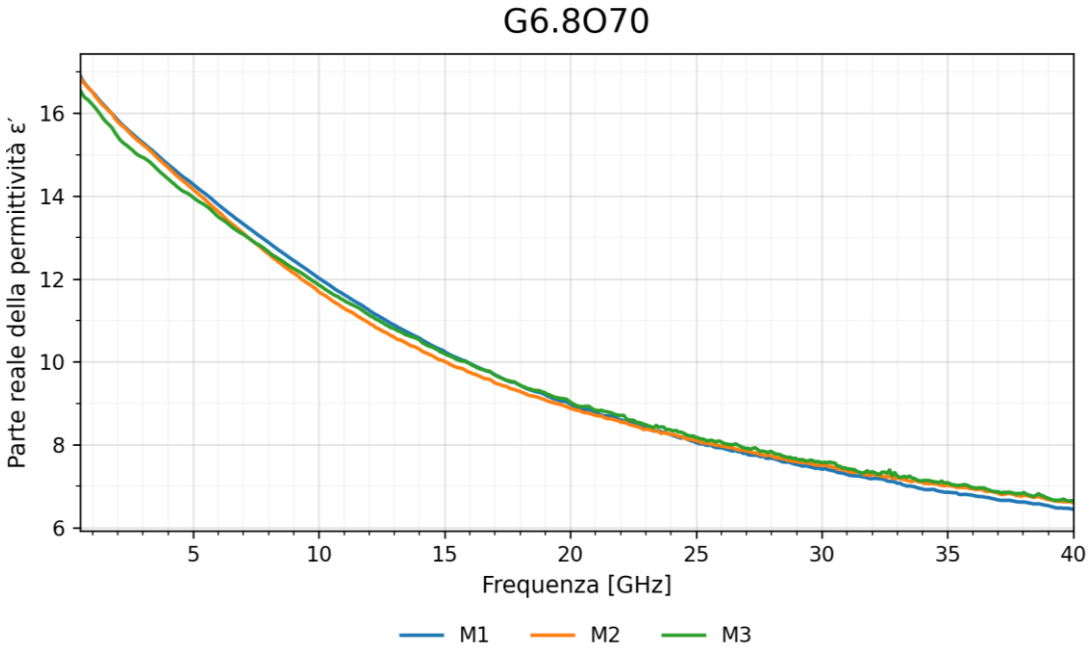


Figura 5.11 – Parte reale della permittività del phantom G6.8O70.

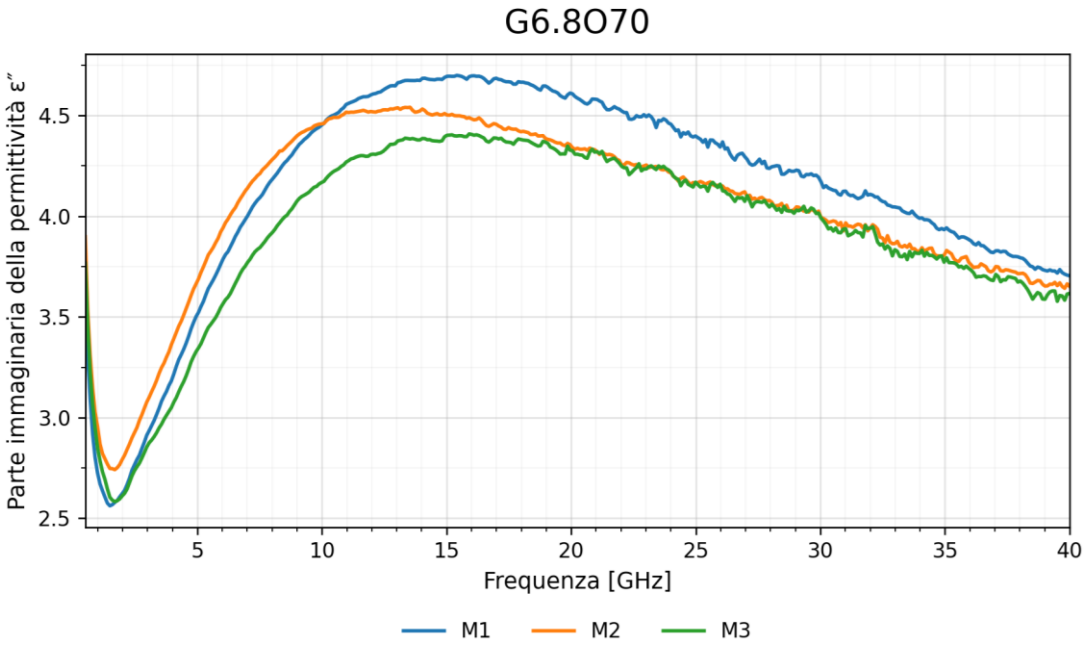


Figura 5.12 – Parte immaginaria della permittività del phantom G6.8O70.

Nel complesso, le tre preparazioni indipendenti mostrano profili spettrali coerenti sia per ε' sia per ε'' (*Figure 5.1–5.12*), indicando una buona riproducibilità della procedura di preparazione.

Per ciascun livello O20–O70 sono state calcolate la media e la deviazione standard campionaria delle curve rappresentative delle tre preparazioni indipendenti lungo l'intero intervallo di frequenza; la variabilità è riportata come banda ±1 deviazione standard attorno alla media (*Figure 5.13 e 5.14*).

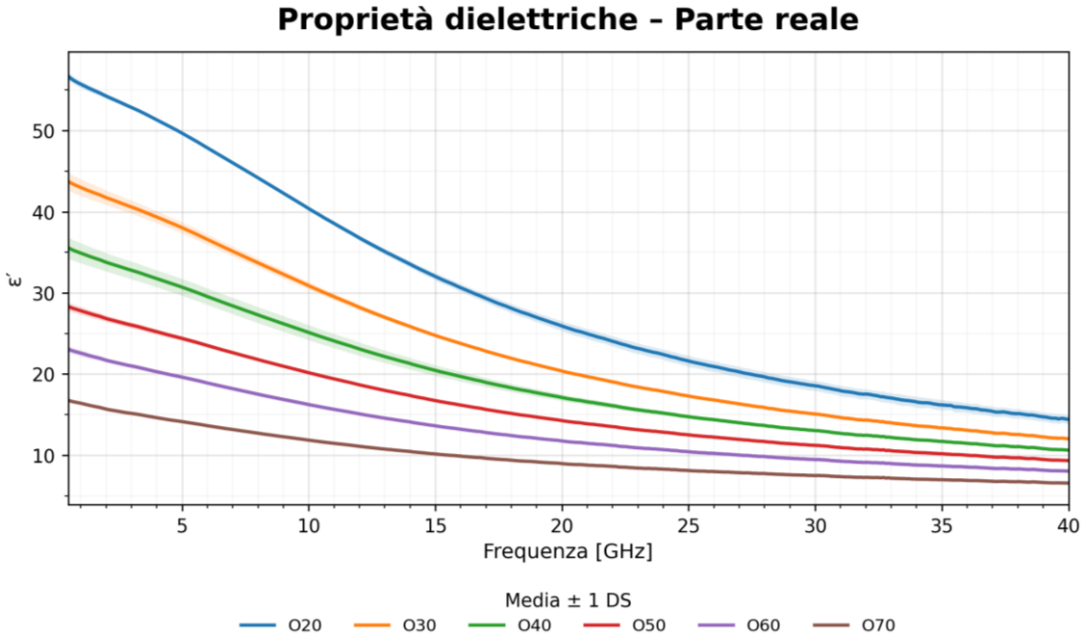


Figura 5.13 – Parte reale della permittività delle formulazioni G6.8O20–G6.8O70.

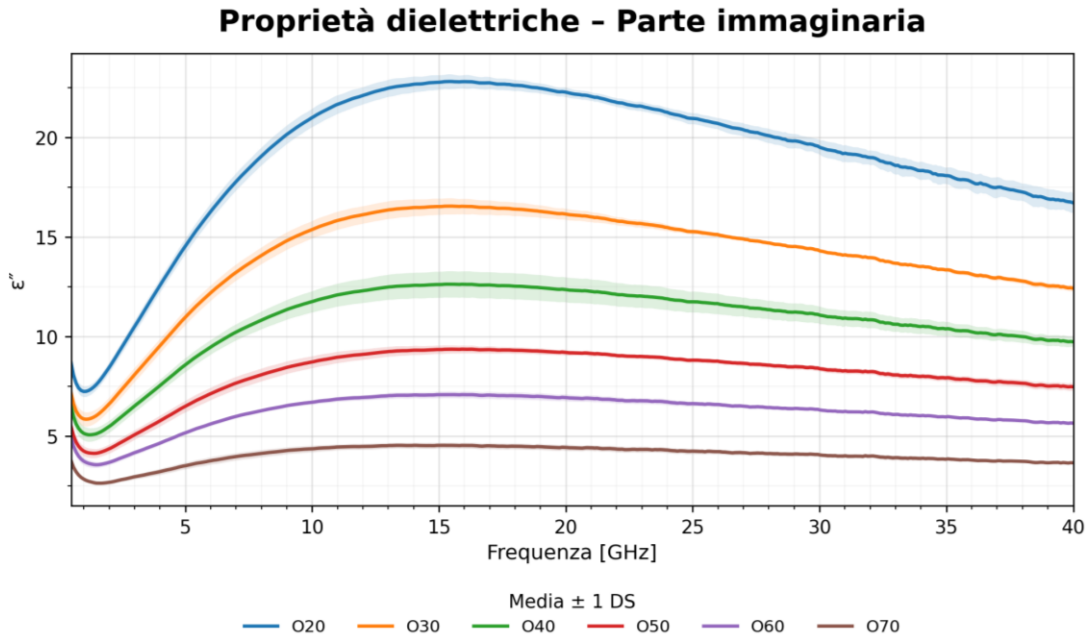


Figura 5.14 – Parte immaginaria della permittività delle formulazioni G6.8O20–G6.8O70.

Il confronto complessivo evidenzia una riduzione progressiva delle proprietà dielettriche da O20 a O70. Questo andamento è coerente con l'aumento della percentuale di olio e la riduzione della frazione acquosa. Le formulazioni intermedie seguono l'ordine atteso O20 > O30 > O40 > O50 > O60 > O70, sia per ε' sia per ε''.

Le differenze tra le formulazioni risultano chiaramente apprezzabili rispetto alla variabilità tra preparazioni indipendenti, confermando il raggiungimento dell'obiettivo di ottenere una scala di materiali con proprietà dielettriche progressivamente differenti, rappresentativa di diversi livelli di idratazione simulata e adatta alle successive misure con CSRR e antenna patch.

È stata inoltre verificata la riproducibilità della formulazione cutanea G6.7O32.7. Anche in questo caso sono state considerate tre preparazioni indipendenti, riportate nelle *Figure 5.15 e 5.16*.

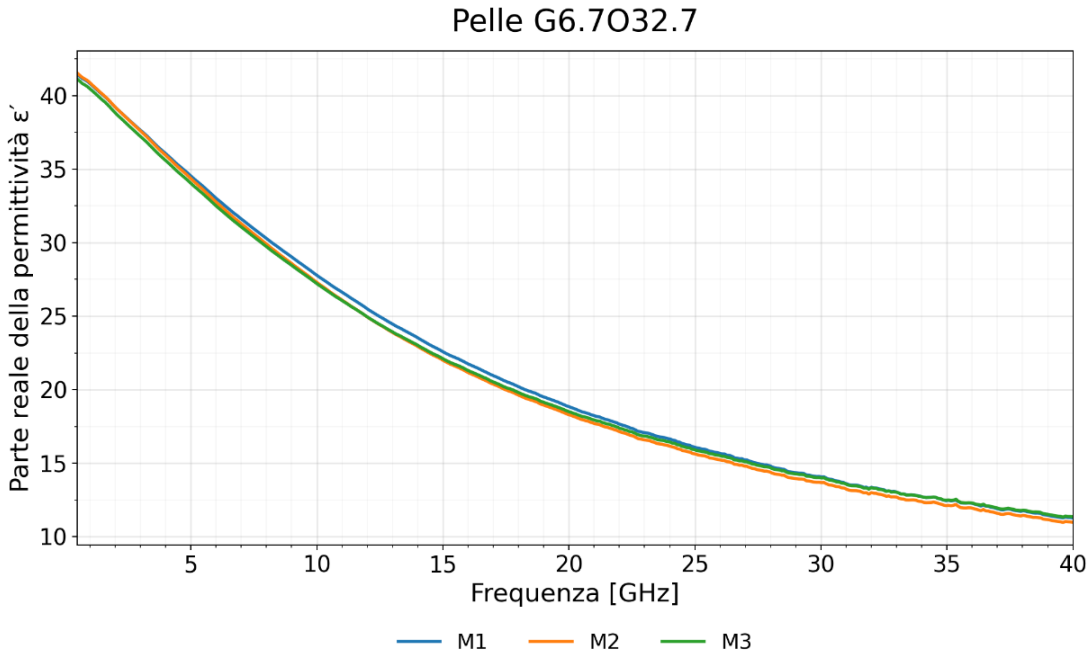


Figura 5.15 – Parte reale della permittività del phantom cutaneo G6.7O32.7.

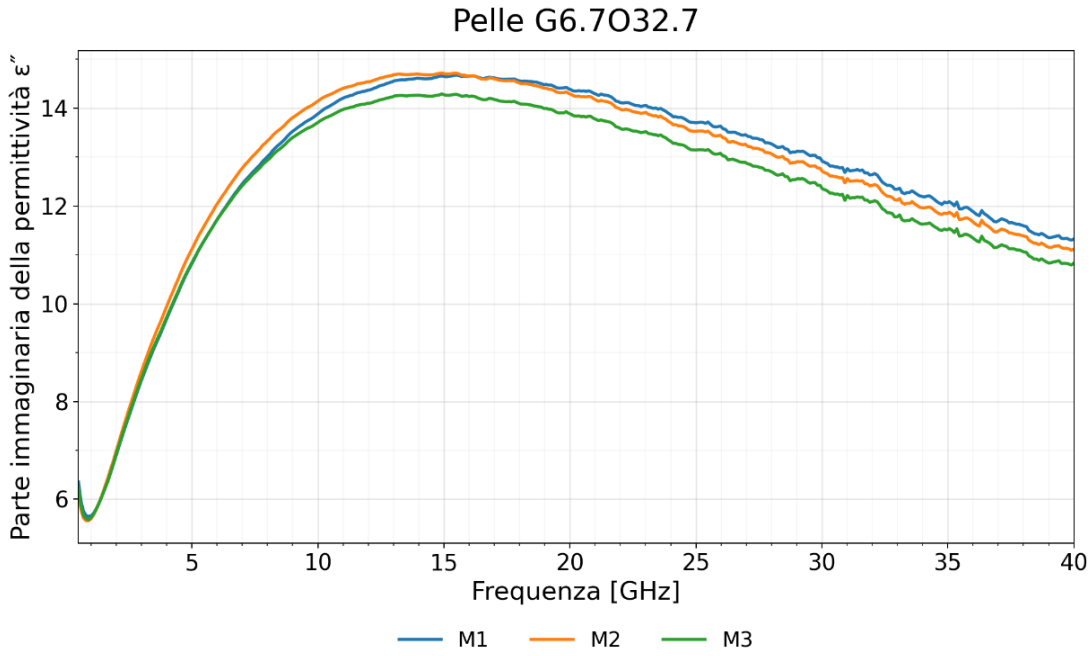


Figura 5.16 – Parte immaginaria della permittività del phantom cutaneo G6.7O32.7.

Le tre preparazioni mostrano profili spettrali tra loro coerenti sia per ε' sia per ε'', con differenze contenute lungo l'intervallo di frequenza considerato. La formulazione cutanea risulta quindi sufficientemente riproducibile per il successivo impiego nelle misure con i sensori.

5.2 Effetto dello spessore dello strato cutaneo

La prima parte dell'analisi è dedicata alla valutazione dell'influenza dello spessore dello strato cutaneo sulla risposta del CSRR e dell'antenna patch.

A questo scopo vengono utilizzati i dati ottenuti mediante il primo protocollo di acquisizione, descritto nel Paragrafo 4.6, confrontando per ciascun phantom profondo le configurazioni con pelle di 1, 2 e 3 mm.

Per ciascun phantom viene mostrata una campagna rappresentativa, selezionata considerando la qualità del segnale, l'assenza di evidenti artefatti e la coerenza interna delle acquisizioni. La ricorrenza dello stesso ordinamento nelle altre campagne viene comunque riportata, così da valutarne la ripetibilità.

Simulazioni di riferimento. Le simulazioni elettromagnetiche fornite dal gruppo dell'Università di Bologna sono state utilizzate come riferimento qualitativo per l'interpretazione dei risultati [30]. Il modello considera una struttura stratificata costituita da uno strato superficiale acqua–gelatina, uno strato adiposo di 5 mm e un volume profondo acqua–gelatina di 60 mm. Lo spessore dello strato superficiale viene variato tra 1, 2 e 3 mm, mantenendo invariata la struttura sottostante. Poiché i materiali simulati differiscono dai phantom sperimentali, non è atteso un accordo quantitativo tra simulazioni e misure.

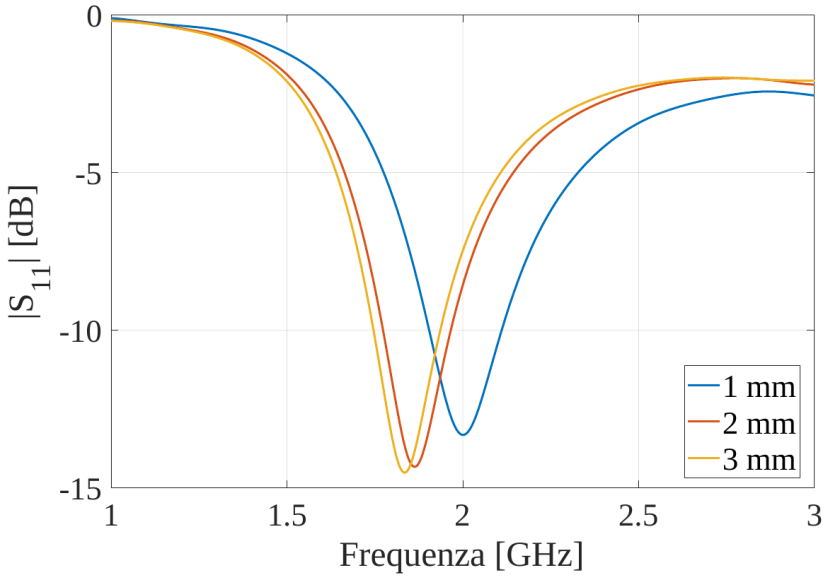


Figura 5.17 – Simulazione dell'effetto dello spessore cutaneo sul CSRR, fornita dall'Università di Bologna [30].

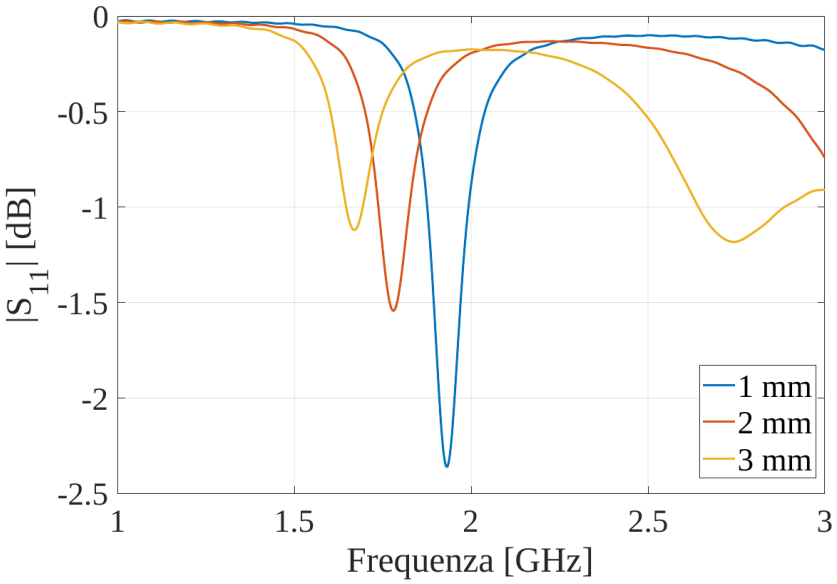


Figura 5.18 – Simulazione dell'effetto dello spessore cutaneo sull'antenna patch, fornita dall'Università di Bologna [30].

Come mostrato nelle *Figure 5.17 e 5.18*, in entrambi i dispositivi l'aumento dello spessore dello strato superficiale determina uno spostamento della risonanza verso frequenze inferiori. Tale comportamento è coerente con la teoria del caricamento dielettrico del sensore: aumentando lo spessore della pelle, una porzione maggiore del campo elettromagnetico interagisce con un materiale a maggiore contenuto acquoso e permittività rispetto allo strato adiposo sottostante, aumentando la permittività efficace vista dal sensore e riducendo quindi la frequenza di risonanza.

Nel CSRR la variazione risulta particolarmente evidente passando da 1 a 2 mm, mentre le curve relative a 2 e 3 mm sono più ravvicinate. Questo comportamento è coerente con la natura più superficiale dell'interazione del CSRR, il cui campo si concentra in prossimità della superficie e si attenua rapidamente nei primi millimetri; di conseguenza, le variazioni dello strato cutaneo più vicino al sensore producono un effetto maggiore, mentre ulteriori aumenti di spessore incidono progressivamente meno sulla risonanza.

Per l'antenna patch, invece, lo spostamento rimane chiaramente riconoscibile lungo l'intera sequenza 1–2–3 mm, coerentemente con una maggiore estensione del campo elettromagnetico in profondità.

5.2.1 CSRR

Ripetibilità delle acquisizioni. La ripetibilità è stata valutata su 20 spettri di riflessione acquisiti nella medesima configurazione sperimentale, sollevando e riposizionando il sensore tra un'acquisizione e la successiva, con l'obiettivo di quantificare la dispersione delle misure e verificarne la coerenza. L'esecuzione di acquisizioni successive, anziché di una singola misura, permette infatti di valutare le fluttuazioni della risposta nelle stesse condizioni sperimentali e di ottenere una curva media meno dipendente dalle variazioni delle singole acquisizioni.

Considerata la natura prevalentemente superficiale dell'interazione del CSRR e il contributo limitato atteso dal phantom profondo, la verifica viene riportata per una sola formulazione rappresentativa, G6.8O20. Per tale configurazione sono state analizzate separatamente le 20 acquisizioni relative agli spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

La dispersione delle acquisizioni è stata quantificata mediante due parametri: la deviazione standard campionaria della frequenza di risonanza, $\sigma(f_r)$, calcolata sui valori di f_r delle singole acquisizioni, individuati nella banda 1–3 GHz, e la deviazione standard campionaria media di $|S_{11}|$, ottenuta calcolando la deviazione standard tra le acquisizioni a ciascuna frequenza e mediando successivamente tali valori lungo la stessa banda. I due parametri descrivono rispettivamente la stabilità della risonanza e la dispersione complessiva degli spettri.

L'analisi permette quindi di valutare quanto le acquisizioni effettuate nella stessa configurazione sperimentale siano coerenti tra loro e quanto si discostino dalla rispettiva risposta media. Nei grafici, le linee sottili rappresentano le 20 acquisizioni individuali, la curva più marcata la loro media e la banda la media ±1 deviazione standard di $|S_{11}|$, calcolata punto per punto lungo lo spettro (*Figure 5.19–5.21*).

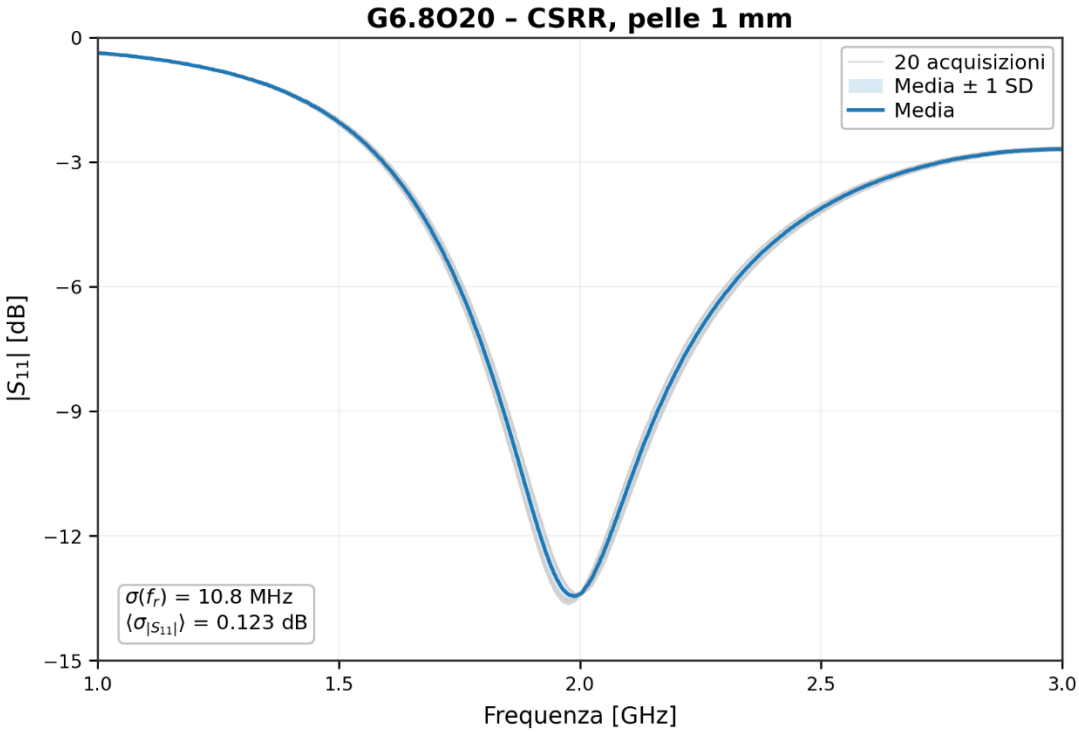


Figura 5.19 – G6.8O20, CSRR, pelle 1 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

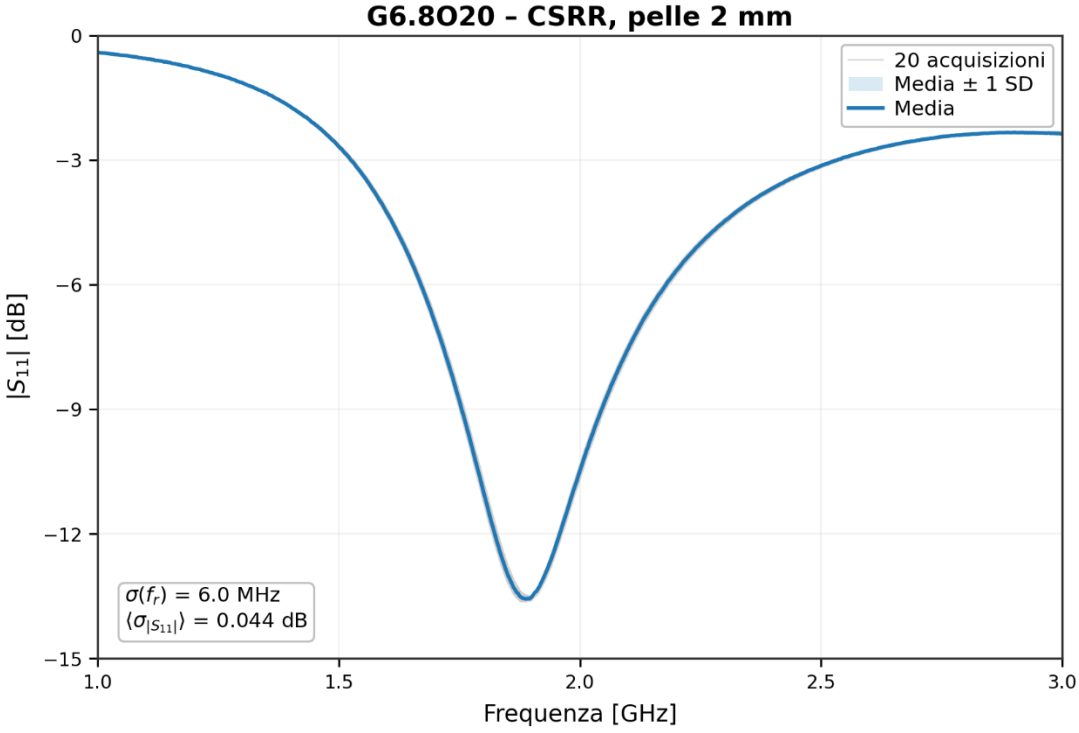


Figura 5.20 – G6.8O20, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

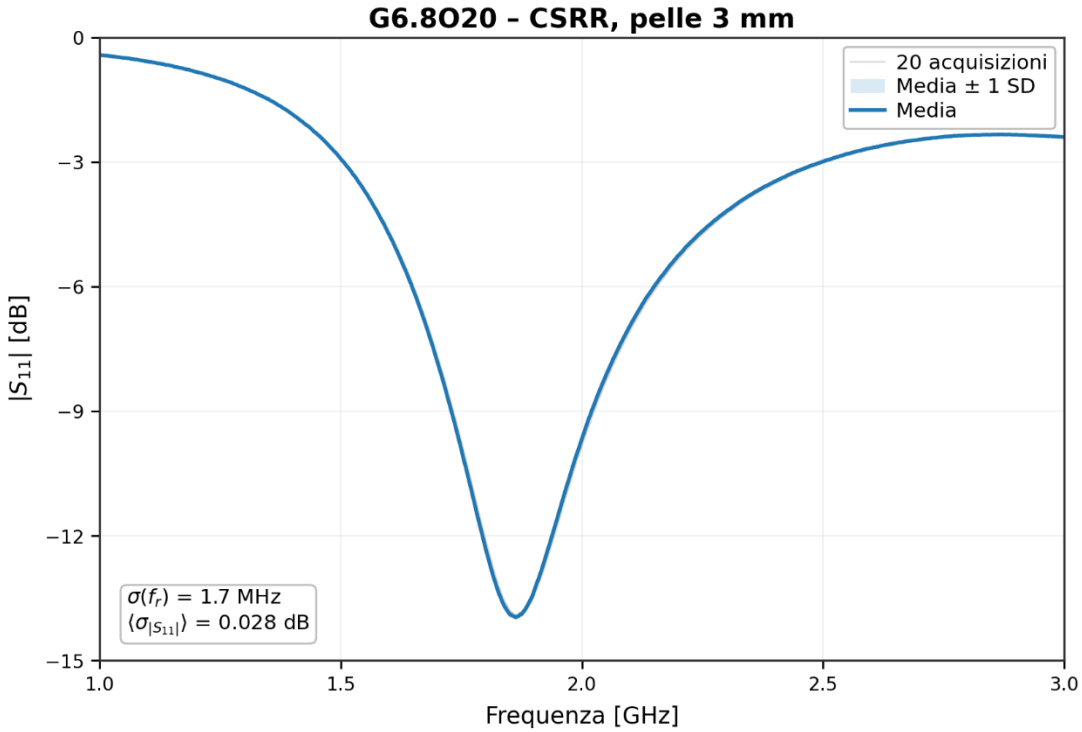


Figura 5.21 – G6.8O20, CSRR, pelle 3 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

Le tre configurazioni mostrano acquisizioni complessivamente raccolte attorno alla rispettiva risposta media. I valori di $\sigma(f_r)$ risultano pari a 10,8, 6,0 e 1,7 MHz rispettivamente per 1, 2 e 3 mm, mentre la deviazione standard media di $|S_{11}|$ è pari a 0,123, 0,044 e 0,028 dB. Nella campagna rappresentativa analizzata, la dispersione risulta quindi maggiore per la pelle di 1 mm e progressivamente inferiore per gli spessori successivi. Questo comportamento potrebbe essere legato, almeno in parte, alla maggiore fragilità e deformabilità dello strato cutaneo più sottile, maggiormente soggetto a stiramenti, irregolarità locali e variazioni del contatto con il sensore.

La coerenza complessiva degli spettri consente di utilizzare le curve medie come rappresentazione sintetica delle acquisizioni ripetute, mantenendo la deviazione standard come riferimento quantitativo della loro dispersione.

Effetto dello spessore cutaneo. Per la formulazione G6.8O20 vengono quindi confrontate le curve medie ottenute con spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm (*Figura 5.22*), così da valutare qualitativamente la coerenza del comportamento sperimentale con quanto previsto dalle simulazioni. La frequenza di risonanza f_r corrisponde al minimo della curva media.

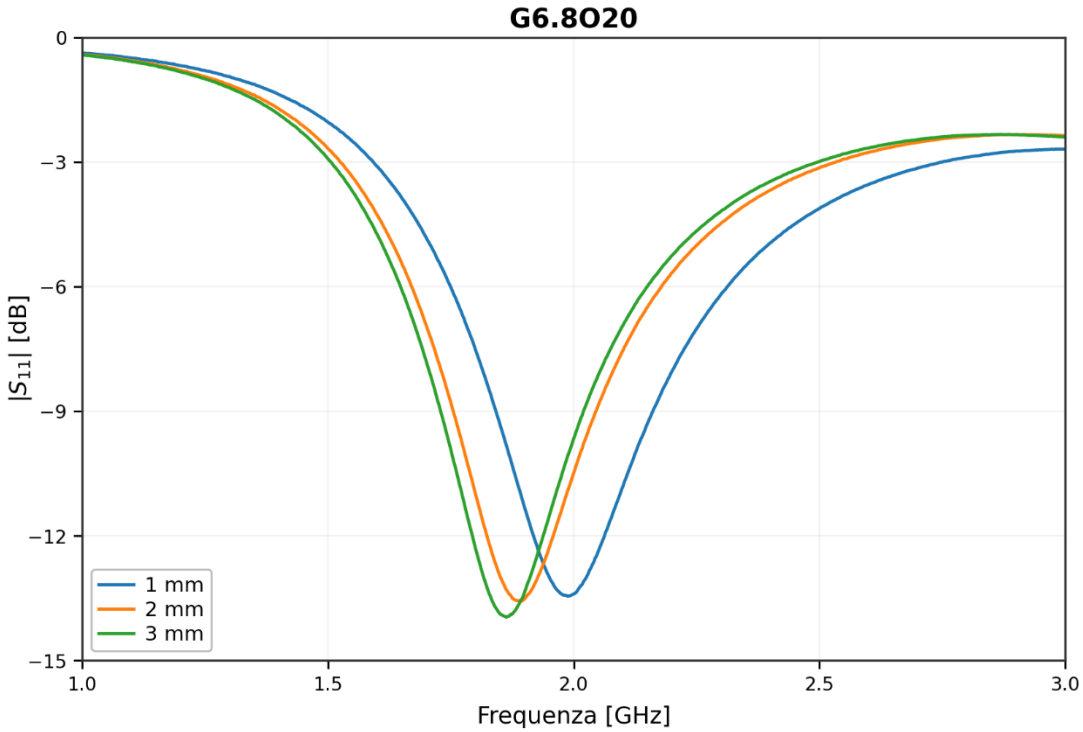


Figura 5.22 – G6.8O20, CSRR: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

Nel confronto rappresentativo, l'aumento dello spessore cutaneo determina uno spostamento della risonanza verso frequenze inferiori. Le frequenze di risonanza risultano pari a circa 1,987 GHz per 1 mm, 1,889 GHz per 2 mm e 1,863 GHz per 3 mm, con una variazione maggiore nel passaggio da 1 a 2 mm.

Nelle altre campagne del primo protocollo, la tendenza complessiva viene generalmente riprodotta, sebbene il confronto tra 2 e 3 mm risulti meno regolare. In tutti i casi la frequenza di risonanza a 3 mm rimane inferiore rispetto a 1 mm. La minore separazione tra 2 e 3 mm, coerente con le simulazioni, può rendere il confronto più sensibile alla variabilità sperimentale, che assume un peso relativo maggiore rispetto allo spostamento osservato e potrebbe contribuire alle inversioni dell'ordinamento riscontrate in alcune campagne.

Nel complesso, i risultati confermano che variazioni millimetriche dello spessore cutaneo possono influenzare in modo misurabile la risposta del CSRR, coerentemente con la sua interazione prevalentemente superficiale.

5.2.2 Antenna patch

Ripetibilità delle acquisizioni. Anche per l'antenna patch è stata valutata la ripetibilità su 20 spettri acquisiti nella medesima configurazione

sperimentale. Poiché la sua interazione elettromagnetica è più estesa e può risentire delle caratteristiche del volume profondo, la verifica viene riportata per tutte le formulazioni G6.8O20–G6.8O70, mostrando le acquisizioni relative allo spessore cutaneo di 2 mm, condizione intermedia tra gli spessori considerati (*Figure 5.23–5.28*).

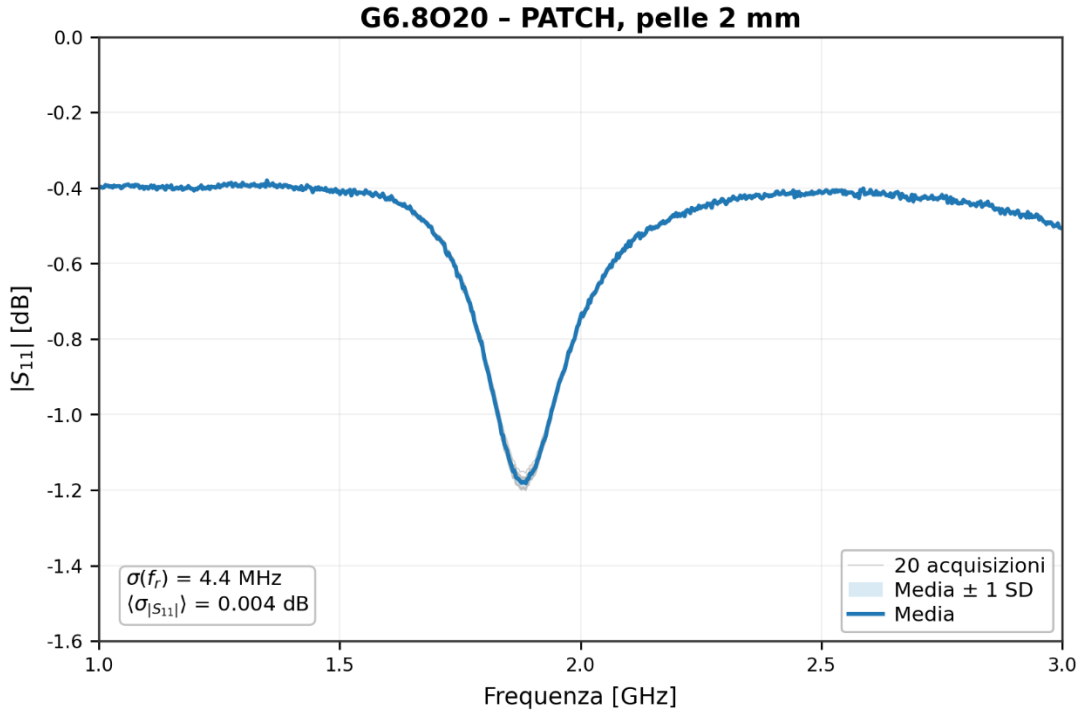


Figura 5.23 – G6.8O20, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

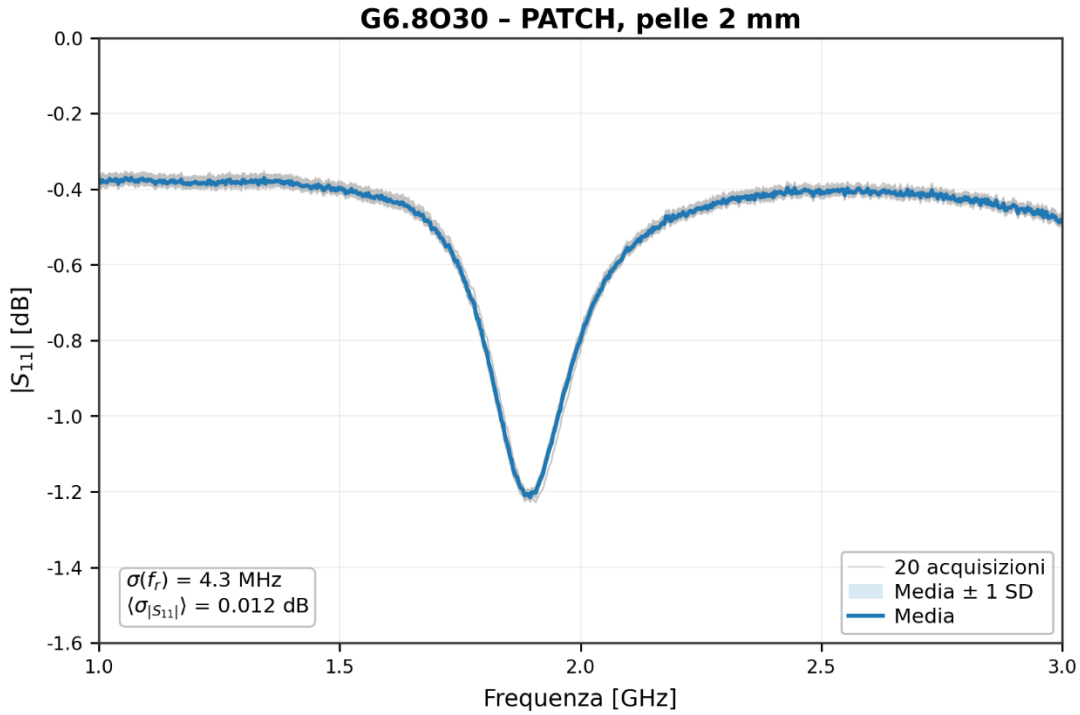


Figura 5.24 – G6.8O30, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

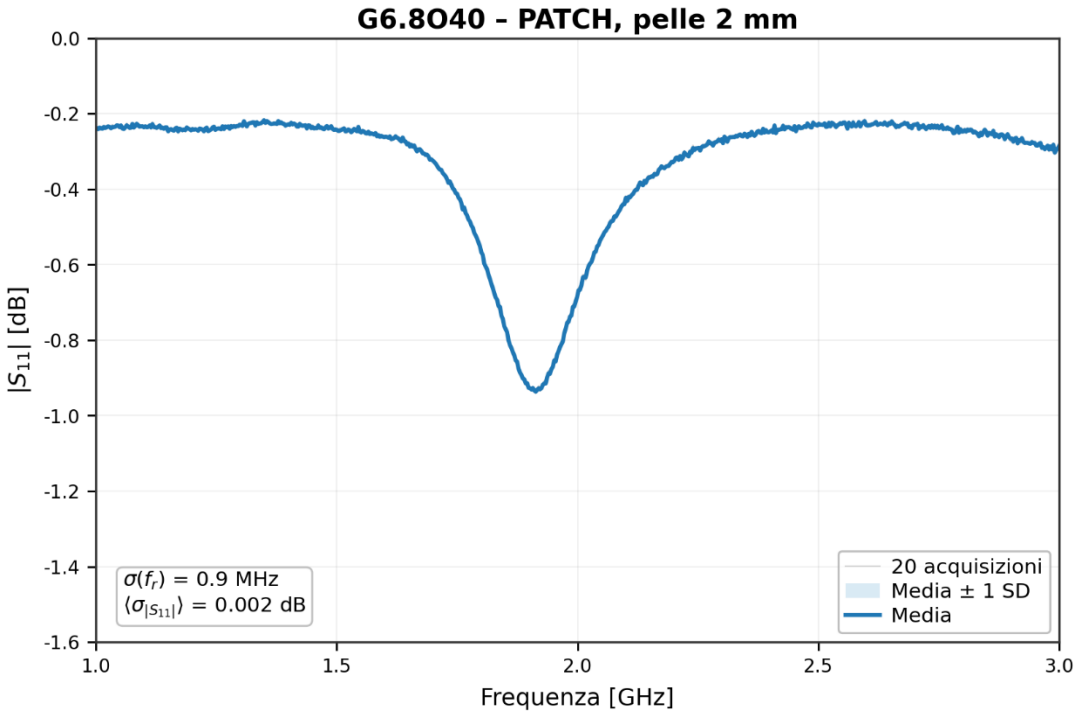


Figura 5.25 – G6.8O40, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

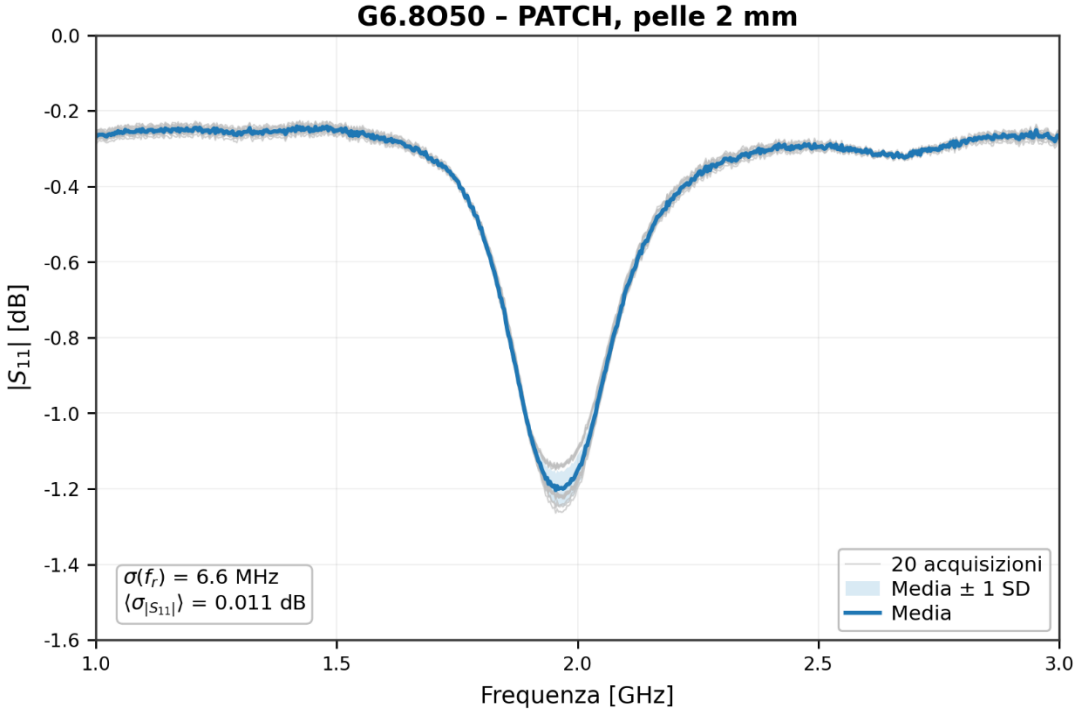


Figura 5.26 – G6.8O50, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

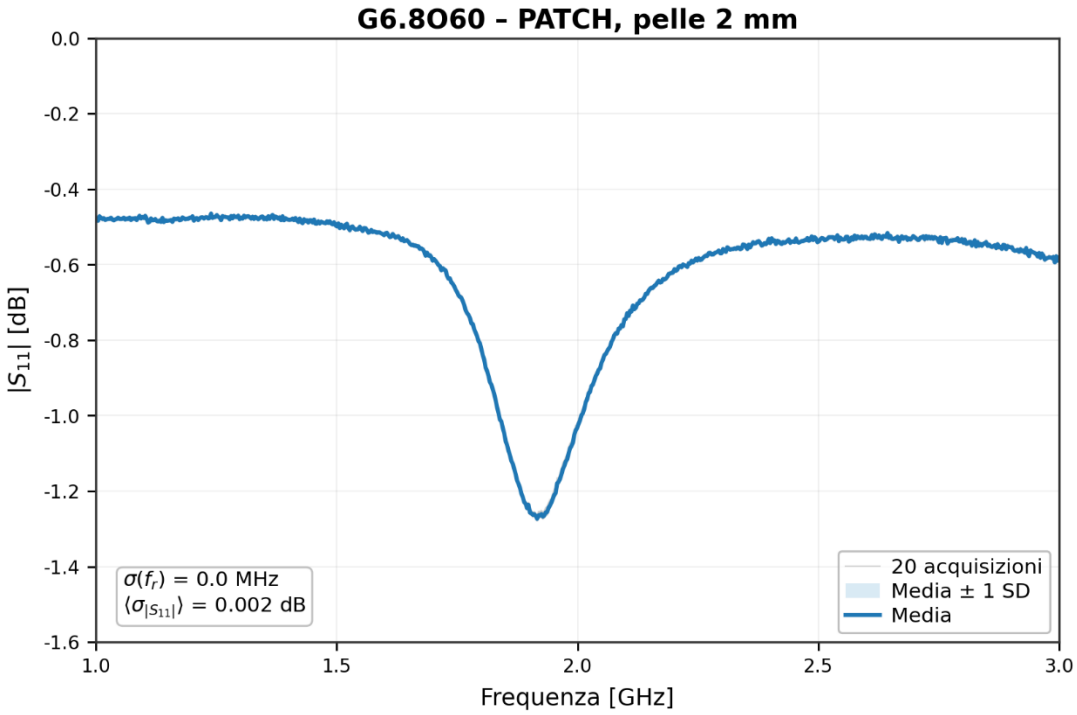


Figura 5.27 – G6.8O60, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

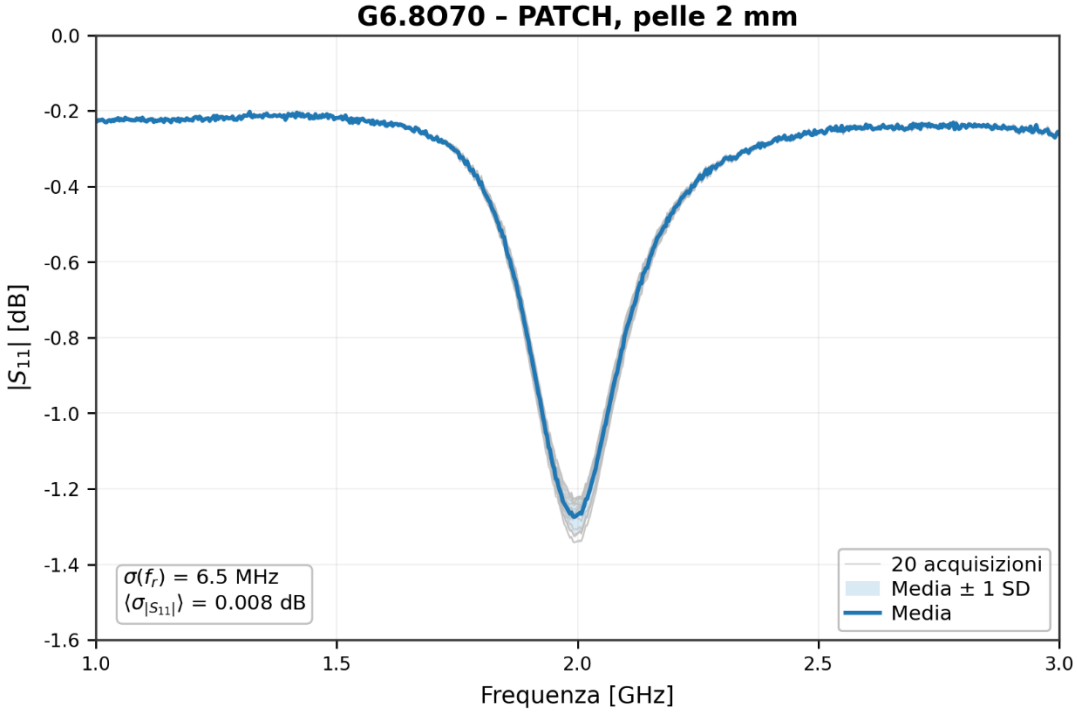


Figura 5.28 – G6.8O70, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

Le acquisizioni mostrano profili spettrali complessivamente coerenti, con valori di $\sigma(f_r)$ compresi tra 0,0 e 6,6 MHz e deviazioni standard medie di $|S_{11}|$ comprese tra 0,002 e 0,012 dB. Tale coerenza consente di utilizzare le curve

medie come rappresentazione sintetica delle risposte, mentre le deviazioni standard ne quantificano la dispersione.

L'analisi della dispersione è stata approfondita anche per le configurazioni con spessore cutaneo di 1 e 3 mm. Nei gruppi analizzati, la deviazione standard della frequenza di risonanza risulta compresa tra 0,0 e 13,1 MHz per la pelle da 1 mm e tra 0,0 e 6,3 MHz per quella da 3 mm. La deviazione standard media di $|S_{11}|$ varia rispettivamente tra 0,0026 e 0,0229 dB e tra 0,0022 e 0,0108 dB.

Effetto dello spessore cutaneo. Per ciascuna formulazione profonda vengono confrontate le curve medie relative agli spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm, ottenute dalla campagna rappresentativa. Il confronto permette di valutare l'influenza dello spessore sulla risposta della patch e la coerenza del comportamento sperimentale con le simulazioni. I risultati sono riportati nelle *Figure 5.29–5.34*.

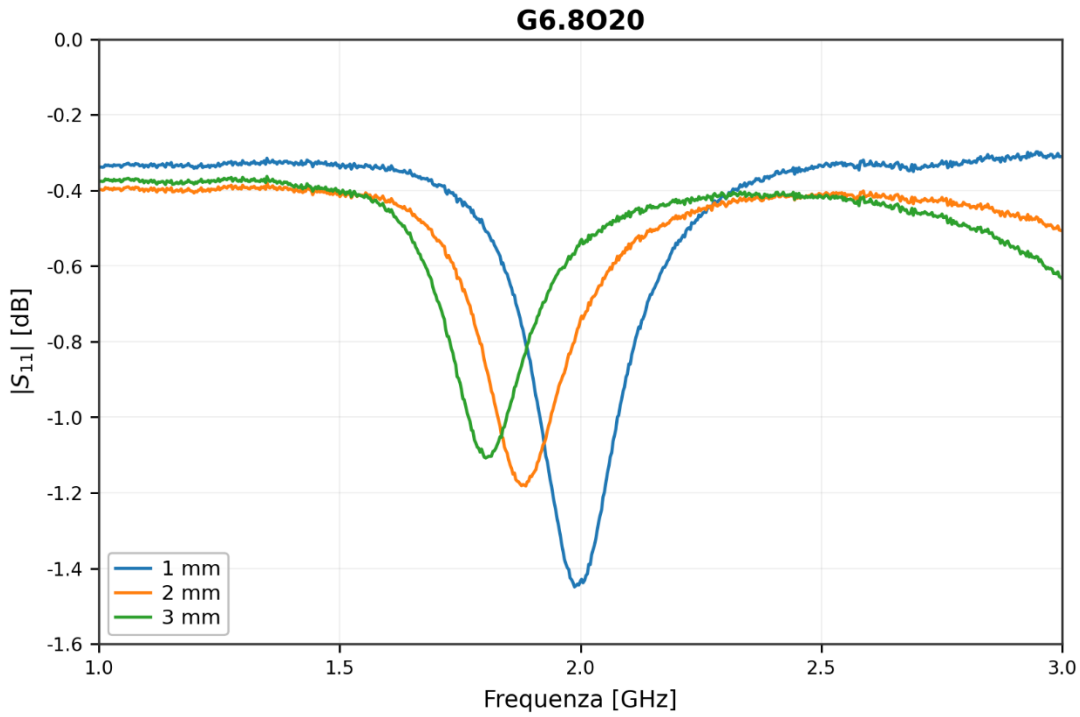


Figura 5.29 – G6.8O20, antenna patch: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

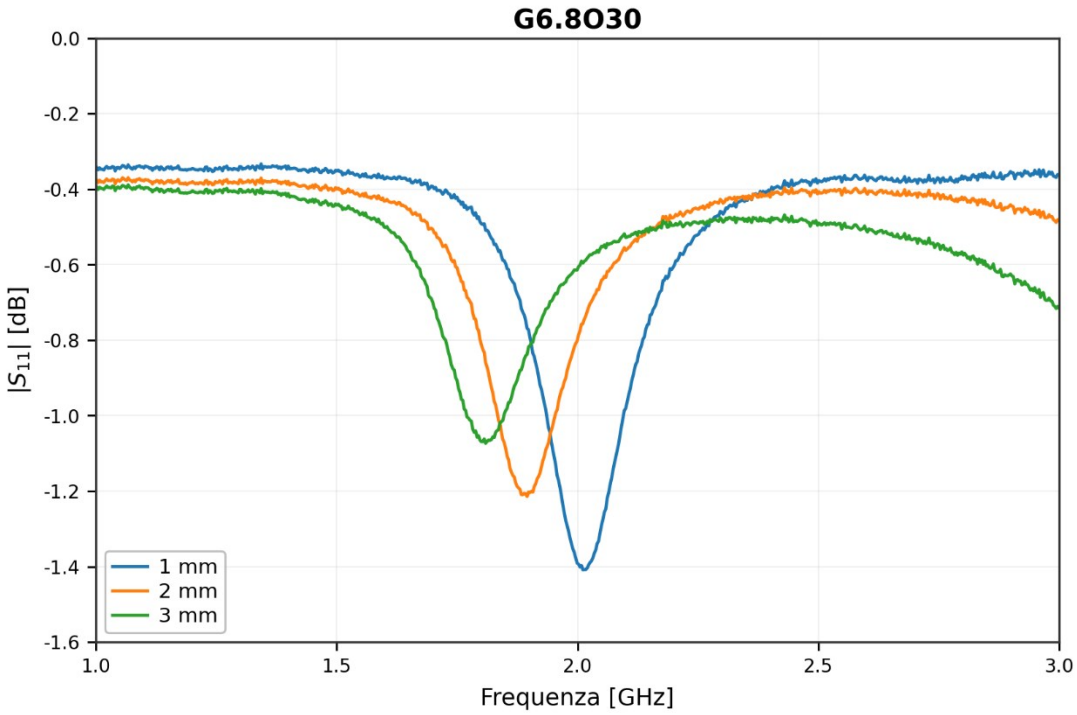


Figura 5.30 – G6.8O30, antenna patch: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

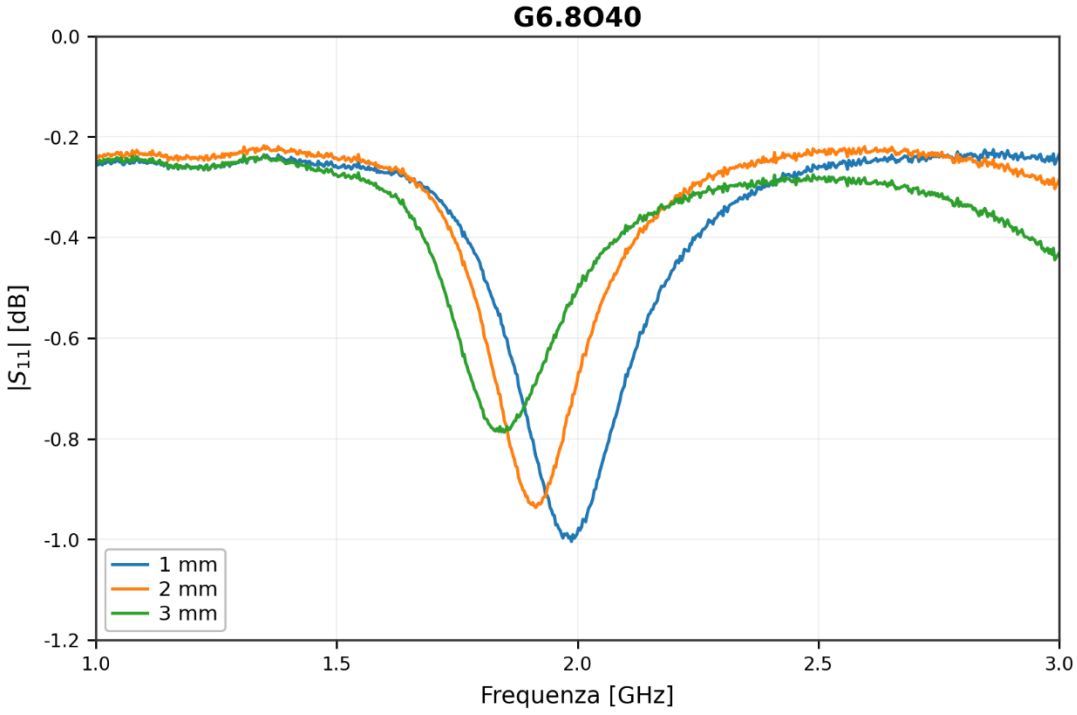


Figura 5.31 – G6.8O40, antenna patch: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

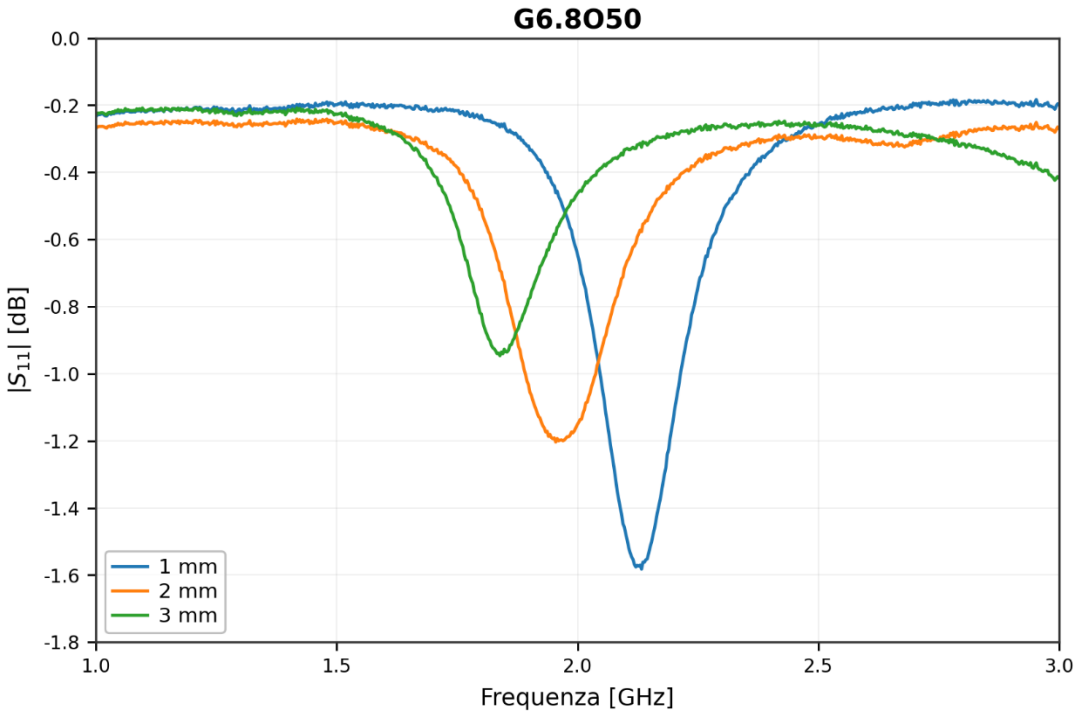


Figura 5.32 – G6.8O50, antenna patch: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

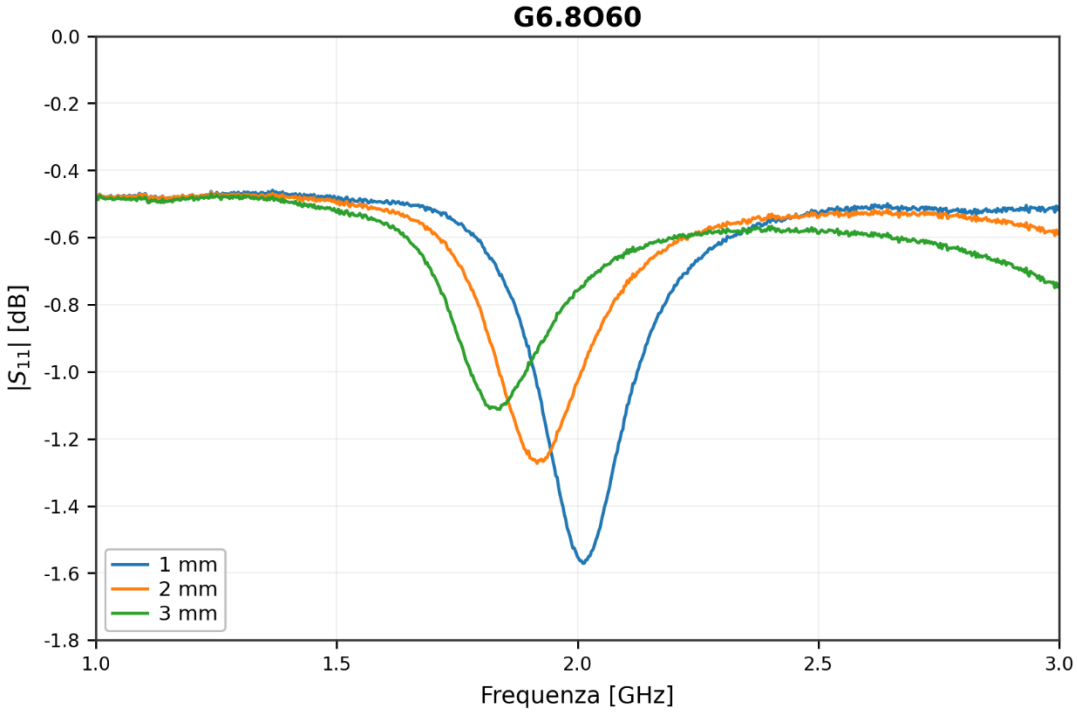


Figura 5.33 – G6.8O60, antenna patch: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

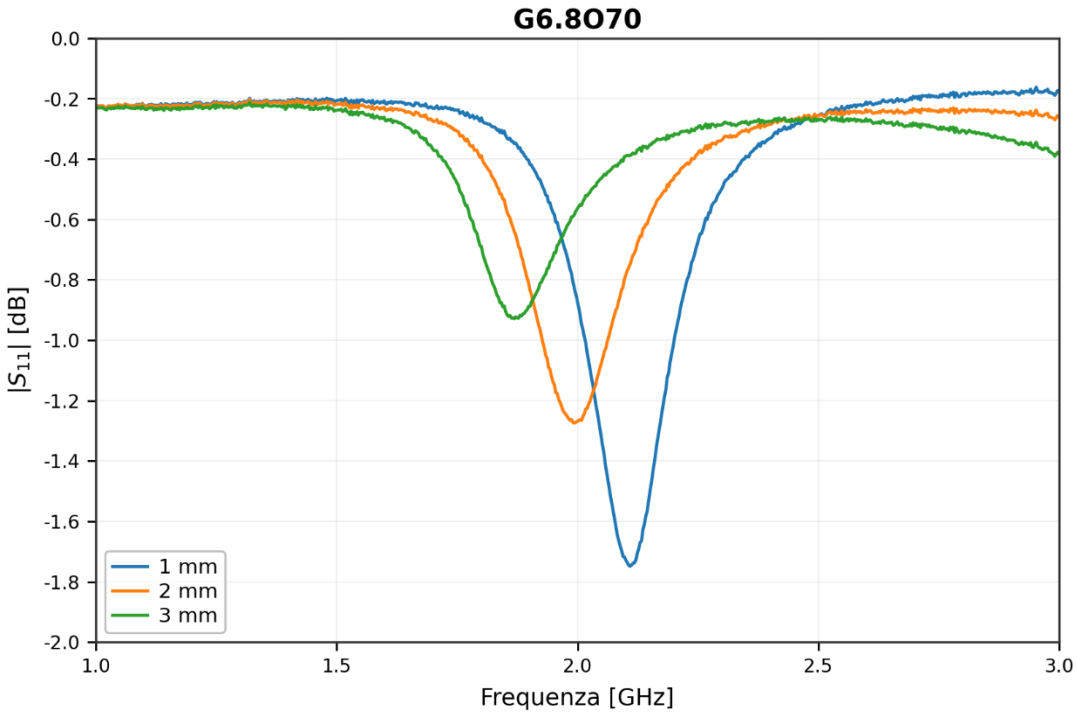


Figura 5.34 – G6.8O70, antenna patch: confronto curve medie per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm.

Anche per l'antenna patch il comportamento sperimentale risulta qualitativamente coerente con le simulazioni e mostra un andamento più regolare. Lo stesso andamento è stato osservato nella maggior parte delle altre campagne sperimentali, con una progressiva riduzione della frequenza di risonanza all'aumentare dello spessore cutaneo. Anche nei pochi casi in cui l'ordinamento intermedio non risulta perfettamente monotono, la frequenza di risonanza a 3 mm rimane inferiore rispetto a quella osservata a 1 mm.

Sebbene per la patch sia teoricamente attesa un'interazione elettromagnetica più estesa in profondità rispetto al CSRR, i risultati evidenziano che la sua risposta è comunque influenzata dallo spessore cutaneo, essendo la pelle il primo strato con cui il campo interagisce. Tale spessore rappresenta quindi una variabile di carico importante, in grado di modificare la posizione e la forma della risonanza e, se non controllato, di mascherare eventuali variazioni associate al volume profondo.

Nel complesso, i risultati confermano che lo spessore cutaneo rappresenta una variabile rilevante per entrambi i dispositivi e deve pertanto essere gestito con particolare attenzione nelle successive analisi dedicate al volume profondo.

5.3 Effetto della composizione del volume profondo

Per valutare la capacità dei sensori di riconoscere variazioni associate alla composizione del volume profondo vengono utilizzati i dati ottenuti mediante il secondo protocollo di acquisizione, descritto nel Paragrafo 4.6 e ottimizzato per il confronto *inter-phantom*, con l'obiettivo di ridurre la variabilità associata alla sostituzione dello strato cutaneo.

Simulazioni di riferimento. Le simulazioni elettromagnetiche fornite dal gruppo dell'Università di Bologna [30] utilizzano lo stesso modello stratificato descritto nel Paragrafo 5.2, ma con un diverso obiettivo. In questo caso, anziché variare lo spessore cutaneo, mantenuto fisso a 2 mm, viene valutato l'effetto dell'aggiunta progressiva degli strati sottostanti. Sono quindi confrontate tre configurazioni: il solo strato superficiale acqua–gelatina, la configurazione con l'aggiunta dello strato adiposo di 5 mm e, infine, la struttura completa comprendente anche il volume profondo acqua–gelatina di 60 mm. Il confronto permette di valutare l'influenza degli strati più profondi sulla risposta del CSRR e dell'antenna patch.

Come mostrato in *Figura 5.35*, nel caso del CSRR le curve di $|S_{11}|$ risultano quasi completamente sovrapposte, indicando che l'aggiunta degli strati più profondi modifica solo debolmente la risposta del dispositivo.

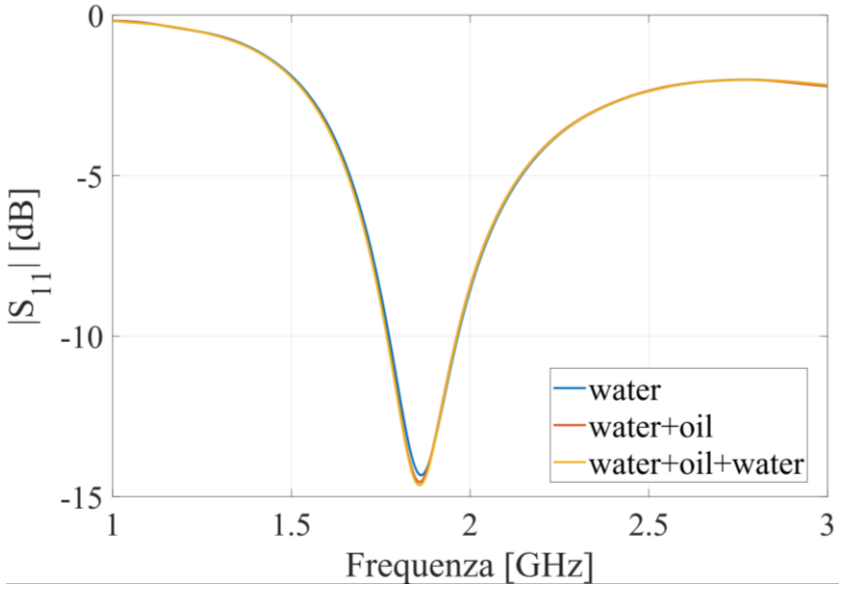


Figura 5.35 – Simulazione della risposta del CSRR per differenti configurazioni stratificate, fornita dall'Università di Bologna [30].

Per l'antenna patch, invece, le tre configurazioni producono variazioni più evidenti della risonanza e della forma dello spettro (*Figura 5.36*), indicando una maggiore influenza della struttura complessiva posta sotto il sensore.

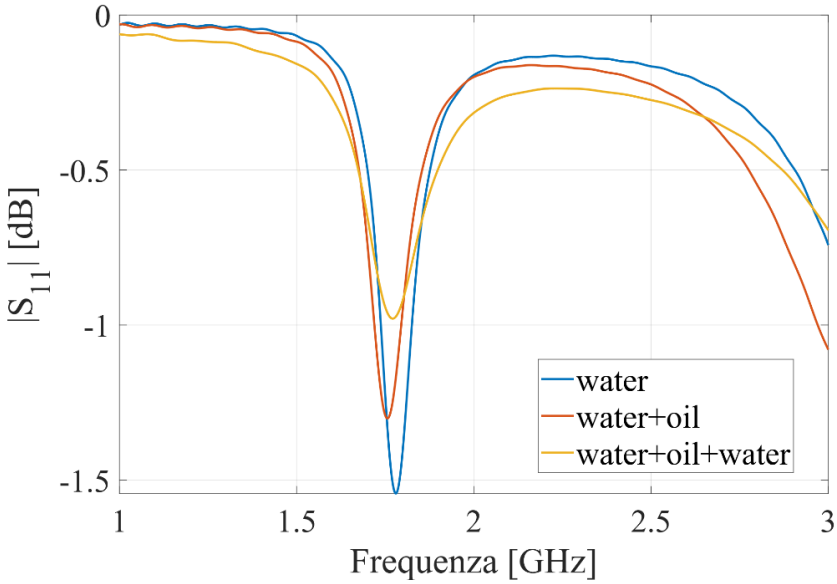


Figura 5.36 – Simulazione della risposta della patch per differenti configurazioni stratificate, fornita dall'Università di Bologna [30].

5.3.1 CSRR

Verifica sperimentale delle configurazioni stratificate. Per verificare il comportamento previsto dalla simulazione sono state considerate le tre configurazioni progressive analoghe a quelle simulate. Per il confronto qualitativo sono riportate tre acquisizioni rappresentative (*Figura 5.37*).

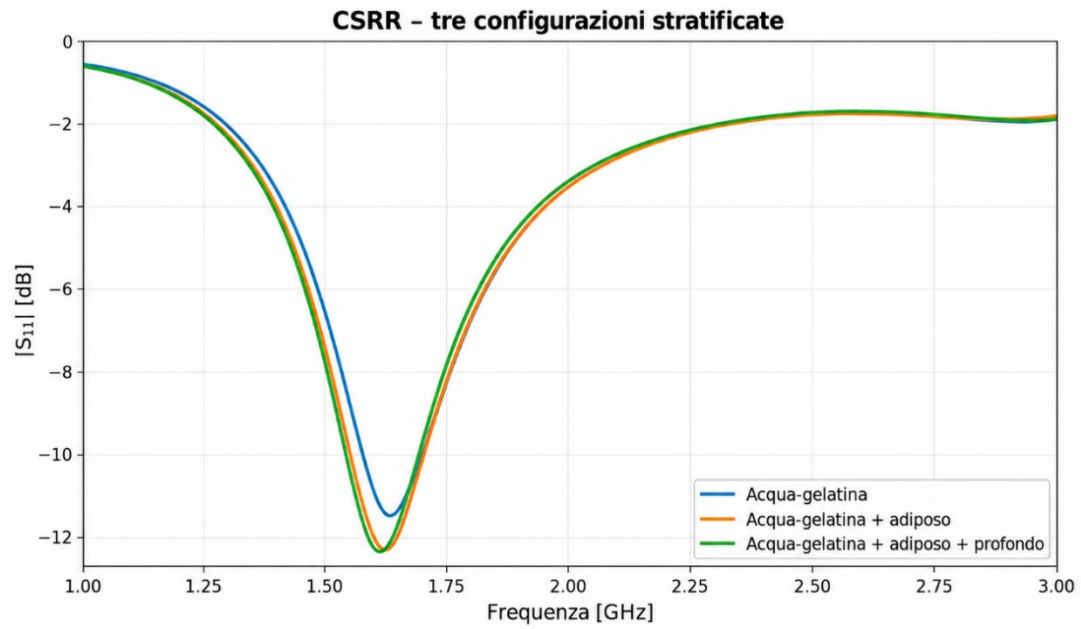


Figura 5.37 – CSRR: confronto tra le tre configurazioni stratificate.

Le frequenze di risonanza risultano pari a circa 1,631, 1,622 e 1,619 GHz, con una separazione complessiva di circa 12 MHz. La variazione maggiore si osserva con l'aggiunta dello strato adiposo, mentre l'inserimento del volume profondo produce uno spostamento di soli 3 MHz, con curve quasi coincidenti. Il comportamento risulta qualitativamente coerente con la limitata influenza degli strati più profondi prevista dalla simulazione del CSRR (*Figura 5.35*).

Prova di controllo sul materiale sottostante. Come ulteriore controllo, è stata eseguita una prova sperimentale mantenendo invariati gli strati superficiali e modificando drasticamente il materiale sottostante. In questo caso è stata utilizzata la pelle phantom G6.7O32.7 di 1 mm, sovrapposta a uno strato adiposo di 5 mm, misurando la struttura prima su un supporto in polistirolo, con materiale anecoico sottostante, e successivamente su una lastra metallica.

La prova è stata limitata allo spessore cutaneo di 1 mm, condizione più favorevole per evidenziare un eventuale contributo del materiale sottostante, data la sensibilità prevalentemente superficiale del CSRR (*Figura 5.38*).

La lastra metallica rappresenta intenzionalmente una perturbazione estrema e non ha lo scopo di riprodurre una specifica condizione fisiologica; la prova viene utilizzata esclusivamente per verificare se una modifica marcata del materiale posto al di sotto degli strati superficiali sia in grado di produrre una variazione misurabile della risposta del sensore.

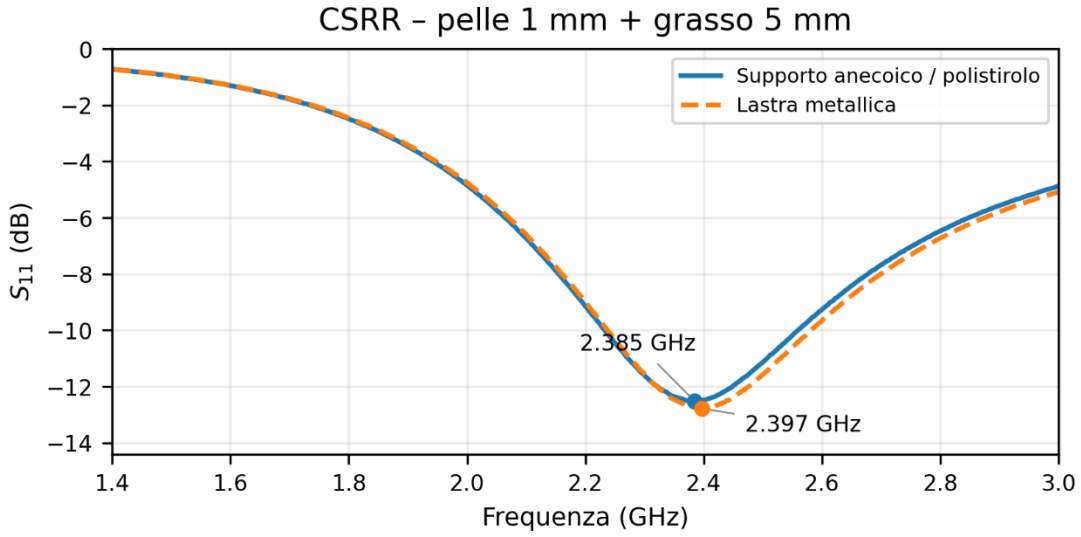


Figura 5.38 – CSRR, pelle 1 mm e adiposo 5 mm: confronto tra polistirolo e lastra metallica.

Nonostante la marcata differenza tra le due condizioni sottostanti, le curve rimangono simili. Mostrano infatti una buona sovrapposizione in termini di frequenza di risonanza, ampiezza e forma complessiva dello spettro. La frequenza di risonanza passa da circa 2,385 a 2,397 GHz, con uno spostamento di circa 11,9 MHz. Questa variazione, pur essendo misurabile, suggerisce un'influenza contenuta del materiale sottostante sulla risposta del CSRR. Non si può tuttavia escludere che parte della differenza sia dovuta alla variabilità sperimentale.

Ripetibilità delle acquisizioni. Anche nel secondo protocollo la ripetibilità è stata valutata secondo i criteri descritti nel Paragrafo 5.2.1. Per ciascuna formulazione G6.8O20–G6.8O70 vengono mostrate le 20 acquisizioni di una campagna rappresentativa, considerando lo spessore cutaneo di 2 mm (*Figure 5.39–5.44*).

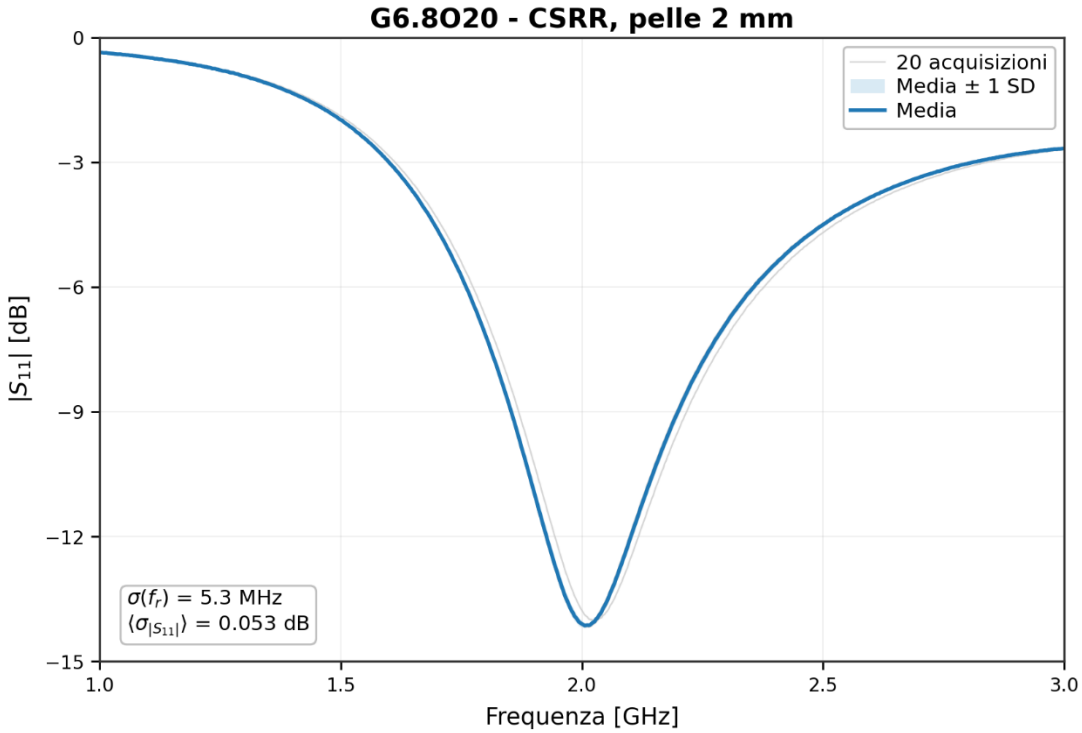


Figura 5.39 – G6.8O20, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

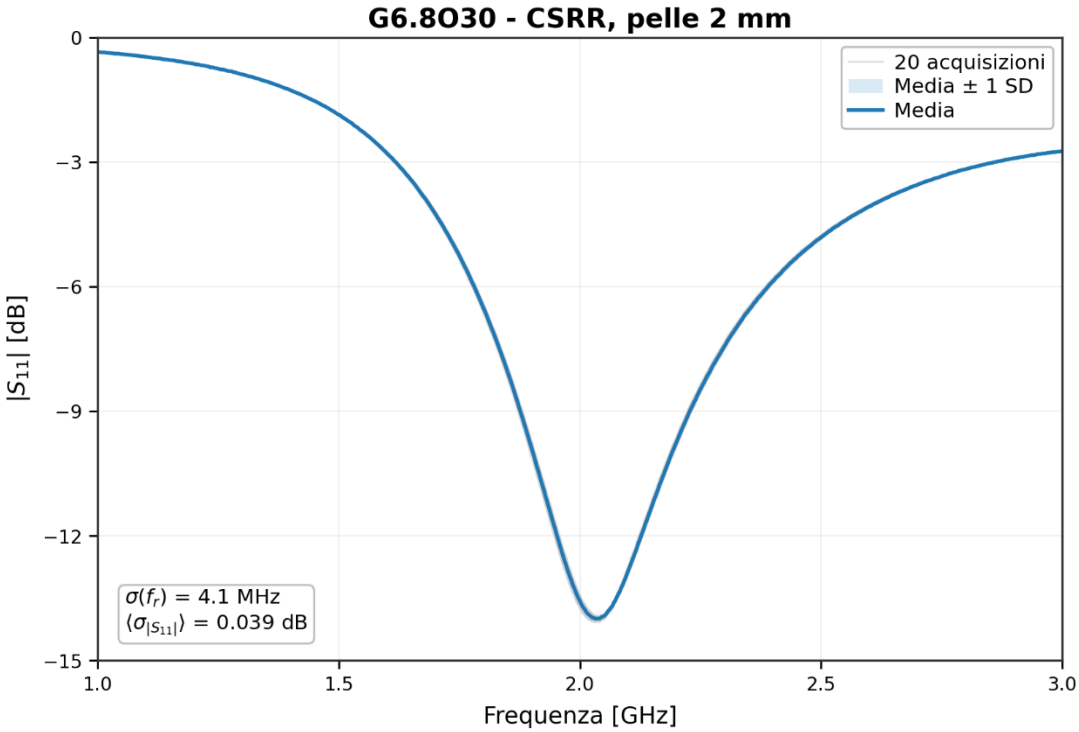


Figura 5.40 – G6.8O30, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

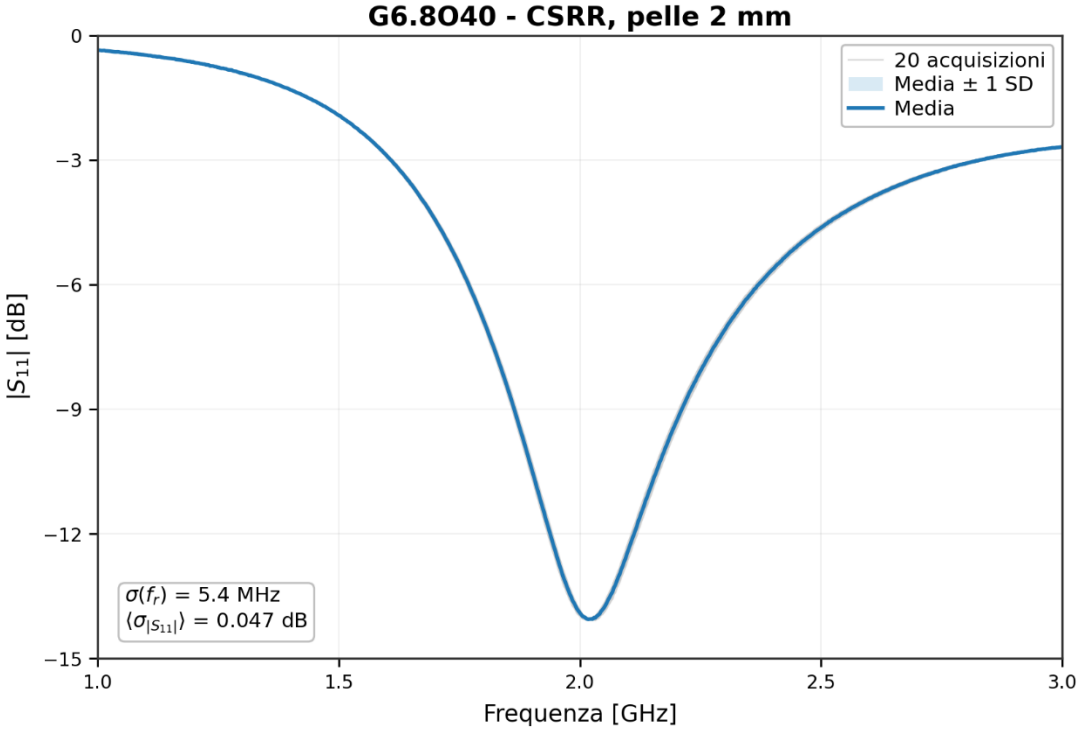


Figura 5.41 – G6.8O40, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

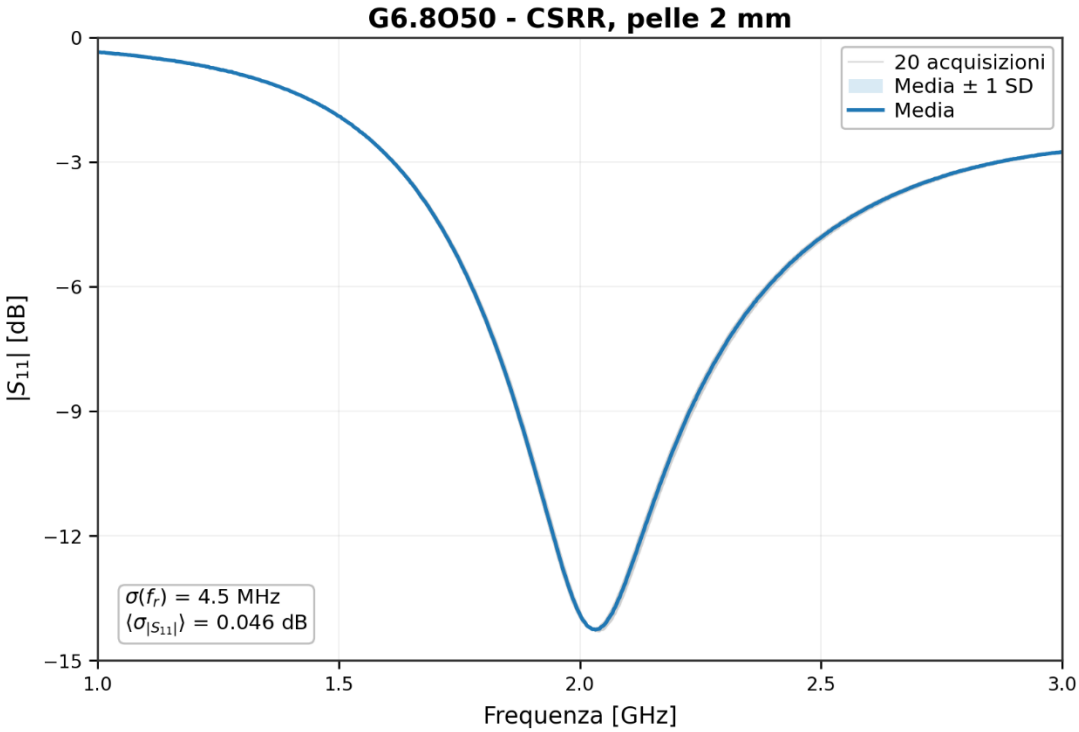


Figura 5.42 – G6.8O50, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

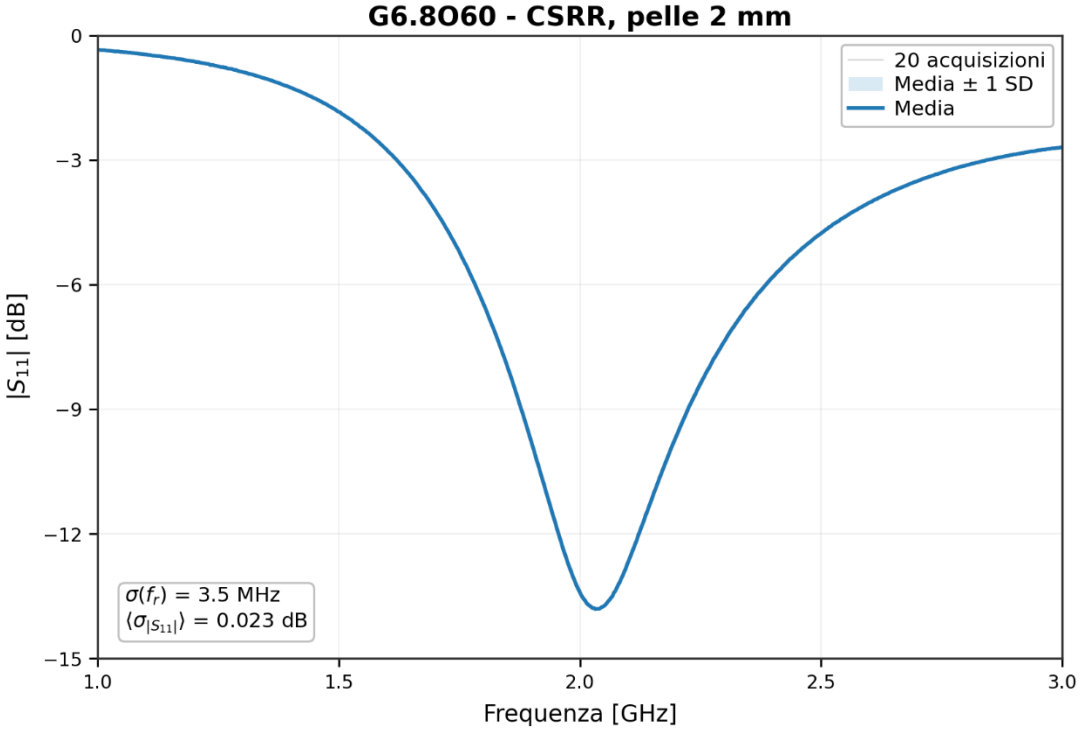


Figura 5.43 – G6.8O60, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

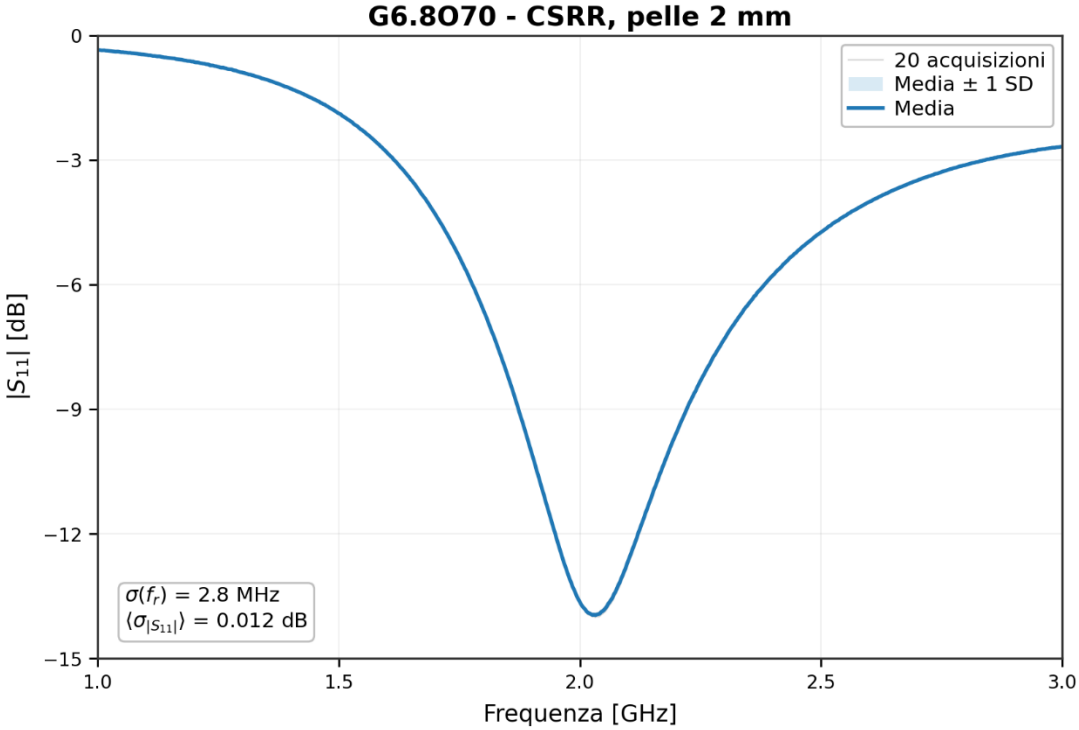


Figura 5.44 – G6.8O70, CSRR, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

Nel complesso, $\sigma(f_r)$ varia da 2,8 a 5,4 MHz, mentre la deviazione standard media di $|S_{11}|$ è compresa tra 0,012 e 0,053 dB.

Confronto tra phantom profondi. Il confronto tra le diverse formulazioni viene eseguito separatamente per ciascuno spessore di pelle (*Figure 5.45–5.47*).

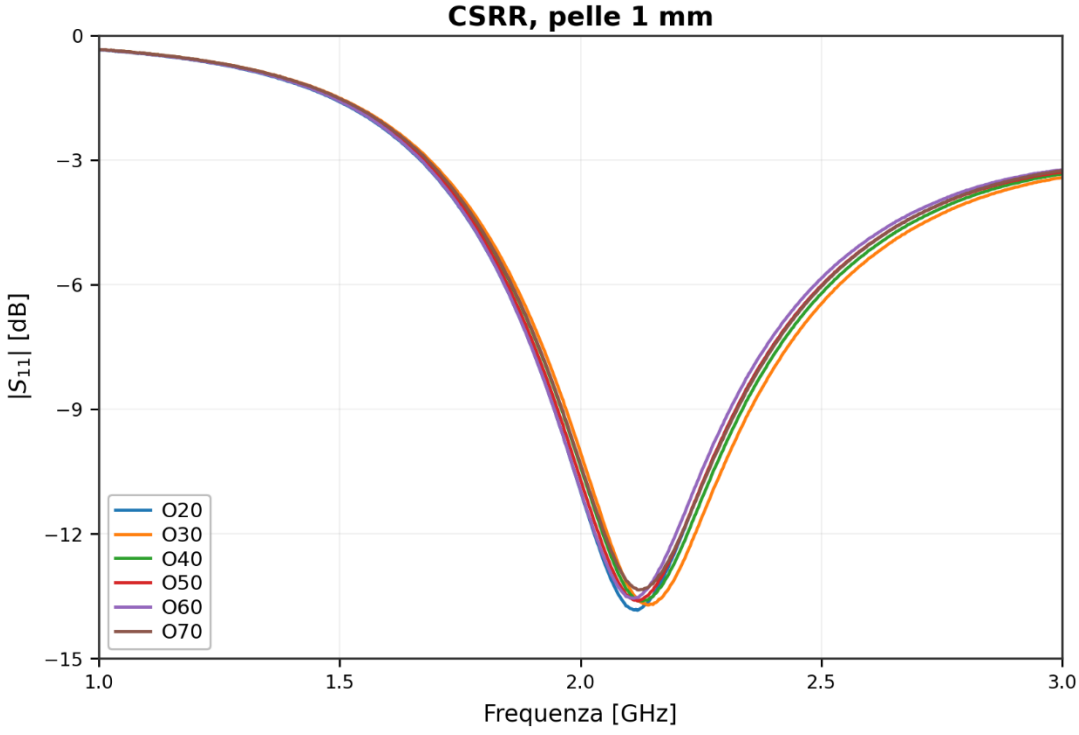


Figura 5.45 – CSRR, pelle 1 mm: confronto delle curve medie tra i phantom profondi O20–O70.

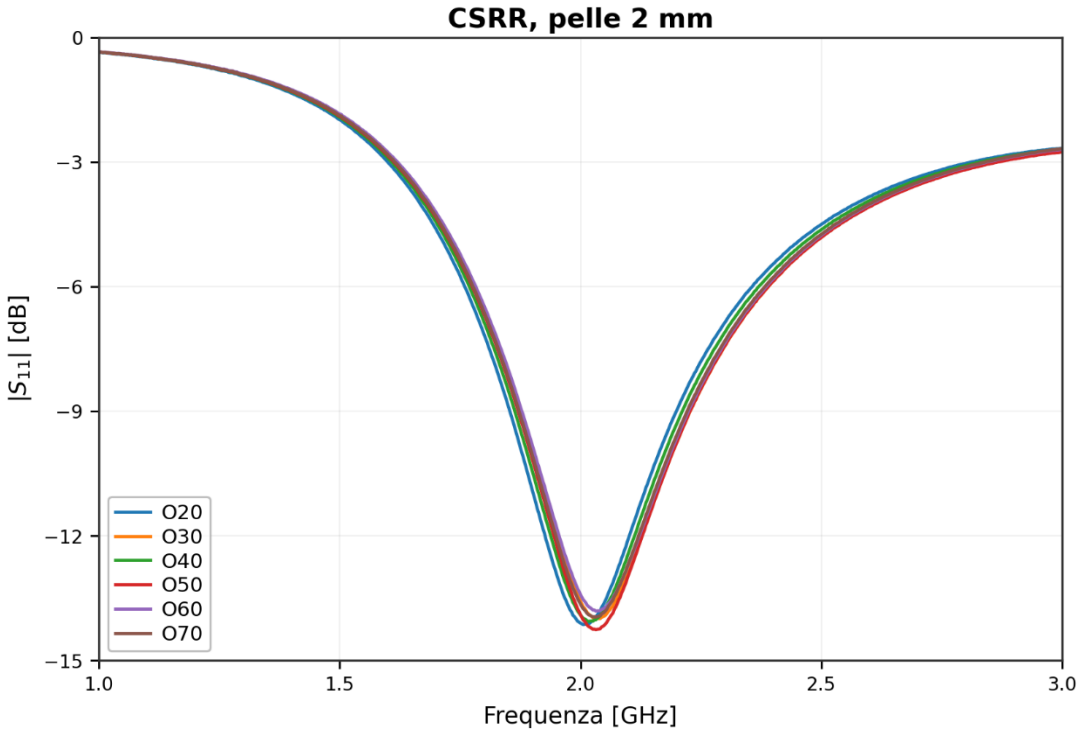


Figura 5.46 – CSRR, pelle 2 mm: confronto delle curve medie tra i phantom profondi O20–O70.

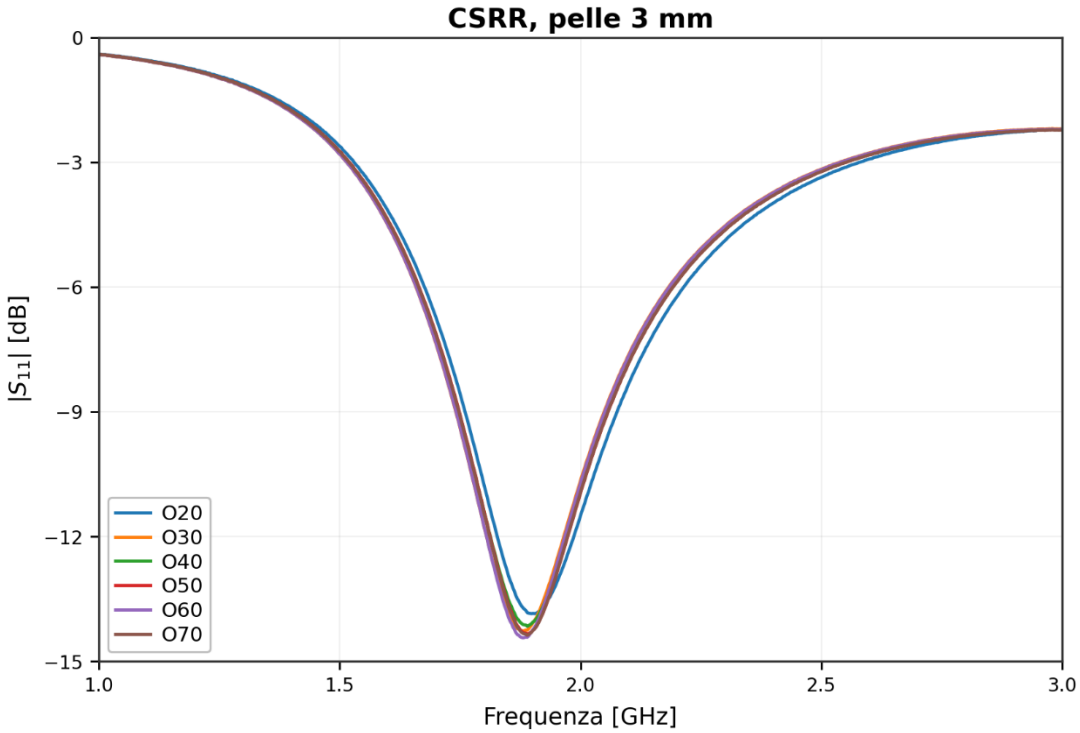


Figura 5.47 – CSRR, pelle 3 mm: confronto delle curve medie tra i phantom profondi O20–O70.

In tutti e tre i casi le curve relative alle formulazioni O20–O70 rimangono fortemente sovrapposte e non mostrano un ordinamento monotono associato alla progressiva variazione del rapporto acqua–olio. L'intervallo delle frequenze di risonanza medie è di circa 32,7 MHz per la pelle di 1 mm, 26,7

MHz per 2 mm e 17,8 MHz per 3 mm; tali differenze non seguono tuttavia l'ordine compositivo O20–O70, indicando l'assenza di una risposta sistematica del CSRR alla variazione del volume profondo.

Considerando tutte le campagne del secondo protocollo, le curve risultano nella maggior parte dei casi sovrapposte o caratterizzate da differenze contenute e non riproducibili sistematicamente. Differenze più marcate si osservano in alcuni casi con pelle di 1 mm, potenzialmente più soggetta a deformazioni e variazioni delle condizioni di contatto, pressione e posizionamento.

Nel complesso, i risultati sono coerenti sia con le simulazioni relative all'aggiunta progressiva degli strati (*Figura 5.35*), sia con la prova di controllo (*Figura 5.38*), supportando una sensibilità prevalentemente superficiale del CSRR e l'assenza di una discriminazione stabile e riproducibile delle formulazioni O20–O70 nelle condizioni sperimentali considerate.

5.3.2 Antenna patch

Verifica sperimentale delle configurazioni stratificate. Analogamente al CSRR, la verifica è stata ripetuta con l'antenna patch utilizzando le tre configurazioni stratificate progressive. Per ciascuna configurazione viene riportata la media di cinque acquisizioni; le curve sono state normalizzate rispetto al valore a 1 GHz per facilitarne il confronto qualitativo (*Figura 5.48*).

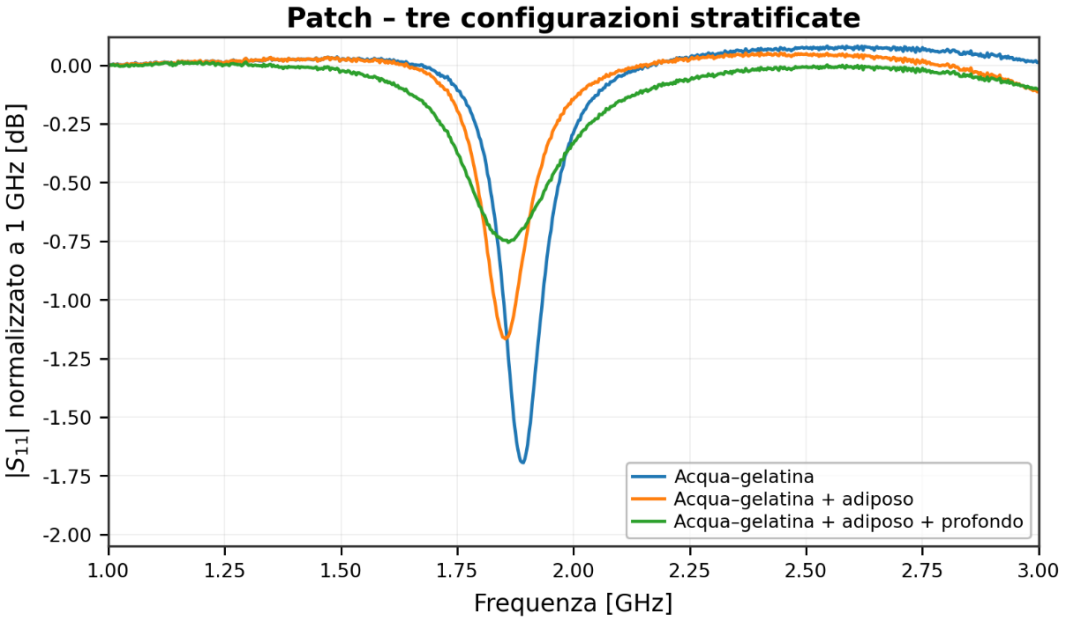


Figura 5.48 – Antenna patch: confronto tra le tre configurazioni stratificate.

Le tre configurazioni producono curve distinguibili, soprattutto per profondità del minimo e forma dello spettro. Le frequenze di risonanza risultano pari a circa 1,892 GHz per il solo strato acqua–gelatina, 1,854 GHz dopo l'aggiunta dello strato adiposo e 1,860 GHz per la struttura completa. L'aggiunta del volume profondo produce quindi un'ulteriore modifica della risposta, osservabile soprattutto nell'ampiezza e nella forma della risonanza. Il comportamento risulta qualitativamente coerente con la simulazione della patch riportata in *Figura 5.36*.

Prova di controllo sul materiale sottostante. La stessa verifica è stata ripetuta con la patch confrontando il supporto in polistirolo e la lastra metallica per spessori cutanei di 1, 2 e 3 mm, mantenendo lo strato adiposo a 5 mm. A differenza del CSRR, il confronto è stato esteso a tutti e tre gli spessori cutanei, con l'obiettivo di verificare se il contributo del materiale sottostante rimanga rilevabile all'aumentare dello spessore cutaneo (*Figure 5.49–5.51*).

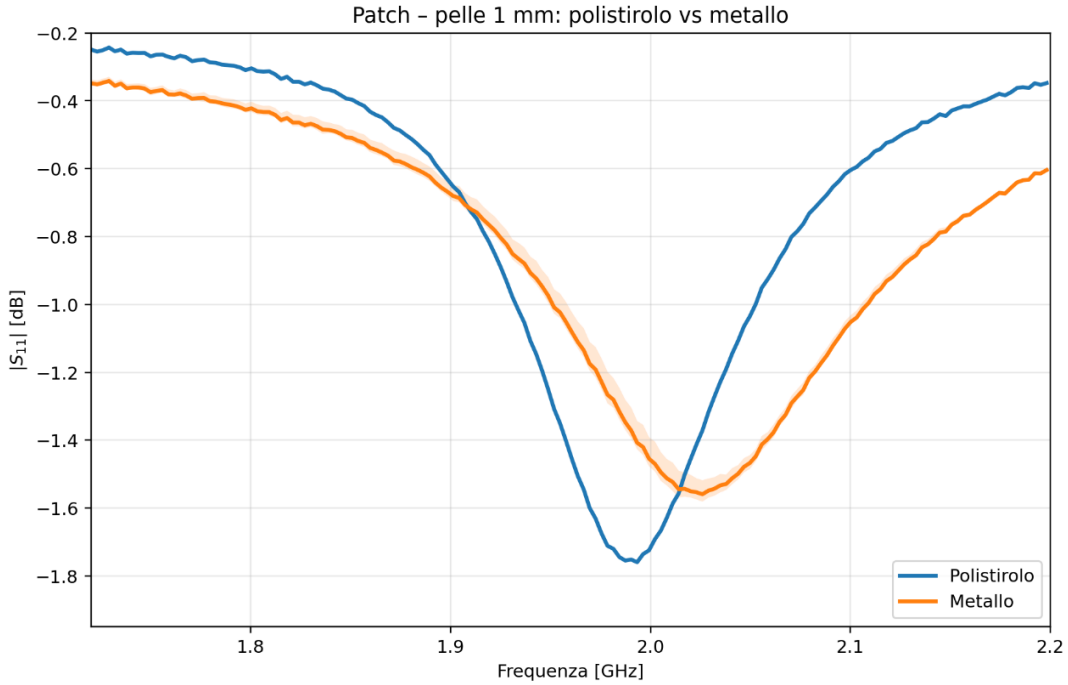


Figura 5.49 – Antenna patch, pelle 1 mm e adiposo 5 mm: confronto polistirolo–metallo.

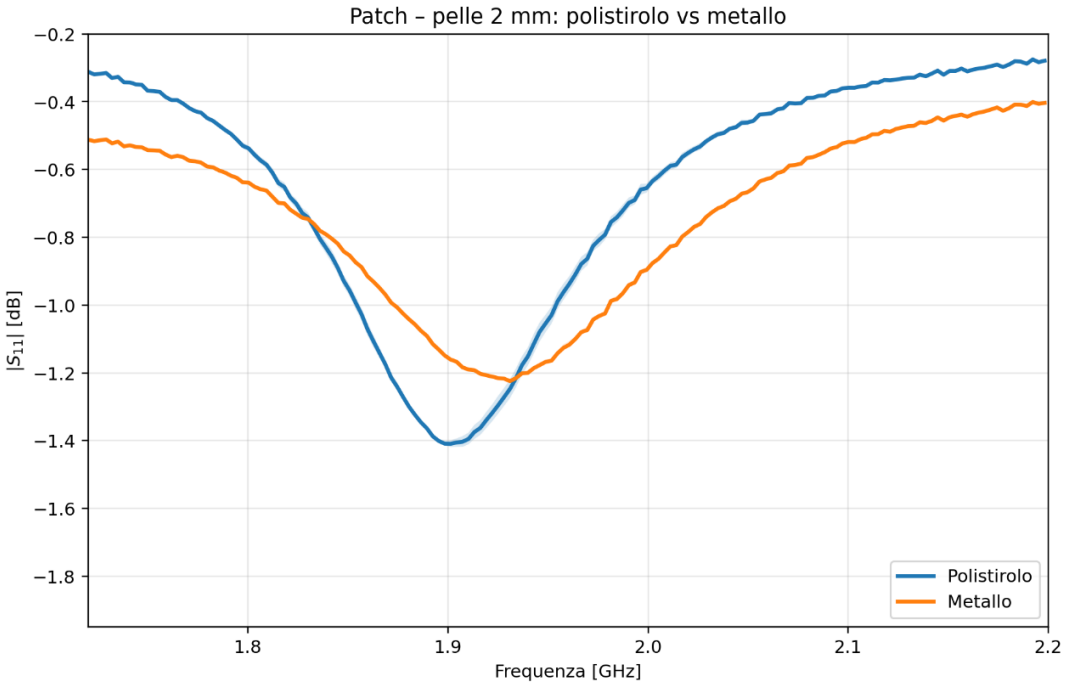


Figura 5.50 – Antenna patch, pelle 2 mm e adiposo 5 mm: confronto polistirolo–metallo.

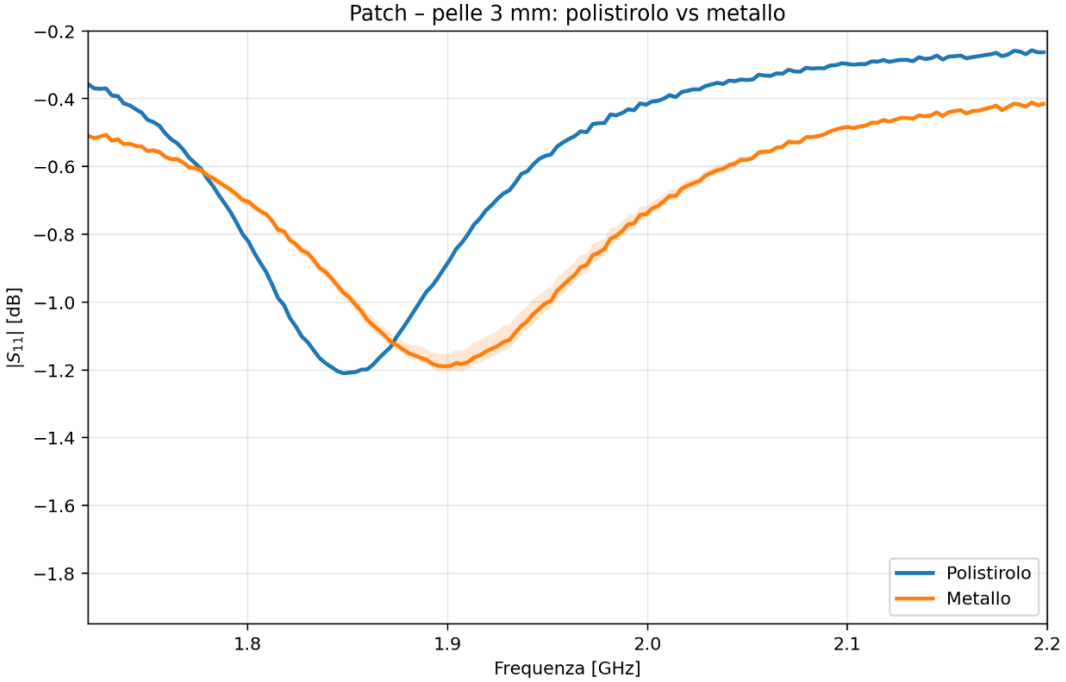


Figura 5.51 – Antenna patch, pelle 3 mm e adiposo 5 mm: confronto polistirolo–metallo.

In tutte e tre le configurazioni la sostituzione del supporto in polistirolo con la lastra metallica determina uno spostamento della frequenza di risonanza verso valori maggiori: da 1,993 a 2,026 GHz con pelle di 1 mm (+32,7 MHz), da 1,899 a 1,931 GHz con pelle di 2 mm (+31,7 MHz) e da 1,848 a 1,897 GHz con pelle di 3 mm (+48,5 MHz). Anche l'ampiezza del minimo varia nelle configurazioni a 1 e 2 mm, mentre a 3 mm la variazione è più contenuta. Questi risultati

evidenziano l'influenza del materiale sottostante sulla risposta della patch, senza tuttavia dimostrare una sensibilità selettiva al solo volume profondo.

Ripetibilità delle acquisizioni. Le *Figure 5.52–5.57* mostrano le acquisizioni ripetute della patch per le sei formulazioni O20–O70, considerando una campagna rappresentativa con pelle di 2 mm.

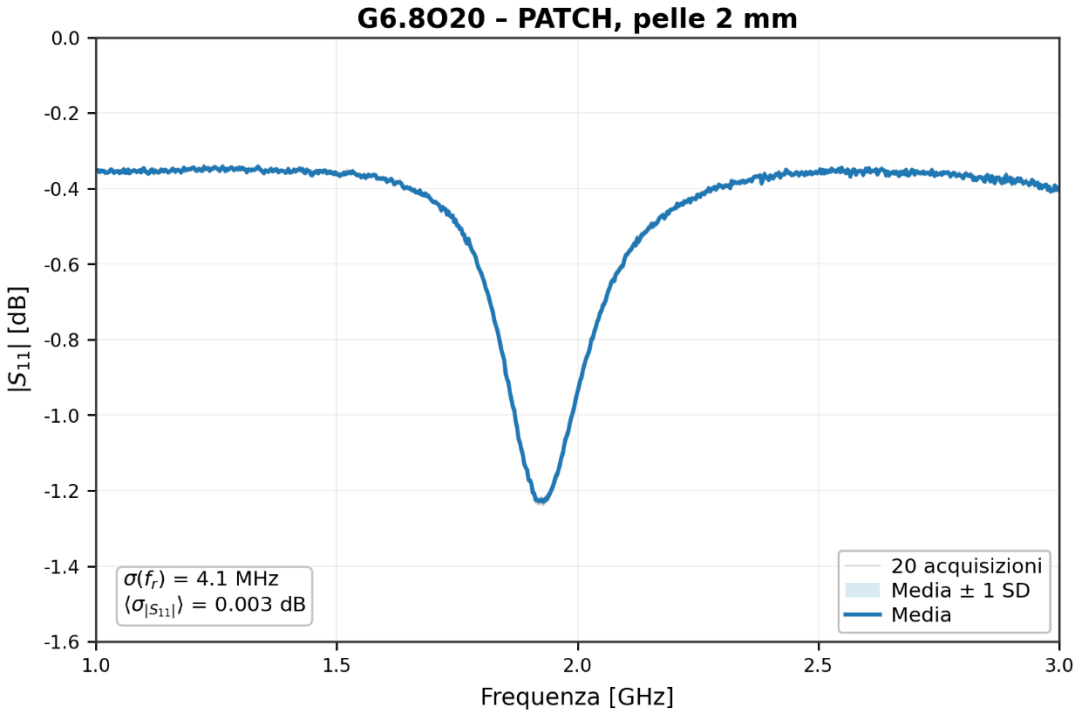


Figura 5.52 – G6.8O20, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

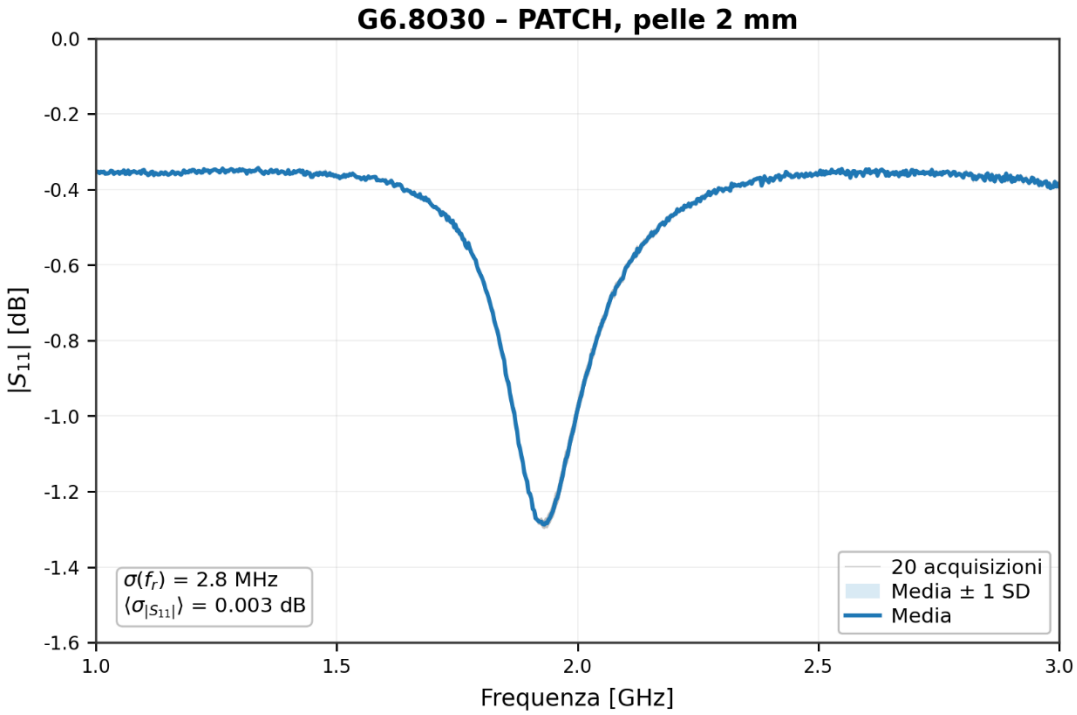


Figura 5.53 – G6.8O30, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

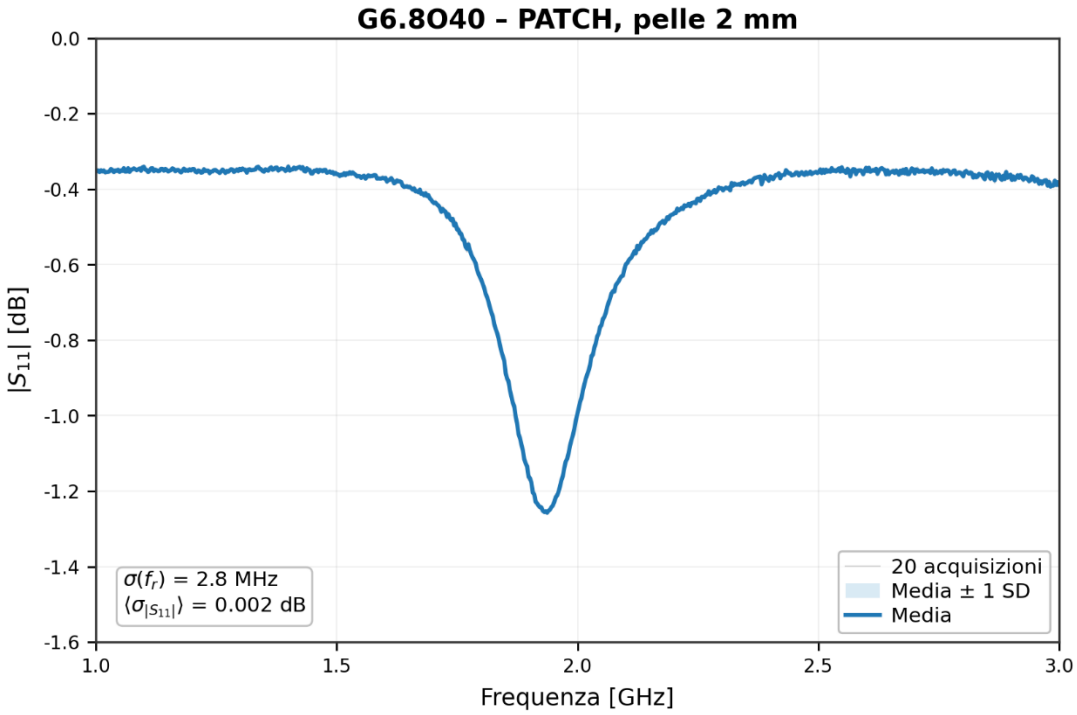


Figura 5.54 – G6.8O40, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

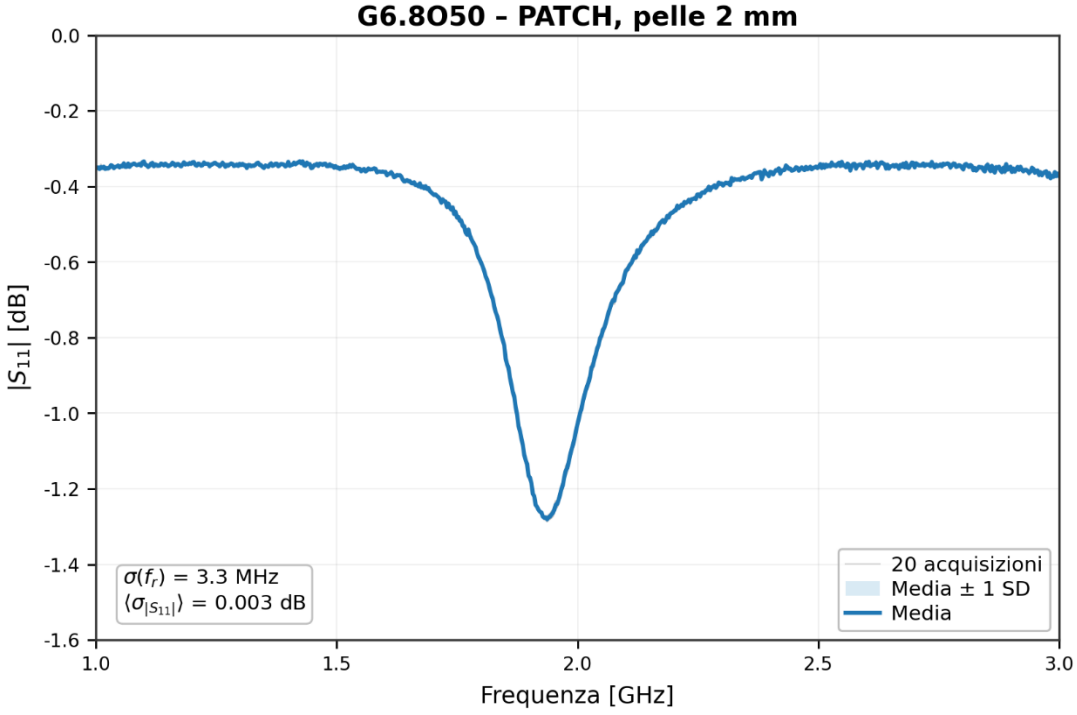


Figura 5.55 – G6.8O50, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

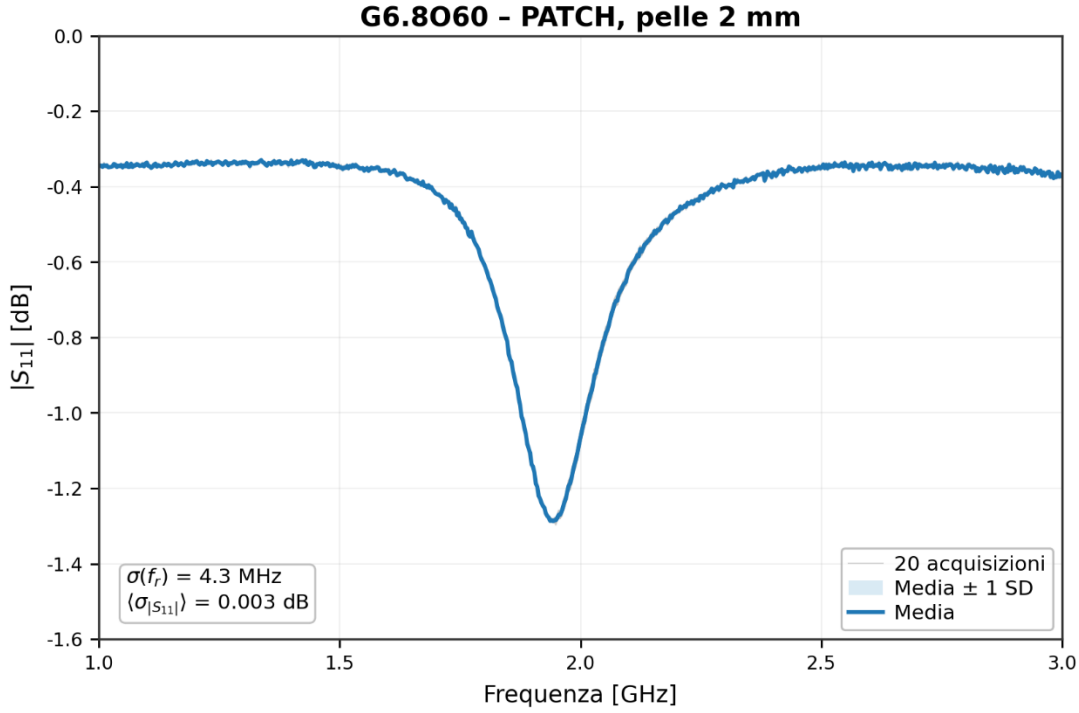


Figura 5.56 – G6.8O60, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

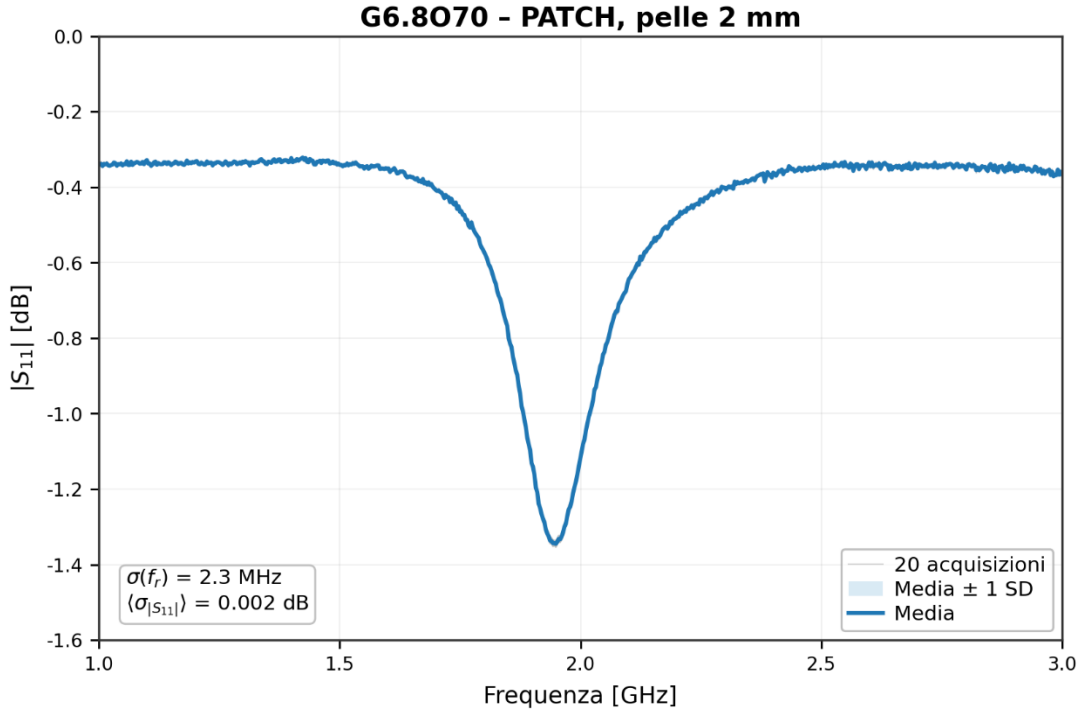


Figura 5.57 – G6.8O70, antenna patch, pelle 2 mm: 20 acquisizioni ripetute e curva media.

Nella configurazione con pelle di 2 mm, la dispersione delle frequenze di risonanza risulta complessivamente contenuta. La deviazione standard di f_r è compresa tra circa 2,3 e 4,3 MHz nelle sei formulazioni, mentre la deviazione standard media di $|S_{11}|$ lungo la banda di risonanza rimane dell'ordine di pochi millesimi di decibel.

Confronto tra phantom profondi. Le curve medie delle formulazioni O20–O70 sono state confrontate separatamente per ciascuno spessore cutaneo di 1, 2 e 3 mm. I risultati sono riportati nelle *Figure 5.58–5.61*.

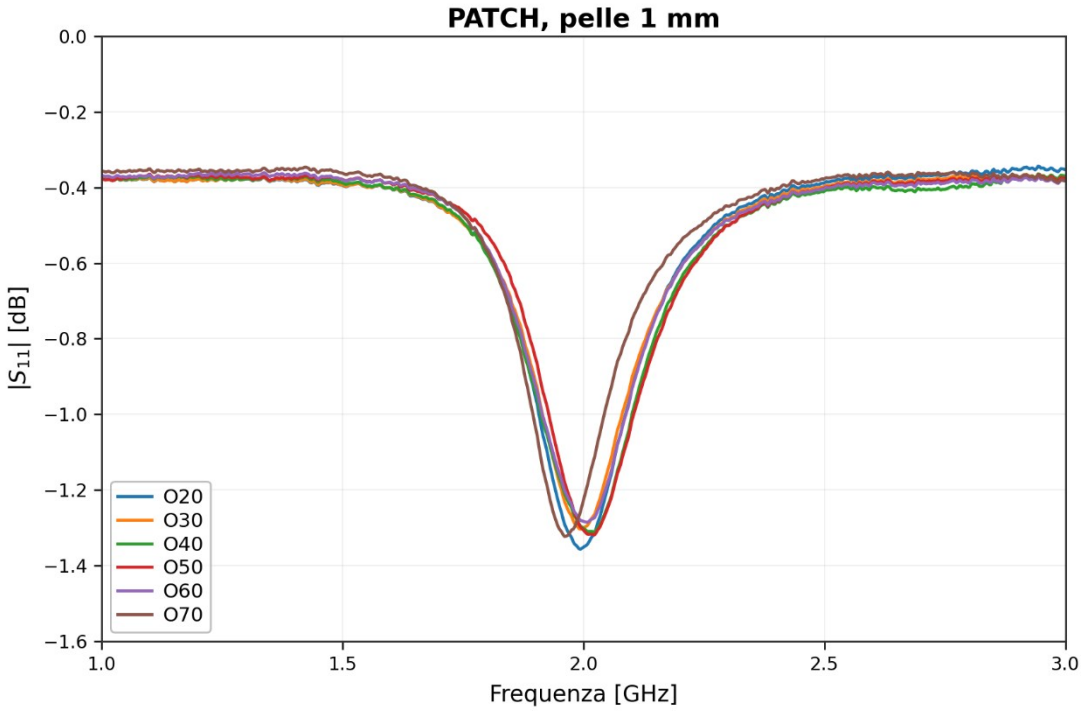


Figura 5.58 – Antenna patch, pelle 1 mm: confronto curve medie tra i phantom profondi O20–O70.

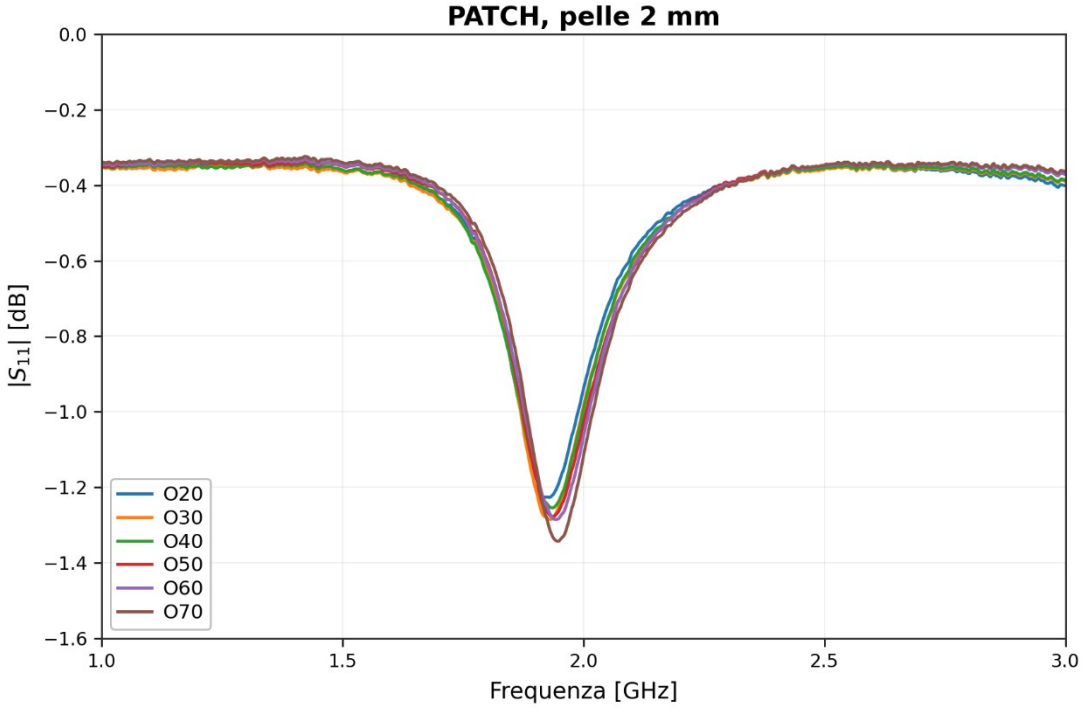


Figura 5.59 – Antenna patch, pelle 2 mm: confronto curve medie tra i phantom profondi O20–O70.

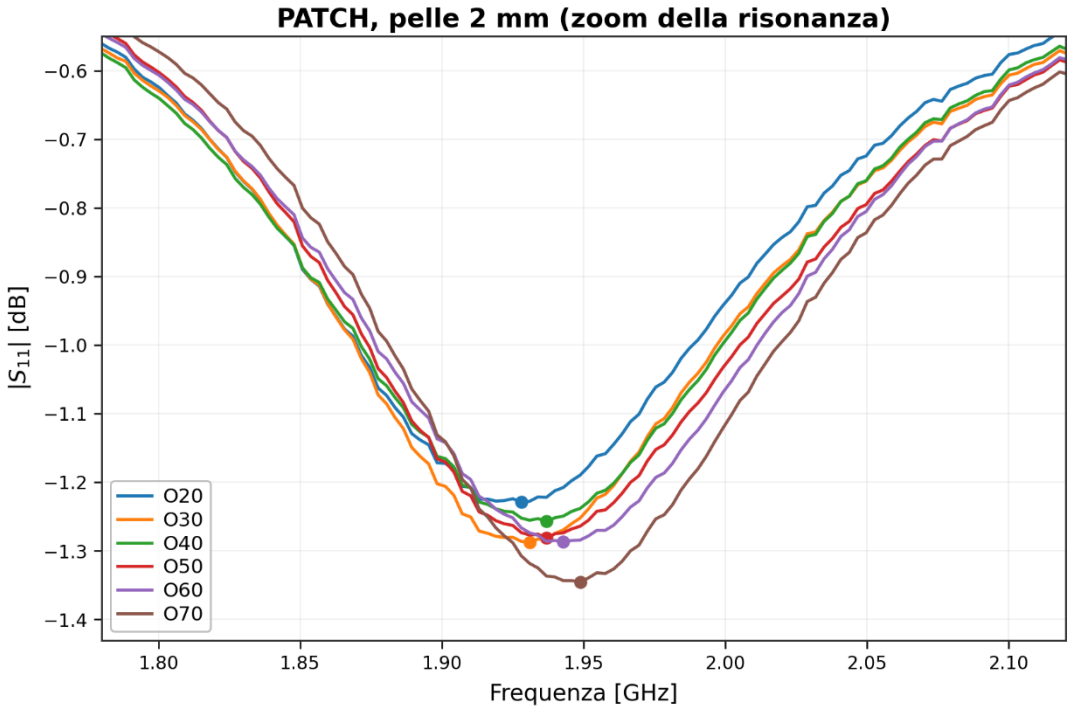


Figura 5.60 – Dettaglio della risonanza con pelle 2 mm.

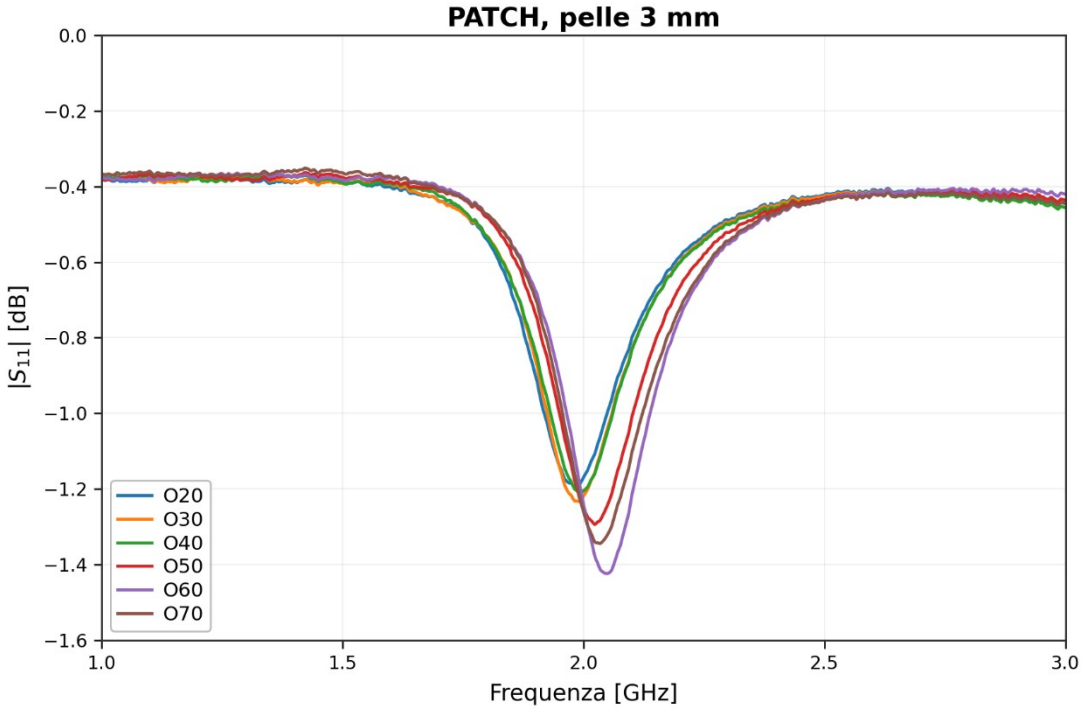


Figura 5.61 – Antenna patch, pelle 3 mm: confronto curve medie tra i phantom profondi O20–O70.

Con pelle di 1 mm le curve mostrano una maggiore variabilità relativa e non emerge un ordinamento monotono delle frequenze di risonanza associato alla sequenza compositiva O20–O70. In particolare, le formulazioni intermedie risultano molto vicine e alcune curve cambiano ordine; la deviazione standard

della frequenza di risonanza raggiunge valori prossimi a 8–10 MHz per alcune formulazioni. Questo comportamento può essere ricondotto, almeno in parte, alla maggiore deformabilità dello strato cutaneo più sottile e alla conseguente sensibilità della misura a irregolarità locali, variazioni del contatto e piccoli cambiamenti di pressione e posizionamento.

La configurazione con pelle di 2 mm presenta invece il comportamento più regolare. Il dettaglio della regione di risonanza consente di apprezzare più chiaramente la progressiva traslazione dei minimi verso frequenze maggiori lungo la sequenza O20–O70. Le frequenze di risonanza medie passano da circa 1,928 GHz per O20 a 1,949 GHz per O70, seguendo complessivamente la progressiva riduzione della frazione acquosa, in accordo con il comportamento atteso dal punto di vista fisico. Tuttavia, le separazioni tra alcune formulazioni adiacenti rimangono molto contenute: O40 e O50, ad esempio, presentano frequenze di risonanza delle curve medie coincidenti alla risoluzione di frequenza utilizzata. Per alcune coppie di formulazioni vicine, la differenza tra le frequenze medie risulta inferiore alla deviazione standard delle misure ripetute. La dispersione sperimentale è quindi sufficientemente ampia, rispetto alle piccole separazioni osservate, da poter contribuire alle inversioni nell'ordinamento delle curve riscontrate tra acquisizioni e campagne differenti. Sebbene l'intero intervallo O20–O70 corrisponda a uno spostamento complessivo di circa 20,8 MHz, la distinzione tra formulazioni adiacenti rimane pertanto poco robusta. La patch mostra una risposta coerente con le variazioni compositive del volume profondo, ma l'andamento osservato non garantisce una discriminazione affidabile delle singole formulazioni.

Con pelle di 3 mm le risonanze continuano a modificarsi in funzione del phantom profondo, confermando che il volume sottostante contribuisce alla risposta anche attraverso uno strato superficiale più spesso. Da O20 a O60 si osserva infatti una progressione abbastanza evidente e coerente delle frequenze di risonanza. L’ordinamento si perde però per O70, che torna verso frequenze inferiori rispetto a O60. Anche in questo caso le differenze osservate non

possono quindi essere interpretate come una relazione univoca tra frequenza di risonanza e contenuto acquoso del volume profondo.

Considerando anche le altre campagne sperimentali del secondo protocollo, la progressione delle frequenze di risonanza lungo la sequenza O20–O70 non risulta sempre riprodotta in modo sistematico e l'ordinamento tra formulazioni adiacenti può variare. In questo contesto, la variabilità sperimentale assume un ruolo particolarmente rilevante: quando le differenze tra le frequenze di risonanza delle formulazioni vicine sono molto contenute, anche piccole variazioni delle condizioni di misura possono influenzare l'ordinamento osservato. Questo può contribuire a spiegare le inversioni riscontrate tra campagne differenti e limita la riproducibilità della progressione associata alla composizione del phantom profondo.

Nel complesso, simulazioni, prova stratificata e confronto polistirolo–metallo mostrano che la risposta dell'antenna patch è influenzata dal materiale presente al di sotto degli strati superficiali. Anche le misure con i phantom O20–O70 evidenziano variazioni della frequenza di risonanza associate alla diversa composizione del volume profondo. La configurazione con pelle di 2 mm presenta l'andamento più regolare, mentre con pelle di 3 mm la progressione rimane evidente fino a O60. Tuttavia, le ridotte separazioni tra alcune formulazioni, la dispersione delle misure ripetute e le inversioni di ordinamento osservate nelle diverse campagne limitano la riproducibilità della relazione tra frequenza di risonanza e composizione del phantom. I risultati mostrano quindi la sensibilità della patch alle proprietà del volume profondo. Non consentono però di dimostrare una relazione univoca e riproducibile tra frequenza di risonanza e contenuto acquoso, né una discriminazione robusta delle sei formulazioni basata sulla sola frequenza di risonanza.

CAPITOLO 6 – CONCLUSIONI, LIMITI E SVILUPPI FUTURI

6.1 Conclusioni

Un primo risultato riguarda le formulazioni O20–O70, che hanno permesso di ottenere una scala di materiali con proprietà dielettriche progressive e sufficientemente riproducibili. Le differenze tra le diverse formulazioni risultano infatti maggiori rispetto alla variabilità tra preparazioni indipendenti, confermando l'idoneità dei phantom come modello controllato per lo studio della sensibilità dei sensori.

Per quanto riguarda l'influenza degli strati superficiali, entrambi i sensori sono risultati sensibili alle variazioni dello spessore cutaneo, sebbene con comportamenti differenti. Nel CSRR l'effetto è particolarmente marcato nei primi millimetri, coerentemente con il rapido decadimento del campo elettromagnetico. La patch mostra invece un'interazione più estesa in profondità, pur rimanendo influenzata dallo spessore della pelle.

Anche per questo sensore, lo spessore e le condizioni degli strati superficiali devono quindi essere controllati per interpretare correttamente le misure.

Il confronto tra le formulazioni profonde ha mostrato più chiaramente il diverso comportamento dei due sensori. La risposta del CSRR è prevalentemente determinata dagli strati superficiali e non consente una discriminazione stabile dei phantom profondi O20–O70. Le variazioni del volume sottostante producono infatti modifiche limitate rispetto al contributo della pelle e dello strato adiposo.

La patch mostra una sensibilità più marcata al materiale posto al di sotto degli strati superficiali. Le configurazioni progressive risultano più distinguibili e anche la prova polistirolo–metallo conferma che una variazione profonda produce un effetto misurabile sulla risposta del sensore. Nel confronto tra i phantom O20–O70, inoltre, in alcune condizioni emerge un ordinamento coerente delle frequenze di risonanza, soprattutto con pelle da 2 mm.

Le differenze tra formulazioni adiacenti rimangono però spesso contenute e possono essere mascherate dalla variabilità introdotta dagli strati superficiali e dalle condizioni di misura. La sola frequenza di risonanza non consente quindi ancora una discriminazione stabile di tutti i livelli della scala.

Nel complesso, il risultato è comunque promettente: la patch è effettivamente sensibile al volume più profondo, mentre il CSRR rimane maggiormente influenzato dagli strati superficiali. Questa complementarità rappresenta una base utile per sviluppare strategie di analisi più robuste, in grado di separare meglio il contributo superficiale da quello profondo e migliorare, in prospettiva, la capacità di stimare lo stato di idratazione tissutale.

6.2 Limiti e sviluppi futuri

Il principale limite emerso riguarda la variabilità delle condizioni sperimentali, soprattutto del contatto sensore–phantom e delle caratteristiche degli strati superficiali. Questi fattori, in particolare lo spessore effettivo dello strato cutaneo, possono influenzare la risposta risonante e rendere difficile distinguere formulazioni profonde caratterizzate da differenze contenute.

Il primo passo sarà migliorare e standardizzare il setup sperimentale. Il controllo dovrà riguardare pressione, area di contatto, posizione e orientamento del sensore, oltre al serraggio del connettore. Dovranno essere controllati anche la planarità e lo spessore degli strati superficiali. Sarà importante mantenere condizioni simili tra le prove, soprattutto per la temperatura, il tempo trascorso dalla preparazione e la conservazione dei phantom. Si punta così a ridurre la variabilità delle misure e a rendere più riconoscibili le differenze tra formulazioni profonde adiacenti.

Sarà inoltre utile sviluppare simulazioni elettromagnetiche più specifiche. Dovranno essere basate direttamente sui modelli stratificati utilizzati sperimentalmente e sulle proprietà dielettriche misurate dei diversi phantom. Questo permetterebbe di confrontare in modo più diretto simulazioni e misure e di valutare meglio il contributo dei singoli strati alla risposta dei due sensori.

Un secondo limite riguarda l'utilizzo della frequenza di risonanza come principale parametro quantitativo per il confronto tra le diverse configurazioni. Le variazioni del materiale possono infatti modificare anche ampiezza, larghezza e forma complessiva della risonanza. Sarà quindi utile considerare più caratteristiche spettrali, come frequenza, profondità e larghezza del minimo, pendenze locali o porzioni più ampie dello spettro di $|S_{11}|$.

L'analisi potrebbe essere approfondita attraverso metodi multivariati e algoritmi di *machine learning*. La classificazione potrebbe aiutare a riconoscere diversi livelli o intervalli della scala di idratazione simulata. La regressione potrebbe invece essere utilizzata per stimare valori continui, come le proprietà dielettriche o il contenuto acquoso. L'utilizzo dell'intero spettro, o di un insieme di feature selezionate, permetterebbe di sfruttare informazioni che non emergono considerando esclusivamente la frequenza di risonanza. Per ottenere modelli affidabili sarà però necessario costruire dataset più ampi e variabili, ottenuti in giornate diverse e con preparazioni indipendenti.

Un'ulteriore possibilità consiste nello sfruttare congiuntamente i due sensori. Poiché il CSRR è maggiormente influenzato dagli strati superficiali, la sua risposta potrebbe fornire un'informazione utile per stimare o compensare il contributo della pelle, mentre la patch potrebbe offrire una maggiore sensibilità al volume profondo. La combinazione delle due risposte potrebbe quindi aiutare a separare contributi che, utilizzando un singolo sensore, risultano sovrapposti.

Dal punto di vista dei phantom, sarà inoltre importante aumentare progressivamente il realismo del modello. Le formulazioni O20–O70 costituiscono una scala controllata acqua–olio. Non corrispondono però a livelli fisiologici assoluti di idratazione e rappresentano una semplificazione dei tessuti reali. L'inclusione della componente ionica, già esplorata nell'approfondimento sul NaCl, potrà contribuire a rendere più realistica soprattutto la componente dissipativa delle proprietà dielettriche.

Infine, per associare la risposta elettromagnetica a un effettivo livello di idratazione sarà necessaria una fase di calibrazione specifica. Andranno definiti

intervalli fisiologicamente significativi e le misure dovranno essere confrontate con riferimenti indipendenti dello stato idrico.

Dopo una validazione più robusta su phantom, il percorso dovrà quindi proseguire verso tessuti biologici ex vivo e successivamente verso studi in vivo.

APPENDICE A – EFFETTO DEL NaCl SULLE PROPRIETÀ DIELETTRICHE DEI PHANTOM

A.1 Problema, obiettivo e scelta della formulazione

L'analisi riportata in questa appendice nasce come approfondimento complementare rispetto al tema principale della tesi.

La campagna sperimentale principale utilizza phantom *tissue-mimicking* nei quali le proprietà dielettriche vengono modulate prevalentemente attraverso il rapporto tra fase acquosa e fase oleosa. Come discusso nel Capitolo 4, aumentando la frazione acquosa si ottengono materiali caratterizzati da valori più elevati di permittività, mentre aumentando la quantità di olio si ottengono formulazioni con comportamento progressivamente più simile a quello di tessuti a maggiore contenuto adiposo.

Tali formulazioni rappresentano tuttavia una semplificazione della composizione dei tessuti biologici. La risposta elettromagnetica di un tessuto reale non dipende infatti soltanto dal contenuto d'acqua e dalla componente lipidica, ma anche dalla presenza di elettroliti e specie ioniche mobili nei compartimenti intra- ed extracellulari. Queste contribuiscono alla conducibilità elettrica del materiale e, di conseguenza, alla componente dissipativa della risposta dielettrica.

Un'indicazione di questo comportamento emerge già dalla letteratura relativa alle formulazioni utilizzate nel presente lavoro. Di Meo et al. [24] hanno confrontato le proprietà dielettriche di diverse miscele acqua–olio–gelatina con quelle di differenti categorie di tessuto mammario umano. Più in generale, studi sperimentali sulle proprietà dielettriche dei tessuti mammari evidenziano differenze associate alla composizione tissutale e alla diversa presenza di componente adiposa e fibroglandolare [31–33]. Come mostrato in *Figura A.1*, l'accordo tra phantom e tessuti biologici è complessivamente buono, ma non si osserva una sovrapposizione perfetta sull'intera banda. In particolare, per la parte immaginaria della permittività le differenze risultano maggiormente evidenti nella regione a frequenza più bassa. Di Meo et al. [24] osservano inoltre

che, in tale regione, l'andamento di ε'' può risentire della conducibilità ionica introdotta dai componenti della miscela, in particolare dal tensioattivo.

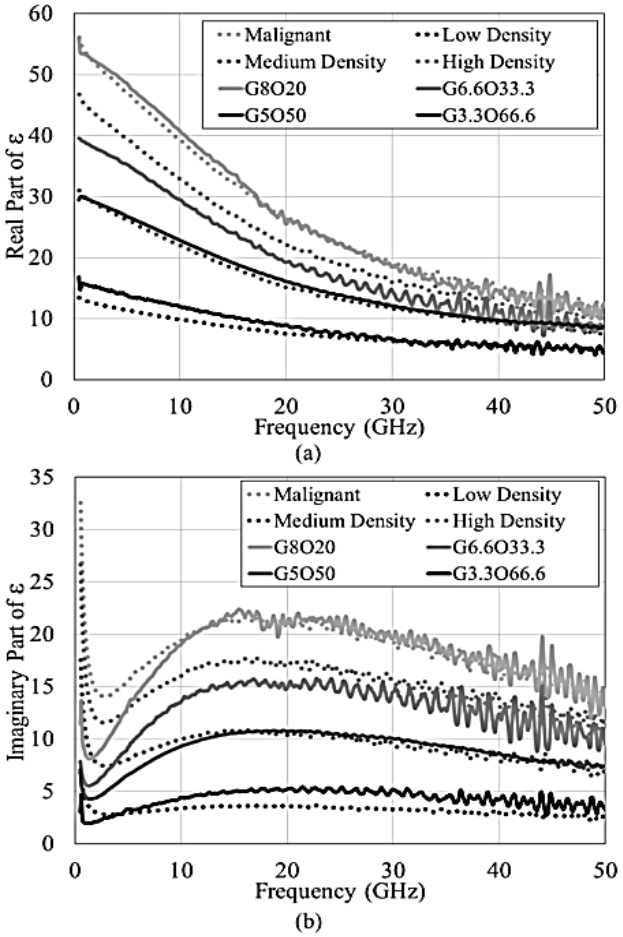


Figura A.1 – Proprietà dielettriche di tessuti mammari e phantom tissue-mimicking: (a) parte reale; (b) parte immaginaria della permittività [24].

La definizione della permittività complessa e il significato delle componenti reale e immaginaria sono già stati introdotti nel Capitolo 3 e non vengono quindi ripresi in questa sede. Ai fini del presente approfondimento è però utile richiamare il contributo associato alla conducibilità, che può essere espresso schematicamente come [11,12]:

$$\varepsilon''_{\text{cond}} = \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0}$$

dove σ rappresenta la conducibilità elettrica, $\omega = 2\pi f$ la frequenza angolare ed ε_0 la permittività del vuoto.

Questa relazione permette di comprendere perché l'effetto della concentrazione ionica risulti particolarmente evidente nella regione a frequenza

più bassa della banda investigata: a parità di conducibilità, il contributo conduttivo a ε'' diminuisce all'aumentare della frequenza. Il contenuto d'acqua e la concentrazione ionica rappresentano quindi due variabili distinte, sebbene tra loro accoppiate, e possono modificare in modo differente il comportamento dielettrico del materiale.

Per studiare questo fenomeno è stata scelta la formulazione **G6.6O33.3**, proposta da Di Meo et al. [24] come materiale *tissue-mimicking* per il tessuto mammario sano ad alta densità. In questo contesto, l'espressione *alta densità* indica un tessuto con meno componente adiposa e una maggiore presenza di tessuto fibroglandolare. La conseguente elevata frazione acquosa rende questa formulazione particolarmente adatta a studiare l'effetto dell'introduzione controllata di specie ioniche nella fase acquosa, senza modificare contemporaneamente il rapporto acqua–olio.

Inoltre, la *Figura A.1* mostra che proprio per la formulazione G6.6O33.3 il comportamento della parte immaginaria nella regione a frequenza più bassa non coincide perfettamente con quello del corrispondente tessuto ad alta densità. Questo non significa che la formulazione proposta in letteratura sia errata: il phantom riproduce complessivamente il comportamento del tessuto ed è stato sviluppato per un ampio intervallo di frequenze. L'osservazione suggerisce però che la componente dissipativa possa essere ulteriormente modulata attraverso una variabile diversa dal semplice rapporto acqua–olio. In questa prospettiva, il NaCl è stato scelto come parametro sperimentale per modificare in modo controllato la concentrazione ionica della fase acquosa e, di conseguenza, la conducibilità del phantom.

L'uso del NaCl come modificatore della conducibilità nei phantom è supportato da diversi lavori di letteratura [34–36]. Kato et al. [34] hanno mostrato che l'aumento della concentrazione di NaCl produce un incremento sistematico della conducibilità elettrica. Sebbene il materiale e l'intervallo di frequenza considerati siano differenti da quelli del presente lavoro, il risultato

dimostra che la concentrazione salina può essere utilizzata come parametro controllabile per modificare la componente conduttiva del phantom.

Un riferimento ancora più vicino all'ambito del *microwave imaging* è rappresentato da Joachimowicz et al. [26], che utilizzano miscele contenenti acqua salata per riprodurre le proprietà dielettriche di differenti tessuti mammari. In particolare, gli autori impiegano 3,5 g/L di NaCl per un materiale rappresentativo del tessuto fibroglandolare e 4,0 g/L per quello tumorale, mentre il materiale adiposo non richiede aggiunta di sale. Questo risultato è coerente con l'idea che la regolazione della componente ionica sia particolarmente utile nei materiali destinati a riprodurre tessuti meno adiposi e maggiormente conduttivi.

L'obiettivo di questa appendice è quindi valutare sperimentalmente se l'aggiunta controllata di NaCl possa essere utilizzata per modulare la concentrazione ionica della fase acquosa e, di conseguenza, la conducibilità e la componente dissipativa del phantom, verificando contemporaneamente l'entità delle variazioni introdotte sulla parte reale della permittività. Lo scopo non è ottenere una corrispondenza perfetta con una specifica curva biologica né definire una nuova ricetta *tissue-mimicking*, ma approfondire il ruolo della salinità all'interno della formulazione già adottata, isolandone l'effetto in condizioni controllate e mantenendo invariata la composizione di base, in particolare il rapporto acqua–olio.

A.2 Formulazione, preparazione e protocollo di misura

La procedura generale di preparazione dei phantom acqua–olio–gelatina e il protocollo di caratterizzazione dielettrica mediante sonda coassiale troncata sono già stati descritti, rispettivamente, nelle Sezioni 4.2.1 e 4.3. In questa sezione vengono pertanto riportati soltanto gli aspetti specifici della campagna sperimentale dedicata all'aggiunta di NaCl.

Per tutte le prove è stata utilizzata la formulazione G6.6O33.3, mantenendo il rapporto acqua–olio e adottando un contenuto di gelatina pari a 6,8 g per 100 mL di fase acqua–olio, coerentemente con le formulazioni utilizzate nella

campagna sperimentale principale. La ricetta comprende 66,7 mL di fase acquosa, 33,3 mL di olio di girasole, 6,8 g di gelatina e 3,8 mL di detergente.

Una differenza importante rispetto ai phantom profondi utilizzati nella campagna principale riguarda la fase acquosa. In questo studio è stata impiegata acqua deionizzata, così da ridurre la presenza iniziale di specie ioniche non controllate e definire una condizione di riferimento a salinità minima. Quantità note di NaCl sono state quindi aggiunte alla fase acquosa, mantenendo costanti tutti gli altri componenti della miscela. In questo modo, all'interno della serie sperimentale, la concentrazione di NaCl rappresenta l'unica variabile intenzionalmente modificata.

Sono stati investigati cinque livelli di concentrazione salina, riferiti al volume della sola fase acquosa e riportati in *Tabella A.1*.

Tabella A.1 – Concentrazioni di NaCl e masse aggiunte.

Concentrazione di NaCl	**Massa di NaCl aggiunta**
0 g/L	0 mg
2,0 g/L	133 mg
3,5 g/L	233 mg
5,0 g/L	333 mg
8,0 g/L	534 mg

Il campione a 0 g/L rappresenta il controllo sperimentale. La concentrazione di 3,5 g/L è stata scelta prendendo come riferimento il valore impiegato da Joachimowicz et al. [26] per un phantom mammario fibroglandolare. Le concentrazioni di 2,0 e 5,0 g/L consentono di studiare il comportamento rispettivamente al di sotto e al di sopra di tale valore, mentre 8,0 g/L è stata introdotta come condizione esplorativa a maggiore salinità. Le masse riportate in *Tabella A.1* sono state calcolate sul volume di 66,7 mL della fase acquosa.

Per ciascuna concentrazione sono state realizzate tre preparazioni indipendenti, così da valutare non soltanto l'effetto della quantità di NaCl, ma anche la riproducibilità del processo di preparazione.

Per ogni campione, la massa di NaCl prevista è stata pesata mediante bilancia di precisione (*Figura A.2*) e successivamente disciolta completamente nell'acqua deionizzata. Solo dopo la completa dissoluzione del sale è stata aggiunta la gelatina. La preparazione è quindi proseguita secondo la procedura descritta nel Capitolo 4, mantenendo costanti le modalità di riscaldamento e agitazione, le quantità di olio e tensioattivo e le successive condizioni di solidificazione.

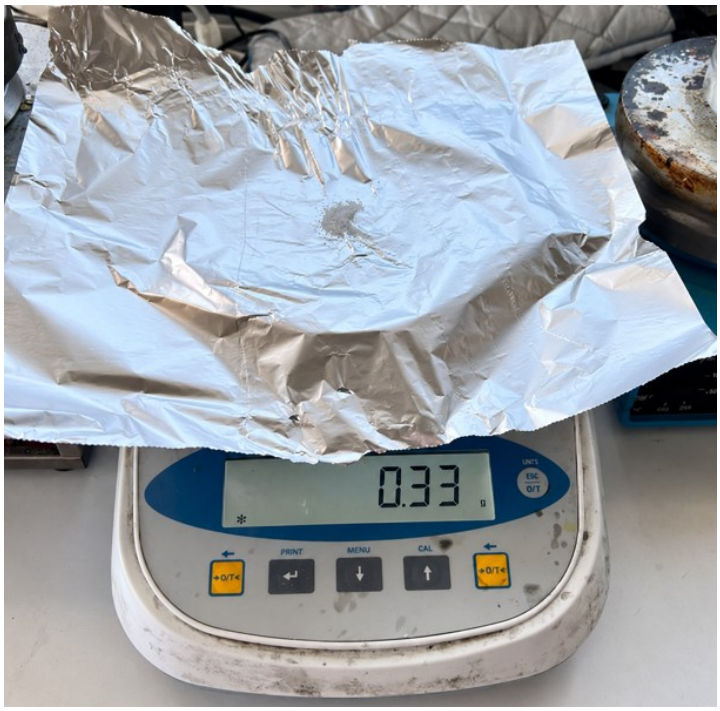


Figura A.2 – Pesata del NaCl per la preparazione dei campioni salinizzati.

Prima della colata e della solidificazione è stata inoltre effettuata una misura indipendente della conducibilità elettrica della miscela ancora fluida, con l'obiettivo di verificare direttamente l'effetto dell'aumento della concentrazione ionica.

Le misure sono state eseguite mediante **conducimetro Hanna HI8733** abbinato alla sonda a quattro anelli HI76302W (*Figura A.3*), dotata di sensore di temperatura integrato. Prima delle acquisizioni lo strumento è stato calibrato a un punto mediante soluzione standard HI70030, con conducibilità nominale

pari a 12,88 mS/cm a 25 °C [37]. Prima di ciascuna misura la sonda è stata risciacquata con acqua deionizzata; durante l'immersione sono stati evitati il contatto con le pareti e il fondo del contenitore e la presenza di bolle in prossimità degli elettrodi. Il valore è stato registrato dopo la stabilizzazione della lettura e la sonda è stata nuovamente risciacquata prima del campione successivo.

Le misure sono state effettuate mantenendo i campioni a una temperatura il più possibile uniforme, pari a circa 35 °C; lo strumento dispone inoltre di compensazione automatica della temperatura. Le letture sono state ripetute per ciascuna preparazione, così da verificarne la stabilità. Per ciascun livello di NaCl sono stati quindi confrontati i valori ottenuti sulle tre preparazioni indipendenti.

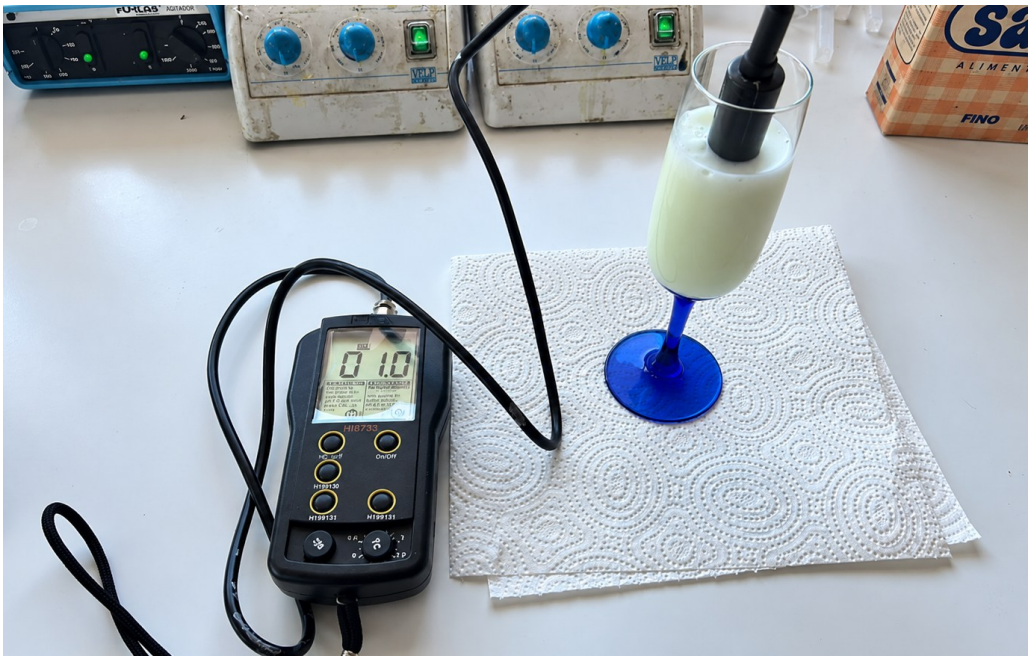
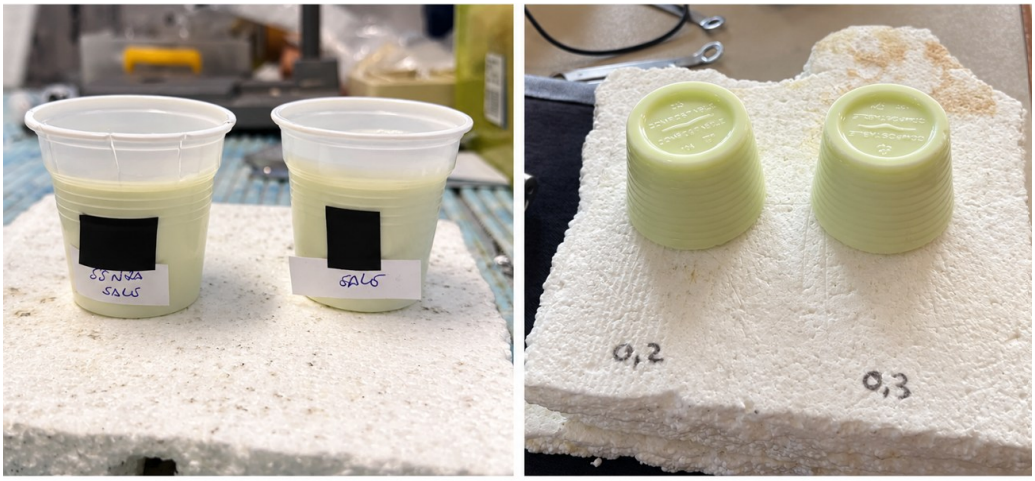


Figura A.3 – Misura della conducibilità elettrica della miscela mediante Hanna HI8733.

Dopo la misura di conducibilità, la miscela è stata colata negli stampi e lasciata solidificare secondo le stesse modalità descritte nel Capitolo 4 (*Figura A.4*). Una volta completata la solidificazione, i campioni sono stati estratti dagli stampi e tagliati in modo da esporre una superficie interna regolare e omogenea, utilizzata per la successiva caratterizzazione dielettrica. Questa procedura consente di limitare l'influenza di eventuali irregolarità presenti sulla superficie esterna formatasi durante la colata e il raffreddamento.

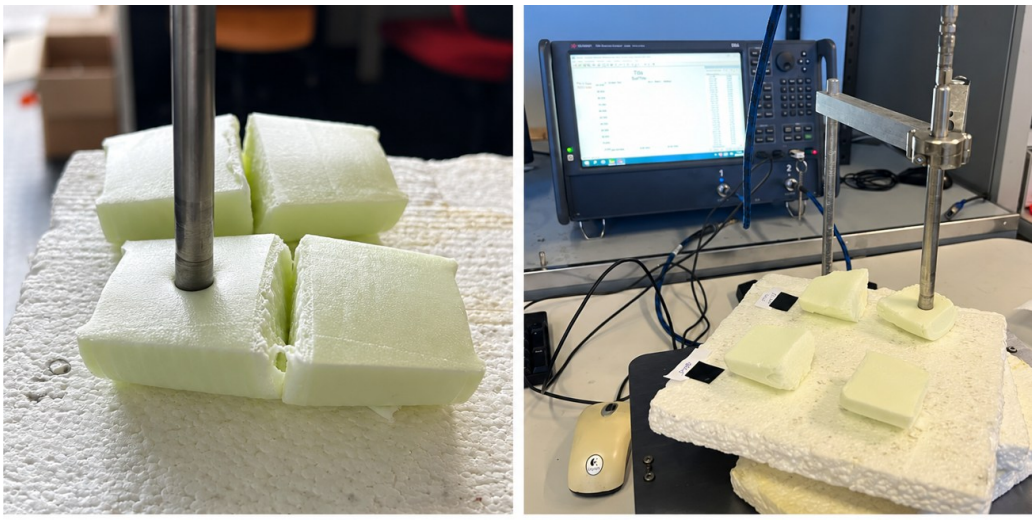


(a) (b)

Figura A.4 – Campioni G6.6O33.3: (a) dopo la colata; (b) dopo l'estrazione dagli stampi.

Le proprietà dielettriche dei campioni solidificati sono state quindi misurate mediante la stessa sonda coassiale e lo stesso sistema VNA descritti nel Capitolo 4, utilizzando il setup riportato in *Figura A.5*. Le acquisizioni sono state eseguite nell'intervallo 0,5–40 GHz, a circa 20 °C, ricavando la parte reale ε' e la parte immaginaria ε'' della permittività relativa complessa.

Prima delle acquisizioni è stata eseguita la calibrazione **open–short–water**, secondo la procedura già descritta nel Capitolo 4. Durante la misura, la superficie interna ottenuta mediante il taglio è stata portata a contatto con la punta della sonda. La pressione applicata è stata regolata per garantire un contatto completo tra sonda e campione, evitando intercapedini d'aria e una compressione eccessiva del materiale.



(a) (b)

Figura A.5 – Setup di misura dielettrica: (a) dettaglio del contatto; (b) vista generale.

Ogni preparazione è stata misurata in tre punti diversi della superficie interna, così da verificare la presenza di eventuali disomogeneità locali.

La variabilità può dipendere da diversi aspetti della preparazione e della misura: l'accuratezza delle pesate e dei volumi, l'eventuale evaporazione durante il riscaldamento, le bolle o le disomogeneità del materiale, la temperatura e il contatto con la sonda. Per valutare quanto la procedura sia riproducibile, sono state realizzate tre preparazioni indipendenti per ogni concentrazione.

A.3 Risultati e discussione

A.3.1 Riproducibilità delle preparazioni

Per ciascuna preparazione, le tre acquisizioni effettuate in punti differenti della superficie sono state trattate come repliche tecniche e mediate per ottenere una curva rappresentativa della singola preparazione. Per ciascun livello di NaCl sono state quindi confrontate le tre preparazioni indipendenti, utilizzate per valutare la variabilità del processo di preparazione e per calcolare le curve medie di ε' ed ε''.

Il campione a 0 g/L costituisce il riferimento sperimentale. Come mostrato nelle *Figure A.6 e A.7*, ε' diminuisce regolarmente con la frequenza, passando da circa 40,7 a 0,5 GHz a circa 11,6 a 40 GHz. La parte immaginaria, ε'', presenta invece valori più contenuti alle basse frequenze, pari a circa 8,6 a 0,5 GHz e 6,6 a 1 GHz. Questa condizione costituisce il riferimento per valutare l'effetto dell'aggiunta di NaCl.

Le corrispondenti curve ottenute per le concentrazioni di 2,0, 3,5, 5,0 e 8,0 g/L sono riportate nelle *Figure A.8–A.15*.

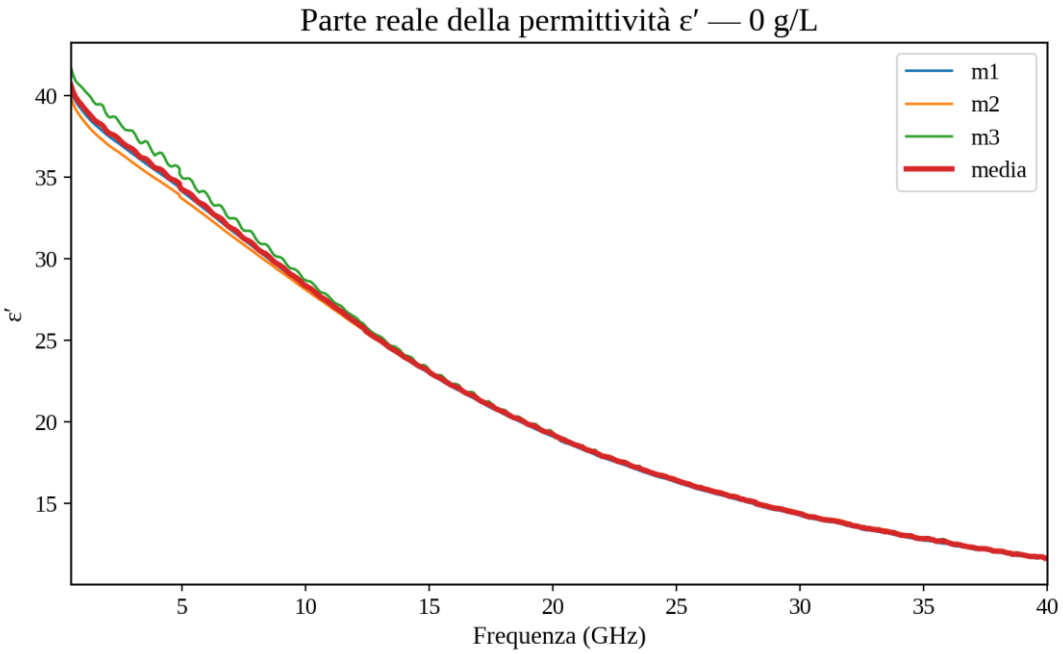


Figura A.6 – Parte reale ε′ del phantom a 0 g/L di NaCl.

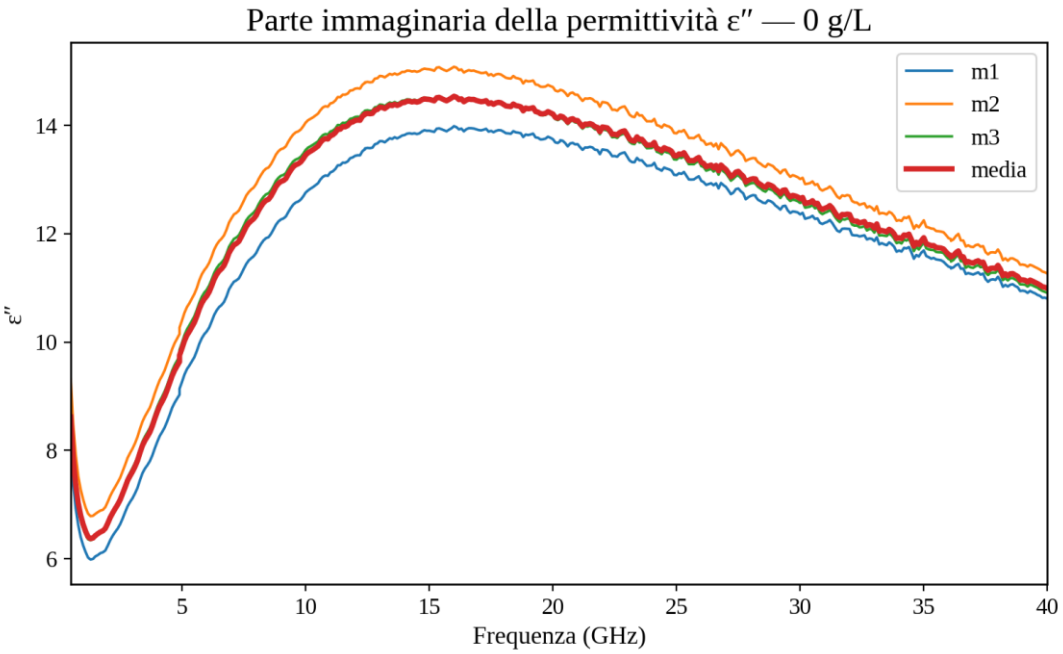


Figura A.7 – Parte immaginaria ε″ del phantom a 0 g/L di NaCl.

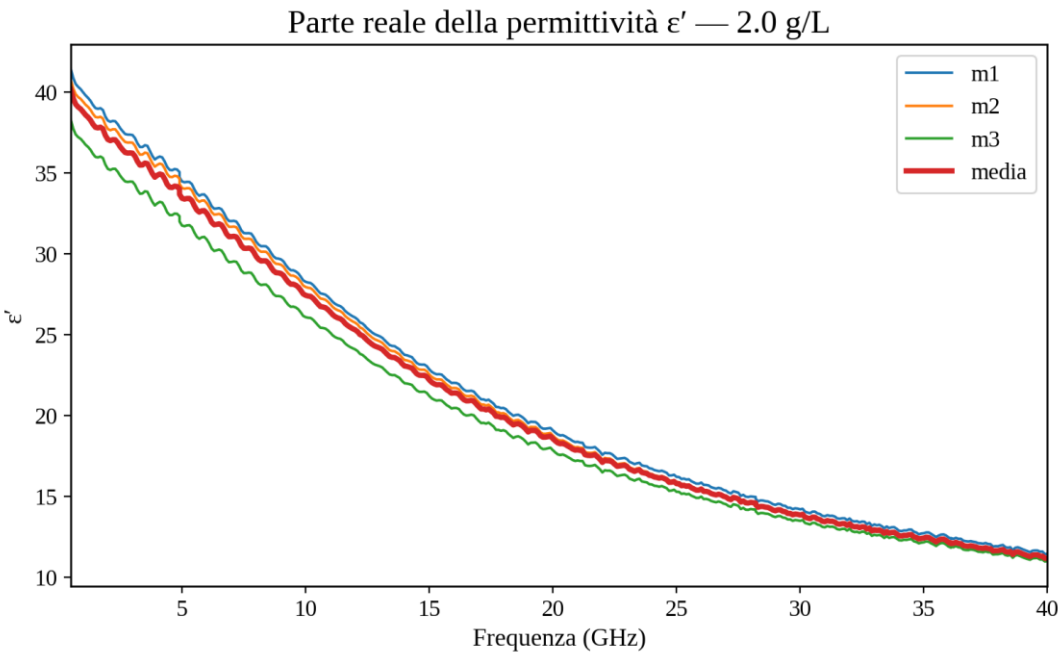


Figura A.8 – Parte reale ε′ del phantom a 2,0 g/L di NaCl.

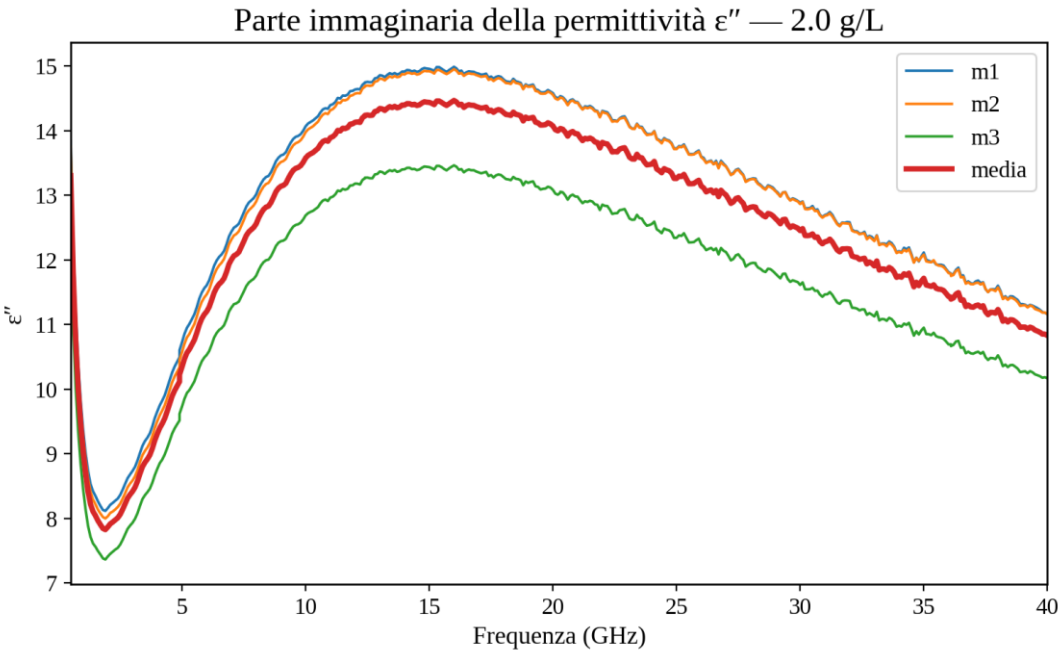


Figura A.9 – Parte immaginaria ε″ del phantom a 2,0 g/L di NaCl.

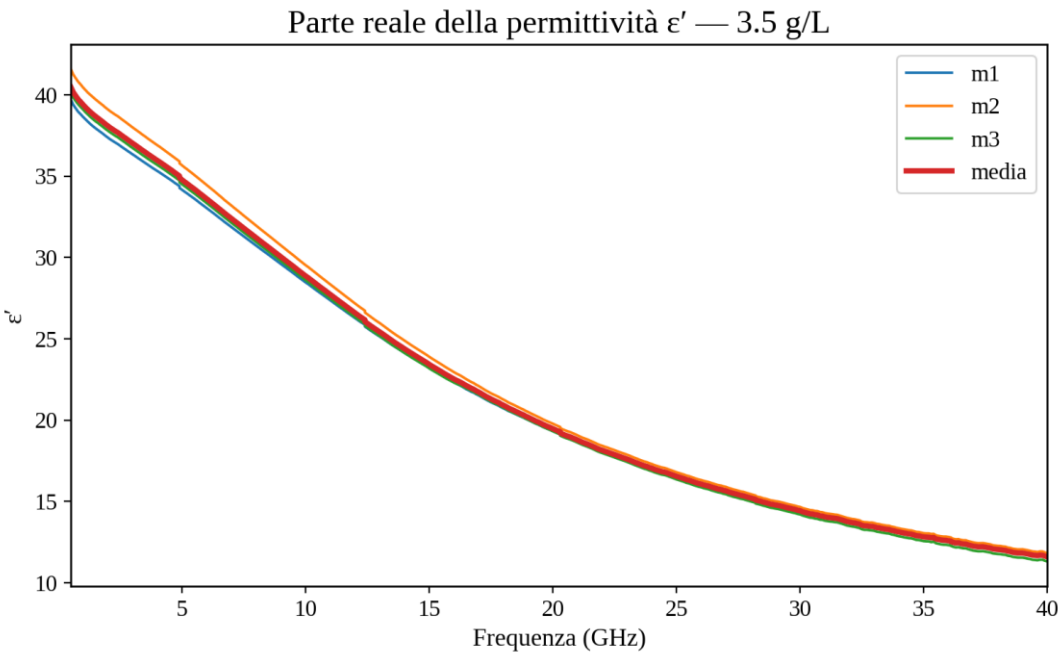


Figura A.10 – Parte reale ε′ del phantom a 3,5 g/L di NaCl.

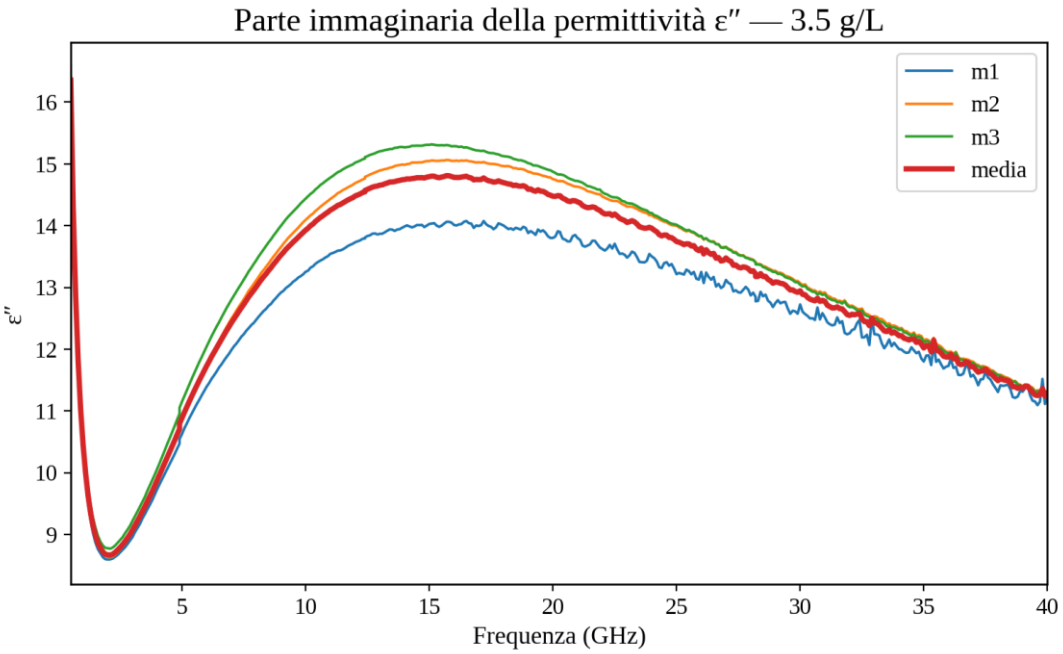


Figura A.11 – Parte immaginaria ε″ del phantom a 3,5 g/L di NaCl.

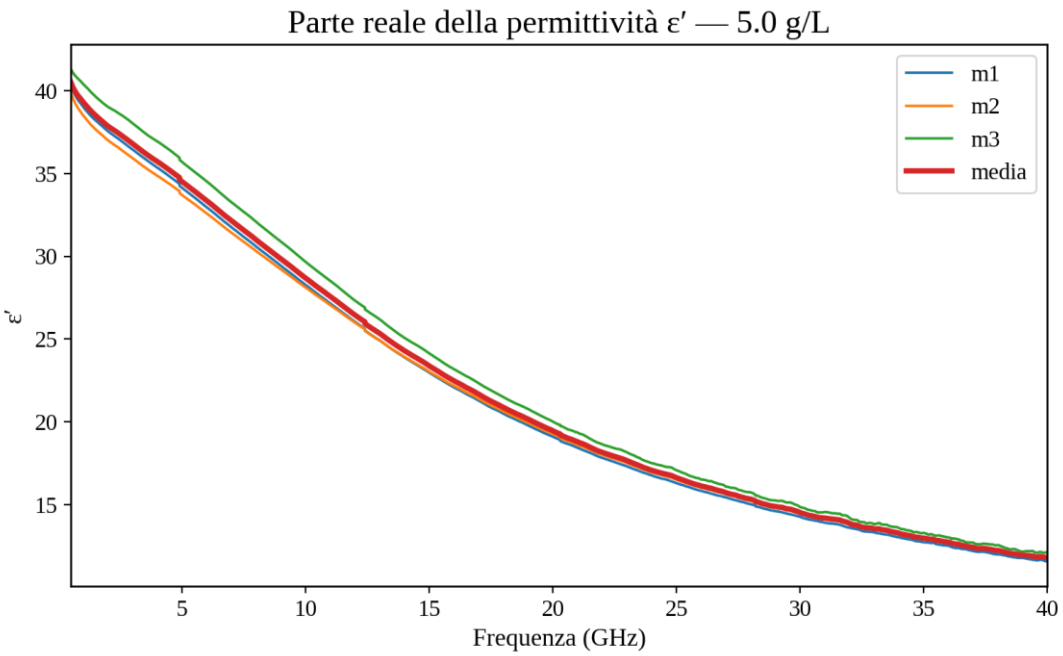


Figura A.12 – Parte reale ε′ del phantom a 5,0 g/L di NaCl.

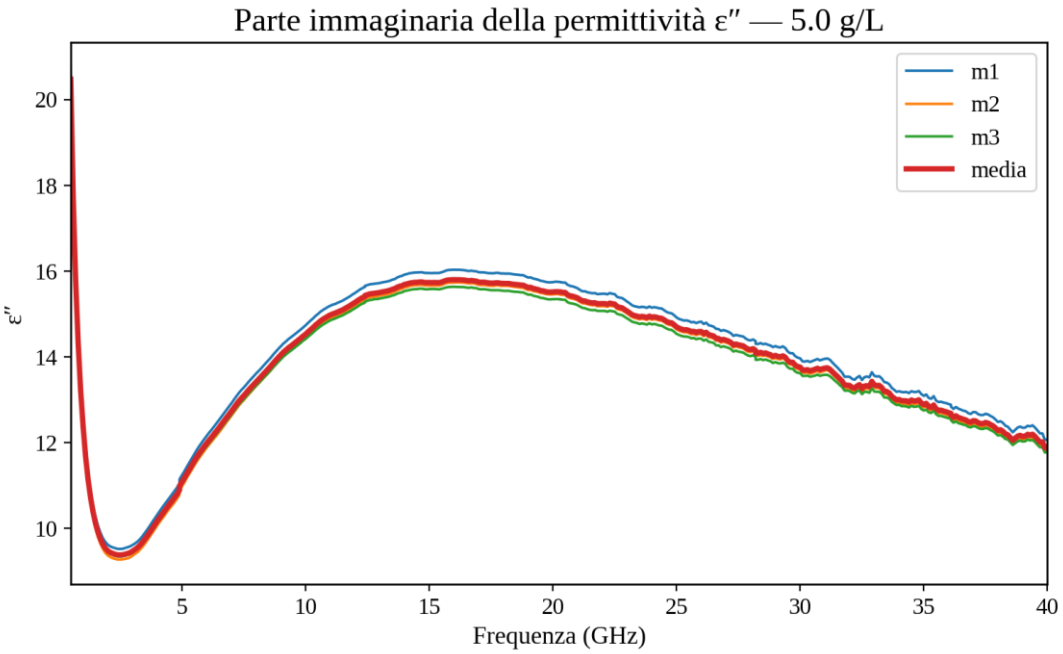


Figura A.13 – Parte immaginaria ε″ del phantom a 5,0 g/L di NaCl.

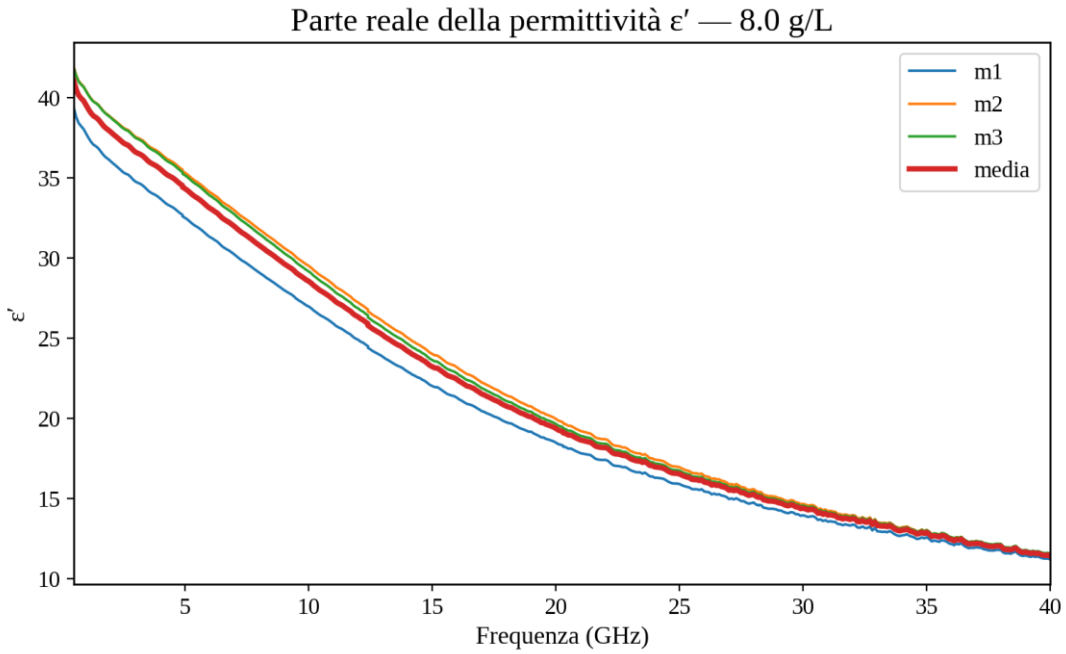


Figura A.14 – Parte reale ε′ del phantom a 8,0 g/L di NaCl.

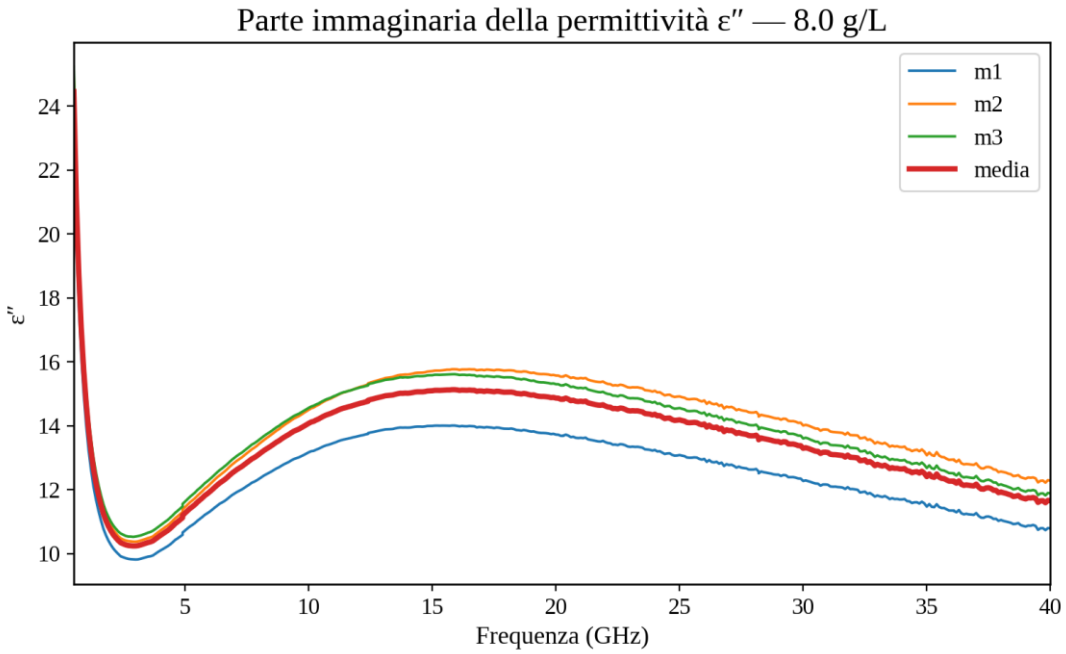


Figura A.15 – Parte immaginaria ε″ del phantom a 8,0 g/L di NaCl.

Nel complesso, per tutti i livelli di NaCl considerati, le tre preparazioni indipendenti mostrano profili spettrali tra loro coerenti sia per ε' sia per ε''. La riproducibilità è stata inoltre valutata quantitativamente mediante la deviazione standard campionaria calcolata tra le tre preparazioni indipendenti a frequenze selezionate. A 0,5 GHz essa risulta compresa tra 0,72 e 1,65 per ε' e tra 0,26 e

1,16 per ε''; a 1 GHz gli intervalli corrispondenti sono 0,94–1,62 e 0,15–0,59. La dispersione osservata risulta quindi contenuta rispetto alle variazioni di ε'' associate ai diversi livelli di NaCl, supportando l'impiego delle curve medie nel successivo confronto tra concentrazioni.

A.3.2 Effetto del NaCl e approfondimento alle basse frequenze

Il confronto tra le curve medie evidenzia un effetto diverso del sale sulle due componenti della permittività. Come mostrato in *Figura A.16*, le curve di ε' restano generalmente vicine lungo l'intero intervallo di frequenza. Il risultato è coerente con il fatto che la parte reale della permittività sia governata principalmente dal rapporto acqua–olio, mentre il NaCl introduce variazioni secondarie.

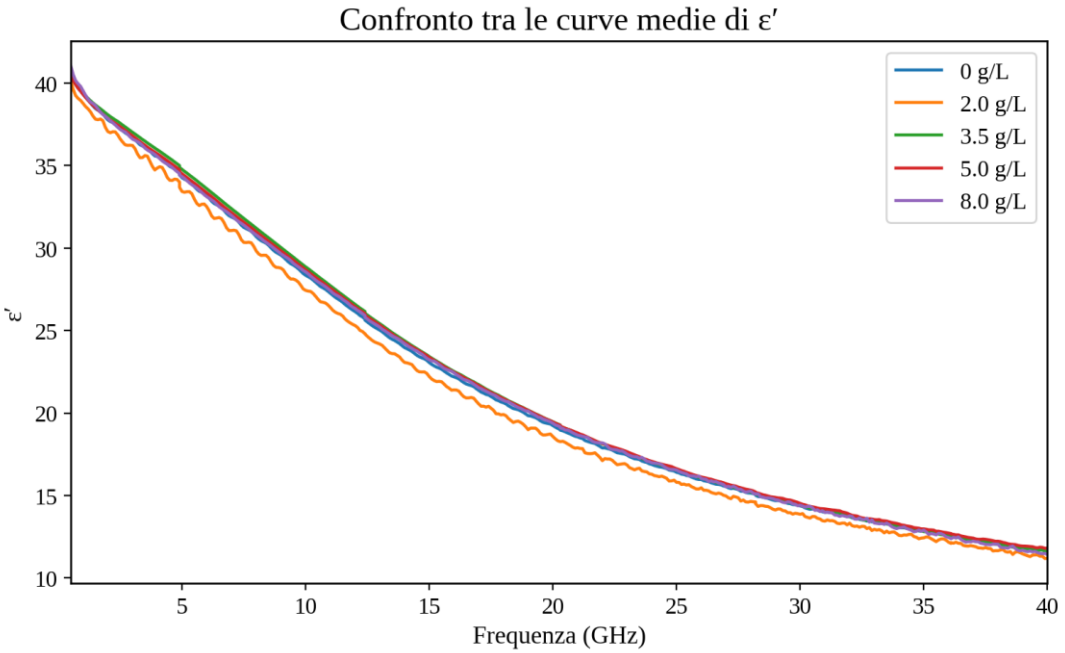


Figura A.16 – Confronto tra le curve medie di ε' per i cinque livelli di NaCl.

La parte immaginaria mostra una dipendenza più evidente dalla salinità. Alle basse frequenze le curve si separano al crescere della concentrazione di NaCl, come mostrato nelle *Figure A.17 e A.18*. La separazione si riduce salendo in frequenza e, alle frequenze intermedie e superiori, l'ordinamento non rimane rigorosamente monotono. L'effetto del sale risulta quindi concentrato soprattutto nella porzione a frequenza più bassa dello spettro.

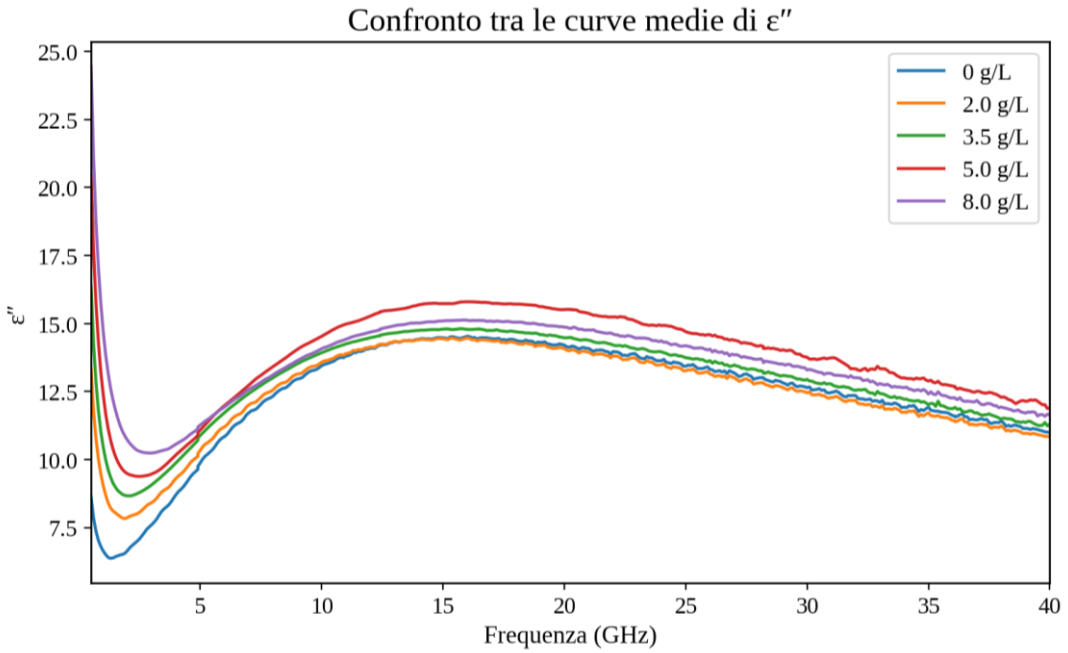


Figura A.17 – Confronto tra le curve medie di ε″ per i cinque livelli di NaCl.

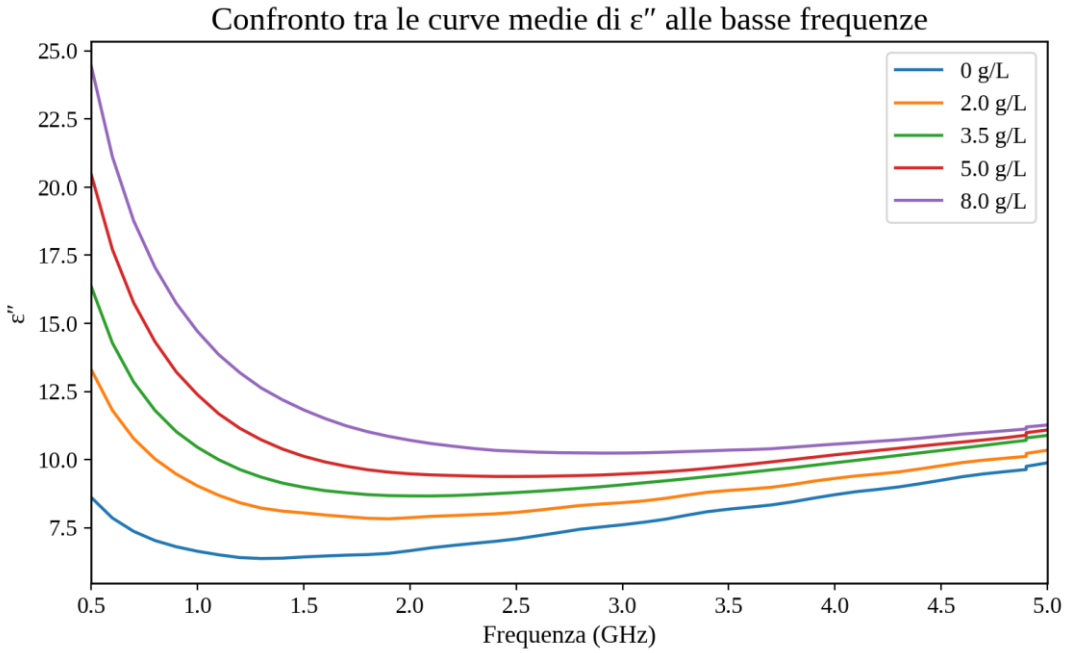


Figura A.18 – Focus sulle curve medie di ε″ tra 0,5 e 5 GHz.

L'andamento è confermato dai valori a frequenze selezionate, riportati nelle *Figure A.19 e A.20* come media delle tre preparazioni indipendenti ±1 deviazione standard campionaria. A 0,5 GHz, rispetto al controllo, ε'' aumenta di circa il 54%, 90%, 138% e 184% per 2,0, 3,5, 5,0 e 8,0 g/L. Anche a 1 GHz si osserva una crescita monotona, sebbene meno marcata, coerentemente con la

minore importanza relativa del contributo conduttivo all'aumentare della frequenza.

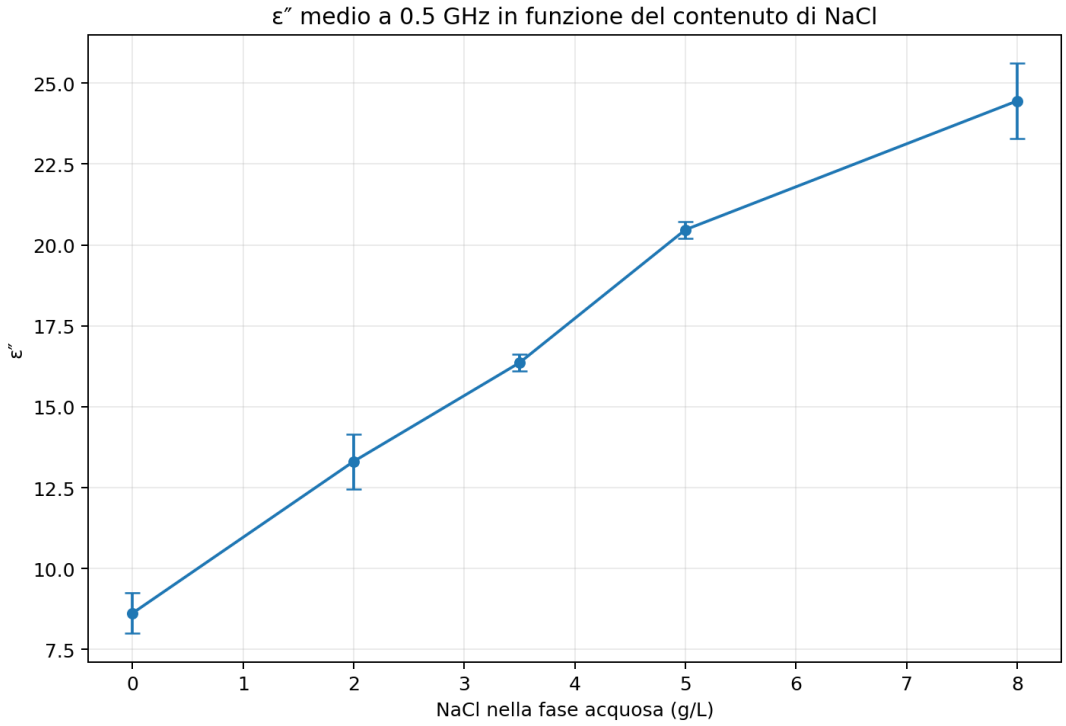


Figura A.19 – Valore medio ±1 deviazione standard campionaria di ε" a 0,5 GHz in funzione della concentrazione di NaCl.

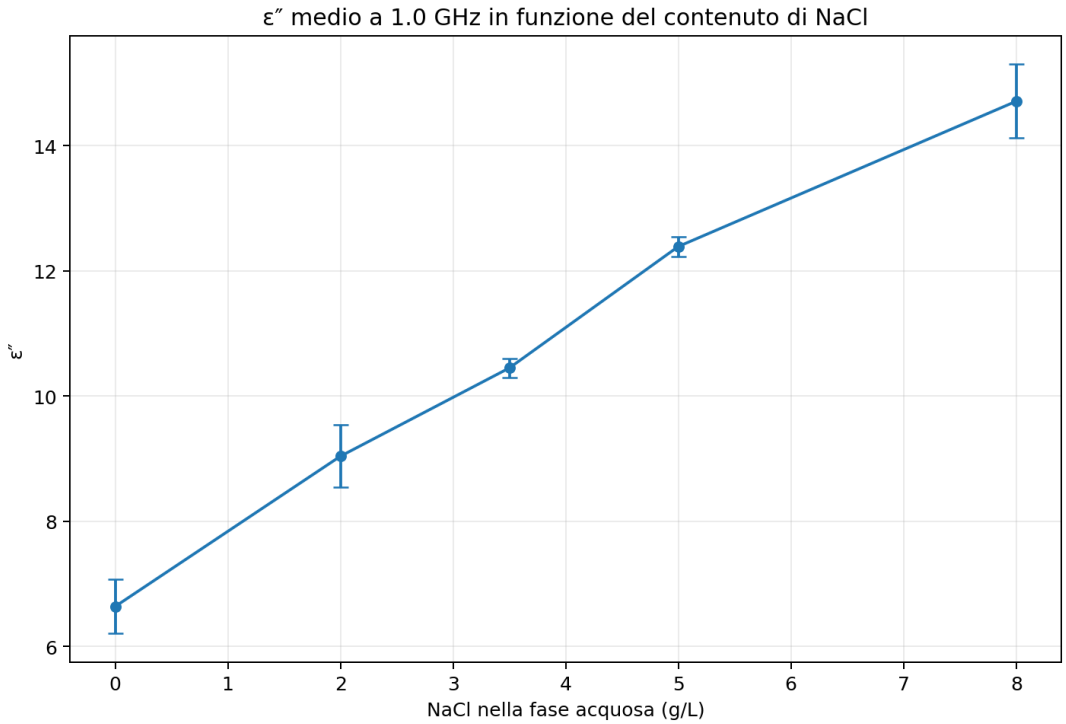


Figura A.20 – Valore medio ±1 deviazione standard campionaria di ε" a 1 GHz in funzione della concentrazione di NaCl.

Le misure di conducibilità mostrano un andamento coerente con quello osservato per ε''. Come riportato in *Tabella A.2*, la conducibilità elettrica aumenta progressivamente con la concentrazione di NaCl.

Tabella A.2 – Conducibilità per i diversi livelli di NaCl.

NaCl [g/L]	σ media [mS/cm]	Intervallo osservato [mS/cm]
0	1,0	0,9–1,1
2,0	2,0	1,9–2,1
3,5	3,0	2,9–3,1
5,0	4,0	3,9–4,1
8,0	4,8	4,7–4,9

I valori riportati rappresentano la media delle tre preparazioni indipendenti per ciascun livello di NaCl. La dispersione osservata all'interno di ciascun livello è contenuta rispetto alla separazione tra concentrazioni successive e i relativi intervalli min–max non si sovrappongono. L'incremento della conducibilità al crescere del NaCl risulta quindi chiaramente distinguibile dalla variabilità sperimentale osservata. L'andamento è rappresentato graficamente in *Figura A.21*.

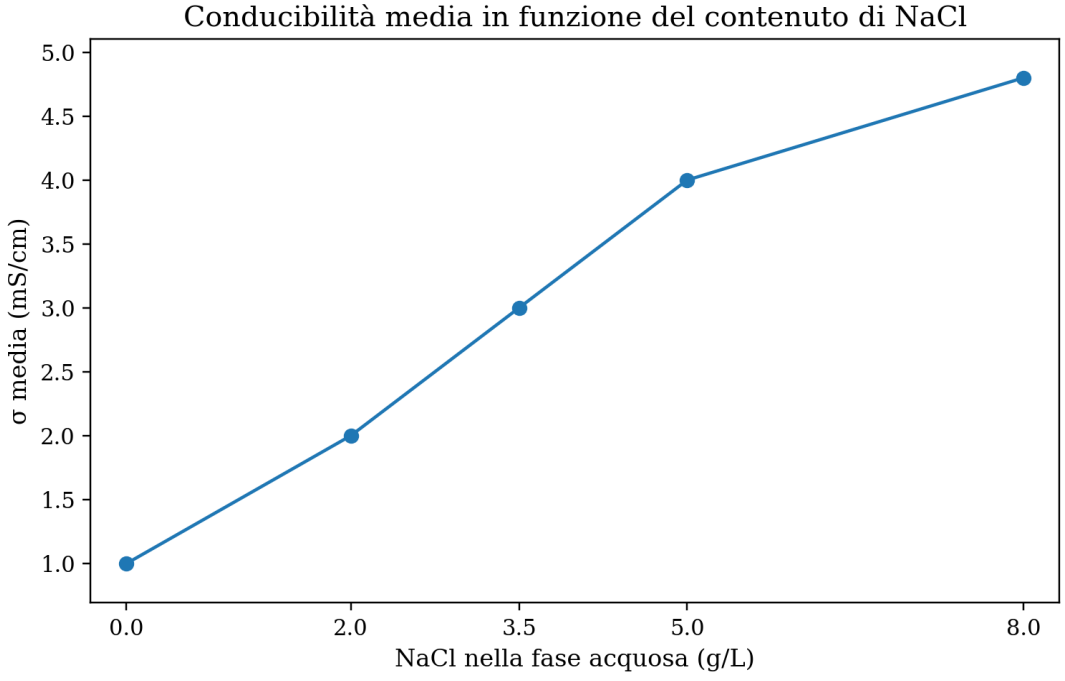


Figura A.21 – Conducibilità media in funzione della concentrazione di NaCl.

La coerenza tra l'andamento della conducibilità e quello di ε'' può essere valutata anche mediante un confronto quantitativo di ordine di grandezza. Considerando, ad esempio, il passaggio da 0 a 5,0 g/L di NaCl, la conducibilità aumenta da circa 1,0 a 4,0 mS/cm, corrispondenti a un incremento $\Delta\sigma$ di circa 0,30 S/m. Applicando la relazione $\Delta\varepsilon''_{\mathrm{cond}} = \Delta\sigma/(2\pi f\varepsilon_0)$, a 0,5 GHz si ottiene un incremento atteso della componente conduttiva di ε'' pari a circa 10,8. Sperimentalmente, ε'' aumenta da 8,62 a 20,47, corrispondenti a un incremento pari a circa 11,9. L'accordo nell'ordine di grandezza supporta quindi l'interpretazione secondo cui l'aumento di ε'' osservato alle basse frequenze è principalmente associato alla maggiore conducibilità ionica introdotta dal NaCl.

Il confronto deve tuttavia essere interpretato come verifica di coerenza fisica e di ordine di grandezza, e non come corrispondenza quantitativa diretta. La conducibilità è infatti stata misurata sulla miscela ancora fluida a circa 35 °C, mentre ε'' è stata ricavata sul phantom solidificato a circa 20 °C; inoltre, la parte immaginaria della permittività comprende contributi dissipativi non esclusivamente riconducibili alla conduzione ionica.

A.4 Conclusioni e implicazioni per i phantom di idratazione

Nel complesso, l'aggiunta controllata di NaCl alla formulazione G6.6O33.3 modifica soprattutto la componente dissipativa della risposta dielettrica, con un effetto particolarmente evidente alle basse frequenze, mentre la parte reale della permittività varia in misura più contenuta. Il rapporto acqua–olio e la concentrazione ionica rappresentano quindi due parametri distinti nella modulazione delle proprietà del phantom.

Questo risultato è rilevante anche rispetto al tema principale della tesi, perché indica che la risposta di un sensore a microonde può dipendere non soltanto dal contenuto d'acqua e dalla frazione lipidica, ma anche dalla composizione ionica. In prospettiva, una variazione della risposta elettromagnetica osservata in vivo non potrà quindi essere attribuita univocamente al solo contenuto d'acqua senza considerare anche possibili variazioni nella concentrazione di elettroliti.

BIBLIOGRAFIA

[1] Jéquier E, Constant F. Water as an essential nutrient: the physiological basis of hydration. Eur J Clin Nutr 2010;64:115–23. https://doi.org/10.1038/ejcn.2009.111.

[2] Popkin BM, D'Anci KE, Rosenberg IH. Water, hydration, and health. Nutr Rev 2010;68:439–58. https://doi.org/10.1111/j.1753-4887.2010.00304.x.

[3] Schotman JM, van Borren MMGJ, Kooistra MP, Doorenbos CJ, de Boer H. Towards personalized hydration assessment in patients, based on measurement of total body electrical resistance: back to basics. Clin Nutr ESPEN 2020;35:116–22. https://doi.org/10.1016/j.clnesp.2019.10.018.

[4] Murray B. Hydration and physical performance. J Am Coll Nutr 2007;26:542S-548S. https://doi.org/10.1080/07315724.2007.10719656.

[5] Sutehall S, Pitsiladis Y. Personalized nutrition for the enhancement of elite athletic performance. Scand J Med Sci Sports 2025;35:e70044. https://doi.org/10.1111/sms.70044.

[6] Muniz-Pardos B, Angeloudis K, Guppy FM, Keramitsoglou I, Sutehall S, Bosch A, et al. Wearable and telemedicine innovations for Olympic events and elite sport. J Sports Med Phys Fitness 2021;61:1061–72. https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.12752-5.

[7] Davis SL, Wilson TE, White AT, Frohman EM. Thermoregulation in multiple sclerosis. J Appl Physiol 2010;109:1531–7. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00460.2010.

[8] Cincotta MC, Engelhard MM, Stankey M, Goldman MD. Fatigue and fluid hydration status in multiple sclerosis: a hypothesis. Multiple Sclerosis Journal 2016;22:1438–43. https://doi.org/10.1177/1352458516663854.

[9] Schepps JL, Foster KR. The UHF and microwave dielectric properties of normal and tumour tissues: variation in dielectric properties with tissue water content. Phys Med Biol 1980;25:1149–59. https://doi.org/10.1088/0031-9155/25/6/012.

[10] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. Phys Med Biol 1996;41:2251–69. https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/002.

[11] Gabriel S, Lau RW, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. Phys Med Biol 1996;41:2271–93. https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/003.

[12] Eldamak AR, Thorson S, Fear EC. Study of the dielectric properties of artificial sweat mixtures at microwave frequencies. Biosensors (Basel) 2020;10:62. https://doi.org/10.3390/bios10060062.

[13] Keefe MS, Luk HY, Rolloque JJ, Jiwan NC, Sekiguchi Y. Hydration assessment in males and females using the WUT (Weight, Urine Color, and Thirst) Venn diagram compared to blood and urinary indices. Nutrients 2025;17:689. https://doi.org/10.3390/nu17040689.

[14] Sekiguchi Y, Benjamin CL, Butler CR, Morrissey MC, Filep EM, Stearns RL, et al. Relationships between WUT (Body Weight, Urine Color, and Thirst Level) criteria and

urine indices of hydration status. Sports Health 2022;14:566–74. https://doi.org/10.1177/19417381211038494.

[15] Sánchez-Iglesias A, Fernández-Lucas M, Teruel JL. Fundamentos eléctricos de la bioimpedancia. Nefrología 2012;32:133–5. https://doi.org/10.3265/Nefrologia.pre2012.Jan.11310.

[16] Zachariah VK, Priyamvada PS. Bioimpedance analysis: basic concepts. Journal of Renal Nutrition and Metabolism 2023;8:30–4. https://doi.org/10.4103/jrnm.jrnm_9_23.

[17] Kilpijärvi J, Tolvanen J, Juuti J, Halonen N, Hannu J. A non-invasive method for hydration status measurement with a microwave sensor using skin phantoms. IEEE Sens J 2020;20:1095–104. https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2945817.

[18] Cataldo A, De Benedetto E, Schiavoni R, Monti G, Tedesco A, Masciullo A, et al. Portable microwave reflectometry system for skin sensing. IEEE Trans Instrum Meas 2022;71:1–8. https://doi.org/10.1109/TIM.2022.3154804.

[19] Trovarello S, Afif O, Di Florio Di Renzo A, Masotti D, Tartagni M, Costanzo A. A non-invasive, machine learning assisted skin-hydration microwave sensor. 2024 54th European Microwave Conference (EuMC), 2024, p. 932–5. https://doi.org/10.23919/EuMC61614.2024.10732419.

[20] Afif O, Franceschelli L, Iaccheri E, Trovarello S, Di Florio Di Renzo A, Ragni L, et al. A versatile, machine-learning-enhanced RF spectral sensor for developing a trunk hydration monitoring system in smart agriculture. Sensors 2024;24:6199. https://doi.org/10.3390/s24196199.

[21] Omer AE, Shaker G, Safavi-Naeini S, Kokabi H, Alquié G, Deshours F, 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 2020;10:15200. https://doi.org/10.1038/s41598-020-72114-3.

[22] Balanis CA. Antenna Theory: Analysis and Design. 4th ed. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons; 2016.

[23] Di Meo S, Matrone G, Magenes G, Pasian M. On the low-cost production of tissue-mimicking skin phantoms up to 40 GHz. IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol 2024;8:51–8. https://doi.org/10.1109/JERM.2024.3349851.

[24] Di Meo S, Pasotti L, Iliopoulos I, Pasian M, Ettorre M, Zhadobov M, et al. Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz. Phys Med Biol 2019;64:055006. https://doi.org/10.1088/1361-6560/aafeec.

[25] Di Meo S, Cannatà A, Blanco-Angulo C, Matrone G, Martínez-Lozano A, Arias-Rodríguez J, et al. Multi-layer tissue-mimicking breast phantoms for microwave-based imaging systems. IEEE J Electromagn RF Microw Med Biol 2025;9:157–65. https://doi.org/10.1109/JERM.2024.3379750.

[26] Joachimowicz N, Duchêne B, Conessa C, Meyer O. Anthropomorphic breast and head phantoms for microwave imaging. Diagnostics 2018;8:85. https://doi.org/10.3390/diagnostics8040085.

[27] La Gioia A, Porter E, Merunka I, Shahzad A, Salahuddin S, Jones M, et al. Open-ended coaxial probe technique for dielectric measurement of biological tissues: challenges and common practices. Diagnostics 2018;8:40. https://doi.org/10.3390/diagnostics8020040.

[28] Keysight Technologies. 85070E Dielectric Probe Kit, 200 MHz to 50 GHz: Technical Overview. 2017.

[29] Maenhout G, Markovic T, Ocket I, Nauwelaers B. Effect of open-ended coaxial probe-to-tissue contact pressure on dielectric measurements. Sensors 2020;20:2060. https://doi.org/10.3390/s20072060.

[30] Di Florio Di Renzo A. Simulazioni e misure 11 novembre: presentazione PowerPoint. Bologna: 2025.

[31] Martellosio A, Pasian M, Bozzi M, Perregrini L, Mazzanti A, Svelto F, et al. Dielectric properties characterization from 0.5 to 50 GHz of breast cancer tissues. IEEE Trans Microw Theory Tech 2017;65:998–1011. https://doi.org/10.1109/TMTT.2016.2631162.

[32] Di Meo S, Espin-Lopez PF, Martellosio A, Pasian M, Bozzi M, Perregrini L, et al. Dielectric properties of breast tissues: experimental results up to 50 GHz. Proceedings of the 12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2018), London, UK: 2018, p. 1–5. https://doi.org/10.1049/cp.2018.0931.

[33] Lazebnik M, Popovic D, McCartney L, Watkins CB, Lindstrom MJ, Harter J, et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. Phys Med Biol 2007;52:6093–115. https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/20/002.

[34] Kato H, Yoshimura K, Kuroda M, Yoshida A, Hanamoto K, Kawasaki S, et al. Development of a phantom compatible for MRI and hyperthermia using carrageenan gel – relationship between dielectric properties and NaCl concentration. International Journal of Hyperthermia 2004;20:529–38. https://doi.org/10.1080/0265673042000199277.

[35] Bennett D. NaCl doping and the conductivity of agar phantoms. Materials Science and Engineering: C 2011;31:494–8. https://doi.org/10.1016/j.msec.2010.08.018.

[36] Ianniello C, de Zwart JA, Duan Q, Deniz CM, Alon L, Lee JS, et al. Synthesized tissue-equivalent dielectric phantoms using salt and polyvinylpyrrolidone solutions. Magn Reson Med 2018;80:413–9. https://doi.org/10.1002/mrm.27005.

[37] Hanna Instruments. HI8733 Multi-Range EC Meter. n.d.