



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO



Análise de Antenas Planares para Aplicações Médicas nas Bandas ISM de 435 MHz, 915 MHz e 2,45 GHz

Jurgen Klinsmann Azevedo Nogueira

Orientador: Prof. Dr. Adaildo Gomes D'Assunção

Coorientador: Prof. Dr. Valdemir Praxedes da Silva Neto

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação da UFRN (área de concentração: Telecomunicações) como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Número de ordem PPgEEC:M608
Natal, RN, janeiro de 2020

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN
Sistema de Bibliotecas - SISBI
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Central Zila Mamede

Nogueira, Jurgen Klinsmann Azevedo.

Análise de antenas planares para aplicações médicas nas bandas ISM de 435 MHz, 915 MHz e 2,45 GHz / Jurgen Klinsmann Azevedo Nogueira. - 2020.

63 f.: il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação, Natal, RN, 2020.

Orientador: Prof. Dr. Adaildo Gomes D'Assunção.

Coorientador: Prof. Dr. Valdemir Praxedes da Silva Neto.

1. Antenas planares - Dissertação. 2. Antenas de microfita - Dissertação. 3. Aplicações médicas - Dissertação. 4. ISM - Dissertação. I. D'Assunção, Adaildo Gomes. II. Silva Neto, Valdemir Praxedes da. III. Título.

RN/UF/BCZM

CDU 621.396.67

*À minha família, em especial aos
meus pais, pelo incentivo e
educação a mim oferecidos.*

Agradecimentos

À Deus, pelo dom da vida, sabedoria e força nos momentos difíceis.

À minha família, especialmente meus pais, Antônio Nogueira da Costa e Maria Lucineide Simão Azevedo Costa, pelo amor e confiança depositada. Aos meus irmãos, Karissa e Wiclef, pelo apoio e incentivo.

À Fâmela Nascimento, pelo companheirismo, apoio e incentivo.

Ao meu orientador, professor Adaildo Gomes D'Assunção, por toda a atenção, incentivo e disponibilidade.

Ao meu coorientador, professor Valdemir Praxedes da Silva Neto, pela contribuição.

Aos meus colegas, pela ajuda e incentivo.

Aos demais professores e a Universidade Federal do Rio Grande do Norte – UFRN, pela contribuição, estrutura e incentivo à pesquisa.

À CAPES, pelo apoio financeiro.

Resumo

Os dispositivos sem fio apresentam-se, nas mais recentes pesquisas, como alternativas para o monitoramento de vários parâmetros médicos, com aplicações nas bandas de frequências designadas para *Medical Device Radiocommunications Service - MedRadio* (401 – 405 MHz), *Medical Implant Communication Services – MICS* (402 – 405 MHz) e *Industrial, Scientific and Medical – ISM* (433 – 435,8 MHz; 902 – 928 MHz; 2,4 – 2,5 GHz), com possibilidade de realizar análises invasivas e não-invasivas no tecido humano ou amostras equivalentes, em substituição ao tecido humano. Nesta dissertação é realizada uma análise paramétrica de três antenas retangulares, com fendas posicionadas próximas às bordas do *patch*, para sensoramento. São apresentadas respostas em frequências das antenas planares de microfita com aplicações médicas na banda ISM nas três faixas de frequências (433 – 435,8 MHz; 902 – 928 MHz; 2,4 – 2,5 GHz). Os resultados das simulações foram obtidos pelo software *Ansoft HFSS* para frequência de ressonância, largura de banda, coeficiente de reflexão, taxa de absorção específica e sensibilidade. As medições foram realizadas com amostras sólidas de carne suína. Um modelo matemático foi criado para caracterização da permissividade relativa das amostras. Os resultados simulados e medidos apresentaram excelente concordância e confirmam a possibilidade de utilização em aplicações médicas para monitoramento e transmissão de informações, além de medições de propriedades da carne, em substituição ao tecido humano.

Palavras-chave: Antenas planares, antenas de microfita, aplicações médicas, ISM.

Abstract

Wireless devices are presented, in the most recent researches, as alternatives for monitoring various medical parameters, with applications in the frequency bands designated for Medical Device Radiocommunications Service - MedRadio (401 - 405 MHz), Medical Implant Communication Services - MICS (402 - 405 MHz) and Industrial, Scientific and Medical - ISM (433 - 435.8 MHz; 902 - 928 MHz; 2.4 - 2.5 GHz), with the possibility of performing invasive and non-invasive analyzes on human tissue or equivalent samples, replacing human tissue. In this dissertation, a parametric analysis of three rectangular antennas is performed, with slits positioned close to the edges of the patch, for sensing. Frequency responses of planar microstrip antennas with medical applications in the ISM band are presented in the three frequency bands (433 - 435.8 MHz; 902 - 928 MHz; 2.4 - 2.5 GHz). The results of the simulations were obtained by the Ansoft HFSS software for resonance frequency, bandwidth, reflection coefficient, specific absorption rate and sensitivity. The measurements were performed with solid samples of pork. A mathematical model was created to characterize the relative permittivity of the samples. The simulated and measured results showed excellent agreement and confirm the possibility of use in medical applications for monitoring and transmitting information, in addition to measurements of meat properties, replacing human tissue.

Keywords: Planar Antennas, Microstrip Antennas, Medical Applications, ISM.

Sumário

Lista de Figuras	ix
Lista da Tabelas	xii
Lista de Símbolos e Abreviaturas	xiii
1 Introdução	14
2 Antenas Planares	17
2.1 Introdução	17
2.2 Parâmetros Fundamentais de Antenas	18
2.2.1 Diagrama de Radiação	18
2.2.2 Densidade de Potência Radiada	19
2.2.3 Intensidade de Radiação	19
2.2.4 Diretividade	19
2.2.5 Ganho	20
2.2.6 Largura de Banda	20
2.3 Antenas Planares de Microfita	20
2.3.1 Métodos de Alimentação	22
2.3.1.1 Alimentação por Linha de Microfita	22
2.3.1.2 Alimentação por Cabo Coaxial	22
2.3.1.3 Alimentação por Acoplamento de Proximidade ..	23
2.3.1.4 Alimentação por Acoplamento de Abertura	23
2.4 Conclusão	24
3 Antenas Planares em Aplicações Biomédicas	25
3.1 Introdução	25
3.2 Estado da Arte	25
3.2.1 Antenas alimentadas por CPW na banda ISM de 2,45 GHz para aplicações biomédicas	25

3.2.2	Antenas CPW com <i>patch</i> circular para aplicações biomédicas na faixa de 2,45 GHz	27
3.2.3	Antenas <i>patch</i> para aplicações médicas e sem fio	29
3.2.4	Antena com <i>patch</i> miniaturizado e superstrato para aplicações biomédicas	32
3.2.5	Antena circular de banda dupla para aplicações biomédicas	34
3.2.6	Antena de banda dupla compacta para aplicações biomédicas	36
3.2.7	Antena de banda ultra larga para aplicações biotelemétricas	38
3.2.8	Sensor em anel para avaliação não-invasiva do envelhecimento da carne	41
3.3	Conclusão	44
4	Análise e Projeto de Antenas para Aplicações Médicas	45
4.1	Estrutura da Antena de Microfita	45
4.2	Setup de Medição	46
4.3	Aplicação na Banda ISM de 435 MHz: Resultados Simulados e Medidos – Antena I	47
4.4	Aplicação na Banda ISM de 915 MHz: Resultados Simulados e Medidos – Antena II	49
4.5	Aplicação na Banda ISM de 2,45 GHz: Resultados Simulados e Medidos – Antena III	51
4.6	Caracterização da Amostra de Carne	53
4.7	Análise da Sensibilidade	55
4.8	Taxa de Absorção Específica (SAR)	56
4.9	Conclusão	57
5	Conclusão	58
	Referências Bibliográficas	60

Lista de Figuras

Figura 2.1	Estruturas planares: (a) CPW e (b) CPS	18
Figura 2.2	Sistema de coordenadas para análise de antenas	18
Figura 2.3	Antena de microfita com <i>patch</i> retangular	21
Figura 2.4	Formas geométricas utilizadas no <i>patch</i>	21
Figura 2.5	Método de alimentação por linha de microfita com <i>inset-feed</i>	22
Figura 2.6	Método de alimentação por cabo coaxial	23
Figura 2.7	Método de alimentação por acoplamento de proximidade	23
Figura 2.8	Método de alimentação por acoplamento de abertura	24
Figura 3.1	Antenas monopolos do tipo Z	26
Figura 3.2	Resposta em frequência para as antenas variando o parâmetro L ...	26
Figura 3.3	Medição de antena em líquido que emula as propriedades elétricas do tecido humano	27
Figura 3.4	Resultados para frequência de ressonância das estruturas medidas.	27
Figura 3.5	Antenas CPW com <i>patch</i> circular. Estruturas para: (a) simulação e (b) medição	28
Figura 3.6	Antena medida em líquido que emula as propriedades elétricas do tecido humano	28
Figura 3.7	Resultados simulados para S_{11} em função da frequência das três antenas projetadas	29
Figura 3.8	Resultados medidos das três antenas no líquido	29
Figura 3.9	Antenas propostas: antena A, antena B, antena C e antena D	30
Figura 3.10	Fotografia dos protótipos das antenas A, B, C e D	30
Figura 3.11	Perda de retorno em função da frequência para (a) antena A, B, C e D simuladas e (b) antena D simulada e medida	31
Figura 3.12	Simulação dos diagramas de radiação das antenas A, B, C e D	31

Figura 3.13	Setup de medição: (a) ilustração e (b) fotografia	32
Figura 3.14	Geometria da antena proposta: (a) vista superior do <i>patch</i> , (b) vista inferior e (c) vista lateral mostra a localização e as vias no substrato	32
Figura 3.15	(a) Modelo de pele de multicamadas usado em simulações, (b) antena fabricada, (c) ilustração do setup para medição do coeficiente de transmissão S_{21} e (d) fotografias do setup de medição	33
Figura 3.16	Coeficiente de reflexão medido da antena proposta em vários pontos do corpo humano	34
Figura 3.17	Geometria da antena proposta: (a) vista superior do <i>patch</i> (b) vista lateral	35
Figura 3.18	Protótipo da antena proposta	35
Figura 3.19	Configuração de medição da antena	36
Figura 3.20	Resultados para o coeficiente de reflexão em 403,5 MHz e 2,45 GHz	36
Figura 3.21	Antena proposta: (a) vista superior, (b) vista inferior e (c) vista lateral	37
Figura 3.22	Antena proposta fabricada e o ambiente de medição	37
Figura 3.23	Comparação entre resultados simulados e medidos para a antena proposta	38
Figura 3.24	Geometria da antena proposta: (a) <i>patch</i> , (b) plano de terra, (c) vista superior da estrutura, (d) vista lateral e (e) vista explodida	39
Figura 3.25	Dispositivos implantados: (a) tipo cápsula (implante de tecido profundo) e (b) tipo implante na camada da pele	39
Figura 3.26	Configuração de simulação e medições de protótipos fabricados: (a) simulação, (b) medição e (c) protótipo da placa de circuito impresso e da impressão 3D	40
Figura 3.27	Comparação de simulação (simulações em HFSS, Sim4Life e ADS) e coeficientes de reflexão medidos da antena proposta em diferentes cenários de implantação	40
Figura 3.28	Simulado e medido (S_{11}) da antena proposta integrada com pacote completo de circuitos dentro de cápsulas	41
Figura 3.29	(a) <i>Patch</i> em anel utilizado como sensor e (b) amostras de carne de frango	42

Figura 3.30	Resultados para o coeficiente de reflexão em função da frequência para o sensor: (a) Sem a carne e (b) com a carne de frango	42
Figura 4.1	Antena retangular com fendas próximas às bordas do <i>patch</i>	45
Figura 4.2	Ambiente de simulação: amostra de carne suína como superstrato ..	46
Figura 4.3	Setup de medição: (a) medição da Antena I, (b) medição da Antena II e (c) medição da Antena III	47
Figura 4.4	Antena I: (a) densidade superficial de corrente em 435 MHz e (b) fotografia do protótipo	47
Figura 4.5	S_{11} em função da frequência para a Antena I	48
Figura 4.6	Diagrama de radiação da Antena I para 435 MHz: (a) sem superstrato e (b) com superstrato	48
Figura 4.7	Antena II: (a) densidade superficial de corrente em 915 MHz e (b) fotografia do protótipo	49
Figura 4.8	S_{11} em função da frequência para a Antena II	50
Figura 4.9	Diagrama de radiação da Antena II para 915 MHz: (a) sem superstrato e (b) com superstrato	50
Figura 4.10	Antena III: (a) densidade superficial de corrente em 2,45 GHz e (b) fotografia do protótipo	51
Figura 4.11	S_{11} em função da frequência para a Antena III	52
Figura 4.12	Diagrama de radiação da Antena III para 2,45 GHz: (a) sem superstrato e (b) com superstrato	52
Figura 4.13	Resultados simulados e curva ajustada da variação de permissividade em função da frequência: (a) antena I, (b) antena II e (c) antena III	54

Lista de Tabelas

Tabela 3.1	Propriedades elétricas do modelo de tecido humano para 915 MHz	33
Tabela 3.2	Propriedades elétricas da superfície do corpo humano	35
Tabela 3.3	Resumo dos trabalhos mencionados no estado da arte	43
Tabela 4.1	Dimensões das antenas propostas	46
Tabela 4.2	Comparação entre os resultados simulados e medidos	53
Tabela 4.3	Valores de constantes dielétricas obtidas para cada amostra de carne	55
Tabela 4.4	Análise da sensibilidade	56
Tabela 4.5	Valores encontrados de SAR	57

Lista de Símbolos e Abreviaturas

MedRadio	<i>Medical Device Radiocommunications</i>
MICS	<i>Medical Implant Communication Services</i>
ISM	<i>Industrial, Scientific and Medical</i>
HFSS	<i>High Frequency Structure Simulator</i>
CPW	<i>Coplanar Waveguide</i>
CPS	<i>Coplanar Stripline</i>
FEM	<i>Finite Element Method</i>
VNA	<i>Vetorial Network Analyser</i>
SAR	<i>Specific Absorption Rate</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronic Engineers</i>
WiMAX	<i>Wordwide Interoperability for Microwave Access</i>
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i>
S_{11}	Coeficiente de reflexão
BW	Largura de banda
f_r	Frequência de ressonância
f_{ru}	Frequência de ressonância sem o superstrato
f_{rl}	Frequência de ressonância com o superstrato
ϵ_r	Permissividade elétrica relativa
ϵ_{ru}	Permissividade elétrica relativa sem o superstrato
ϵ_{rl}	Permissividade elétrica relativa com o superstrato
S	Sensibilidade

Capítulo 1

Introdução

Os dispositivos planares para sistemas de comunicações sem fio estão recebendo cada vez mais atenção devido à diversidade dos serviços e a qualidade que estes demandam em diferentes áreas da tecnologia. Diversas soluções têm sido consideradas a fim de proporcionar melhorias nos desempenhos dos circuitos planares, principalmente pelas características de apresentar operações em diversas faixas de frequência, facilidade e baixo custo de fabricação, tamanho reduzido e capacidade de serem integrados a outros componentes e dispositivos [1]-[3].

Além de atender às especificações acima, as antenas planares permitem a utilização de diferentes formas de alimentação, com linhas de transmissão planares diversas, que facilitam os projetos e a fabricação de circuitos de casamento de impedâncias.

Em particular, nas antenas de microfita, a alimentação é usualmente realizada através de linhas de microfita. Entretanto, existem outras estruturas de transmissão planares que podem ser utilizadas, como o guia de ondas coplanar (*coplanar waveguide* - CPW) e as linhas de fita coplanares (*coplanar strips* - CPS), ambas com metalizações apenas na face superior dos substratos dielétricos [4]-[6].

As antenas de microfita investigadas nesta dissertação são conhecidas como antenas do tipo *patch* condutor, e foram estudadas, inicialmente, por Deschamps na década de 1950 [7]. O *patch* condutor, elemento irradiante, é usualmente posicionado na parte superior e separado do plano de terra por um substrato dielétrico. As principais formas de alimentação dessas antenas são por linhas de transmissão, cabo coaxial, acoplamento de abertura e acoplamento de proximidade [1], sendo a primeira utilizada neste trabalho.

Algumas metodologias têm sido usadas na definição dos formatos do *patch* condutor das antenas de microfita, como a utilização de geometrias como retângulos,

círculos, triângulos, elipses e curvas fractais [8]. Recentemente, foram propostas geometrias bioinspiradas [8]. As utilizações principais das antenas de microfita ocorrem em sistemas de comunicação sem fio, radar, e, mais recentemente, em aplicações médicas [9]-[22].

Recentemente, as antenas planares estão sendo empregadas como alternativas para o monitoramento de vários parâmetros médicos, com aplicações nas bandas de frequências designadas para *Medical Device Radiocommunications Service – MedRadio* (401-405 MHz), *Medical Implant Communication Services – MICS* (402-405 MHz) e *Industrial, Scientific and Medical – ISM* (433 - 435,8 MHz; 902 - 928 MHz; 2,4 - 2,5 GHz).

É possível realizar análises em pacientes ou amostras (substituindo o tecido humano) com antenas posicionadas acima do tecido humano (não-invasivo) ou implantadas, de forma invasiva. Assim, as antenas planares possuem um papel importante devido à capacidade de transmissão de dados em tempo real [14] e análise de propriedades do tecido humano ou amostra equivalente.

Os sistemas com aplicações médicas sem fio são utilizados para monitoramento, diagnóstico, tratamento e telemetria de propriedades fisiológicas de pacientes [15]. As bandas MICS (402-405 MHz) e MedRadio (401-405 MHz) são utilizadas para transmissão de pequenas taxas de dados, devido sua característica de banda estreita. Quando há a necessidade de transmissão de taxas de dados maiores são utilizadas as bandas ISM (902 - 928 MHz; 2,4 - 2,5 GHz) [15].

Nesta dissertação, é realizada uma análise paramétrica de três antenas retangulares de microfita com fendas retangulares posicionadas próximas às bordas do *patch*, utilizadas para sensoriamento. Foram obtidas respostas em frequências para aplicações nas bandas ISM (433 – 435.8 MHz; 902 - 928 MHz; 2,4 - 2,5 GHz). As antenas foram projetadas, simuladas e medidas. Os resultados apresentados foram obtidos através de simulações no software comercial *Ansoft HFSS*, que utiliza o Método dos Elementos Finitos (*Finite Element Method – FEM*), e comprovadas mediante fabricação e medição através de um Analisador de Redes Vetorial (*Vector Network Analyser – VNA*). Estas antenas foram desenvolvidas para análises não-invasivas e são úteis para aplicações em telemetria médica, para o monitoramento através de transmissão de sinais, e análise de propriedades do tecido humano, utilizando carne suína como material em substituição ao tecido humano.

Este trabalho está distribuído em cinco capítulos, incluindo este de introdução ao

tema.

No capítulo 2, são resumidos os conceitos e os parâmetros das antenas planares, como as antenas CPW, CPS e de microfitas, com a identificação das características estruturais, formatos dos *patches* condutores e métodos de alimentação.

No capítulo 3, é comentada a utilização de antenas planares em aplicações biomédicas e apresentado um quadro representativo do estado da arte, a partir da seleção de alguns trabalhos recentes, disponíveis na literatura, sobre antenas *patches* utilizadas em aplicações nas faixas de frequência de interesse.

No capítulo 4, é apresentada a metodologia de simulação e medição, as antenas propostas projetadas e fabricadas, resultados para o coeficiente de reflexão, em função da frequência, a largura de banda e análises da taxa de absorção específica (*specific absorption rate* - SAR) e da sensibilidade das antenas.

No capítulo 5, são apresentadas as conclusões deste trabalho, com ênfase nas contribuições realizadas e na possibilidade de sua continuidade.

Capítulo 2

Antenas Planares

2.1 Introdução

As antenas planares de micro-ondas possuem um importante papel no desempenho dos sistemas de comunicações sem fio, possibilitando a transmissão eficiente de sinais de uma estrutura guiada para o espaço livre e vice-versa. Especificamente, uma antena direciona radiação em determinada região, atuando como transmissora, e recebe sinal, atuando como antena receptora [1].

A antena planar possibilita a utilização de algumas opções de alimentação, como o guia de onda coplanar (*coplanar waveguide* – CPW), as linhas de fita coplanares (*coplanar strip* – CPS) e a linha de microfita. As antenas CPW apresentam somente a face superior do substrato dielétrico metalizada, sendo comumente utilizada uma fina lâmina de cobre. No caso da alimentação por CPW, existem duas fendas estreitas separando a fita condutora (que é conectada ao *patch* da antena) do plano de terra, como mostrado na Figura 2.1(a). Este tipo de antena é normalmente utilizado em aplicações que necessitam de larguras de banda estreitas [4]. As antenas CPS também apresentam apenas uma face do substrato dielétrico metalizada. No caso da alimentação por CPS, existem duas fitas condutoras paralelas, separadas por uma fenda estreita, como mostrado na Figura 2.1(b), sendo uma correspondente ao plano de terra. As linhas de microfita apresentam condutores nas duas faces do substrato dielétrico, sendo a face superior do substrato dielétrico deixada para a fita condutora e a face inferior para o plano de terra.

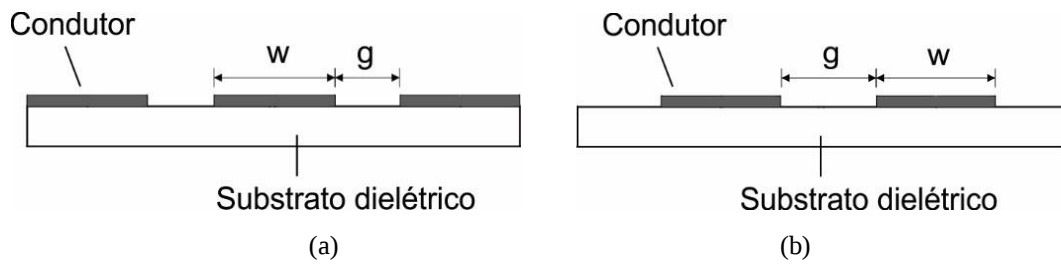


Figura 2.1 – Estruturas planares: (a) CPW e (b) CPS. Fonte: Autor.

2.2 Parâmetros Fundamentais de Antenas

Os parâmetros principais das antenas são destacados nesta seção, sendo apresentadas, em cada caso, a definição e a relevância [1].

2.2.1 Diagrama de Radiação

O diagrama de radiação é definido como uma representação gráfica das propriedades de radiação da antena [1]. É determinado na região de campo distante, na maioria dos casos de aplicações em sistemas de radiofrequência (RF). Entre as propriedades de radiação, destacam-se a densidade de fluxo de potência, a intensidade de radiação, a intensidade de campo, a diretividade, e a polarização [1]. A Figura 2.2 mostra o sistema de coordenadas usado para ilustrar o diagrama de radiação de uma antena, com a indicação dos seus lobos.

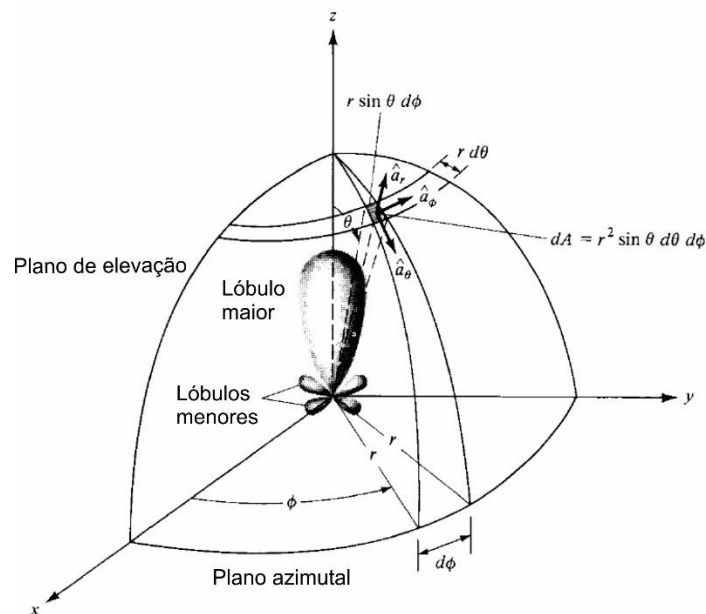


Figura 2.2 – Sistema de coordenadas para análise de antenas. Fonte: Adaptado de [1].

Um lobo de radiação é uma parte do diagrama de radiação limitada pela

intensidade de radiação. Na Figura 2.2, o lobo maior, também chamado de lobo principal, é o que apresenta a direção de máxima radiação. Os lobos menores, também chamados de lobos secundários, são definidos como os outros lobos de radiação [1].

Existem três tipos de diagramas de radiação que são classificados como: *isotrópico* – produzido por uma antena ideal, ou seja, sem perdas e que possui radiação igual em todas as direções; *direcional* – que possui a característica de transmitir ou receber ondas eletromagnéticas de forma mais eficiente em certas direções e; *omnidirecional* – que é definido como um tipo especial de diagrama direcional, pois apresenta radiação não-direcional em um plano e direcional no plano ortogonal [1].

2.2.2 Densidade de Potência Radiada

As estruturas de transmissão de ondas eletromagnéticas guiadas e os canais de propagação são usadas para transmitir a informação de um ponto a outro. Sendo assim, a potência e a energia transmitida estão associadas ao fenômeno da propagação de uma onda eletromagnética e ao vetor de Poynting [1].

2.2.3 Intensidade de Radiação

A intensidade de radiação é definida pelo produto do quadrado da distância pela densidade de radiação. Em uma dada direção, é definida como a potência radiada pela antena por unidade de ângulo sólido. A expressão da intensidade de radiação é dada em (2.2) [1],

$$U = r^2 W_{rad} \quad (2.2)$$

onde U é a intensidade de radiação (W/unidade de ângulo sólido) e W_{rad} é a densidade de radiação (W/m²).

2.2.4 Diretividade

A diretividade de uma antena está associada à razão entre a intensidade de radiação em determinada direção e a intensidade de radiação média [1]. Quando a direção não é especificada, a direção de máxima intensidade fica implícita. Portanto, a diretividade de uma fonte não-isotrópica corresponde a razão entre sua intensidade de radiação em uma dada direção e a intensidade de radiação de uma fonte isotrópica. A expressão da diretividade é dada em (2.3),

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} \quad (2.3)$$

onde U_0 é a intensidade de radiação isotrópica e P_{rad} é a potência total radiada pela antena.

2.2.5 Ganho

A razão entre a intensidade de radiação de uma antena, em uma direção, e a intensidade de radiação que seria obtida se a potência aceita pela antena fosse radiada de forma isotrópica, é definida como ganho [1]. A expressão do ganho de uma antena é dada em (2.4),

$$G = \frac{4\pi U}{P_{in}} \quad (\text{adimensional}) \quad (2.4)$$

onde U é a intensidade de radiação de uma antena e P_{in} é a potência na entrada da antena.

2.2.6 Largura de Banda

A largura de banda de uma antena corresponde à faixa de frequência em que o desempenho da antena atende a um padrão específico. Também pode ser definida em relação à faixa de frequência e à frequência central. As antenas podem ser classificadas como de banda estreita ou de banda larga. Uma antena de banda estreita, a largura de banda é expressa como a razão entre a diferença de frequências, superior e inferior, e a frequência central [1]. No caso de antena de banda larga, pode ser expressa como a razão entre a frequência superior e inferior da faixa de operação especificada.

2.3 Antenas Planares de Microfita

As antenas de microfita foram propostas por Deschamps [7], nos Estados Unidos, na década de 1950. As antenas de microfita consistem basicamente de duas faces condutoras separadas por um substrato dielétrico. Na face superior do substrato dielétrico, encontra-se o elemento irradiante, ou *patch*, e na face inferior encontra-se o plano de terra. A Figura 2.3 apresenta a estrutura de uma antena de microfita com *patch* retangular.

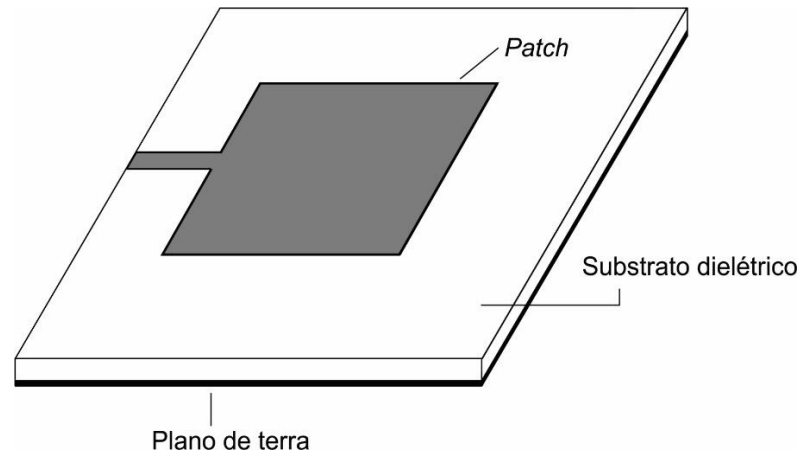


Figura 2.3 – Antena de microfita com *patch* retangular. Fonte: Autor.

Normalmente, o *patch* é formado por uma lâmina de cobre muito fina e pode assumir diversos formatos. Devido a facilidade de fabricação, as formas tradicionais são as mais utilizadas, como: círculos, quadrados, elipses e triângulos. Além das formas tradicionais, existe a possibilidade da utilização de formatos fractais [8] e, mais recentemente, bioinspiradas [8], como mostrado na Figura 2.4.

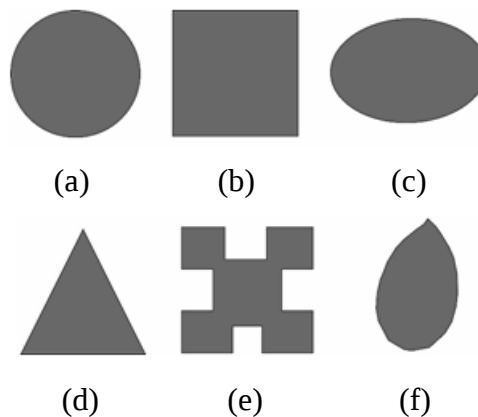


Figura 2.4 – Formas geométricas utilizadas no *patch*. (a) Círculo, (b) quadrado, (c) elipse, (d) triângulo, (e) fractal (Koch) e (f) bioinspirada. Fonte: Autor.

As geometrias podem ser utilizadas com um único elemento irradiante ou com vários elementos, com o objetivo de criar novas estruturas que são conhecidas como arranjos. A resposta do arranjo pode sofrer alterações de acordo com o número de elementos, com a forma como eles estão organizados, com o espaçamento entre eles e a forma de alimentação. Como objetivo principal do arranjo está o aumento da diretividade, se comparado a um elemento [1]. Os elementos de um arranjo de antenas podem ser conectados através de circuitos de alimentação em série ou em paralelo [1].

2.3.1 Métodos de Alimentação

A escolha da técnica de alimentação é uma decisão muito importante no desenvolvimento do projeto de uma antena de microfita. Se realizada de forma correta, permite um bom casamento de impedâncias entre a alimentação e o *patch*. Os métodos mais utilizados são: alimentação por linha de microfita, alimentação por cabo coaxial, alimentação por acoplamento de abertura e alimentação por acoplamento de proximidade [1], [4].

2.3.1.1 Alimentação por Linha de Microfita

Este método de alimentação consiste da utilização de uma fita condutora impressa no mesmo plano do *patch*, mas de menor largura, como mostrado na Figura 2.5. O casamento de impedâncias é facilitado, pois a impedância característica da linha pode ser facilmente ajustada com a utilização de um *inset-feed* (Figura 2.5) ou de um transformador de um quarto de onda [1].

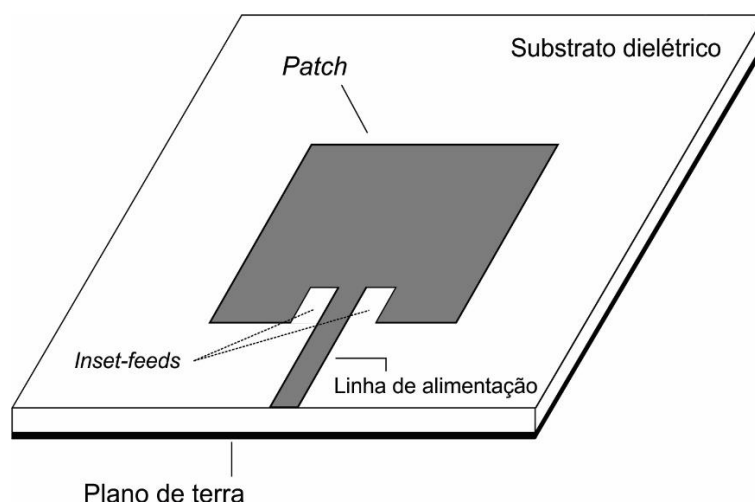


Figura 2.5 – Método de alimentação por linha de microfita com *inset-feed*. Fonte: Autor.

2.3.1.2 Alimentação por Cabo Coaxial

A alimentação por cabo coaxial necessita de uma pequena perfuração no substrato dielétrico. A alimentação do *patch* é realizada ao inserir um cabo coaxial na via aberta no substrato, sendo a parte externa (malha) do cabo coaxial conectada ao plano de terra da microfita. A Figura 2.6 ilustra o método de alimentação por cabo coaxial [1].

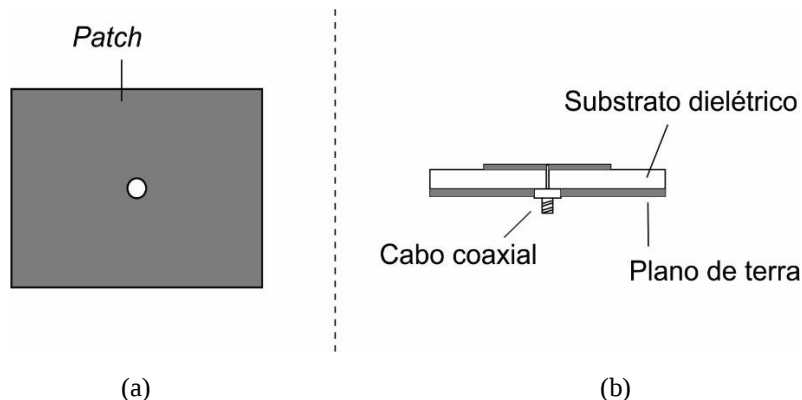


Figura 2.6 – Método de alimentação por cabo coaxial: (a) vista superior e (b) vista lateral. Fonte: Autor.

Este método também permite efetuar um bom casamento de impedâncias através da escolha do ponto de acesso do cabo coaxial no *patch* condutor.

2.3.1.3 Alimentação por Acoplamento de Proximidade

Na alimentação por acoplamento de proximidade são utilizados dois substratos dielétricos separados por uma linha de alimentação. O *patch* fica localizado acima do substrato superior e o plano de terra abaixo do substrato inferior [1]. A Figura 2.7 mostra a estrutura deste método de alimentação.

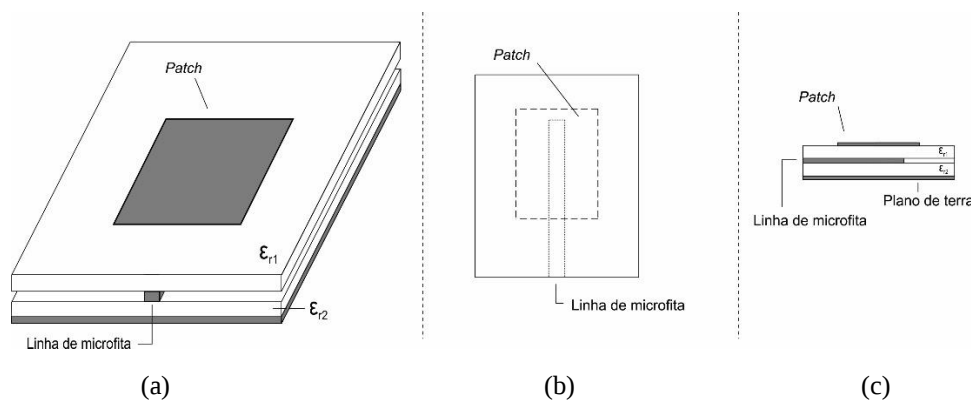


Figura 2.7 – Método de alimentação por acoplamento de proximidade: (a) perspectiva, (b) vista superior e (c) vista lateral. Fonte: Autor.

2.3.1.4 Alimentação por Acoplamento de Abertura

O método por acoplamento de abertura também utiliza dois substratos dielétricos acoplados, mas com uma abertura entre eles, conforme mostrado na Figura 2.7. A linha de alimentação fica localizada na parte inferior do substrato inferior, e excita o *patch* devido a abertura presente [1]. A utilização deste método é mais difícil que a dos citados anteriormente.

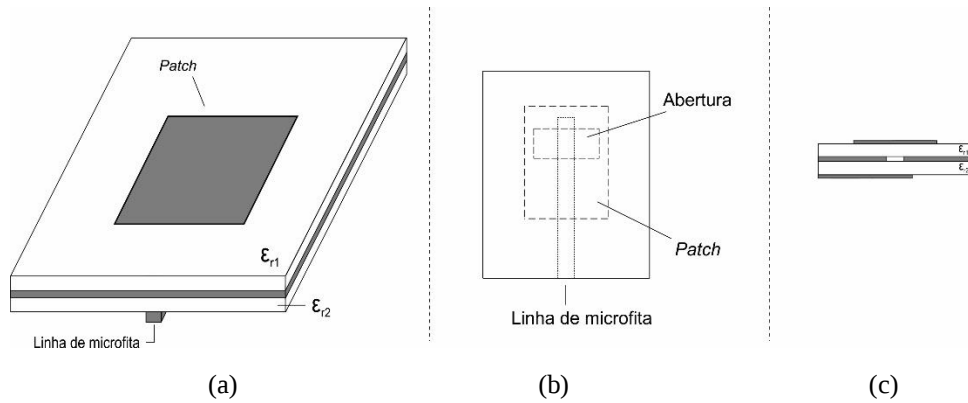


Figura 2.8 – Método de alimentação por Acoplamento de Abertura: (a) perspectiva, (b) vista superior e (c) vista lateral. Fonte: Autor.

2.4 Conclusão

Neste capítulo foi apresentada a definição de antenas planares, destacando as suas características físicas, as formas de alimentação, como: o guia de onda coplanar (*coplanar waveguide* – CPW), as linhas de fitas coplanares (*coplanar strip* – CPS) e a linha de microfita, além dos principais parâmetros fundamentais das antenas. No capítulo seguinte será apresentado uma revisão de antenas planares em aplicações biomédicas com ênfase nos trabalhos selecionados, disponíveis na literatura, sobre antenas *patch* de microfita utilizadas em aplicações biomédicas nas faixas de frequências de interesse.

Capítulo 3

Antenas Planares em Aplicações Biomédicas

3.1 Introdução

As aplicações médicas exigem a análise de antenas planares em faixas de frequências específicas. Nestas aplicações, a simulação e a medição são facilitadas tanto na medição em líquidos, que emulam as propriedades elétricas do tecido humano, como em amostras (fatias) de carnes [9]-[22].

Em algumas análises, é possível confirmar a utilização da antena proposta na aplicação médica, como a norma IEEE C95.1, que analisa a taxa de absorção específica (SAR) e limita a potência absorvida em determinada amostra, a fim de garantir a segurança do paciente. Considerando uma antena como sensor, é possível verificar a análise da sensibilidade dessa antena através da variação da frequência de ressonância obtida e da variação da permissividade elétrica da amostra.

3.2 Estado da Arte

Nesta seção, é apresentada e comentada a seleção de alguns trabalhos, disponíveis na literatura, sobre antenas *patch* de microfita utilizadas em aplicações biomédicas nas faixas de frequências de interesse, em ordem cronológica.

3.2.1 Antena monopolo alimentada por CPW na banda ISM de 2,45 GHz para aplicações biomédicas.

A pesquisa proposta em [9], consiste de uma antena do tipo monopolo com *patch* no formato Z. O substrato dielétrico utilizado é o cerâmico Al₂O₃, com permissividade elétrica 9,8 e espessura de 0,65 mm. O *patch* Z possui dimensões de 8,5 mm x 7 mm. A

Figura 3.1 apresenta as estruturas construídas em [9]. São quatro antenas com diferentes valores do parâmetro L (distância entre a parte superior do *patch* Z e a borda superior do substrato). As respostas em frequência obtidas na simulação estão mostradas na Figura 3.2.

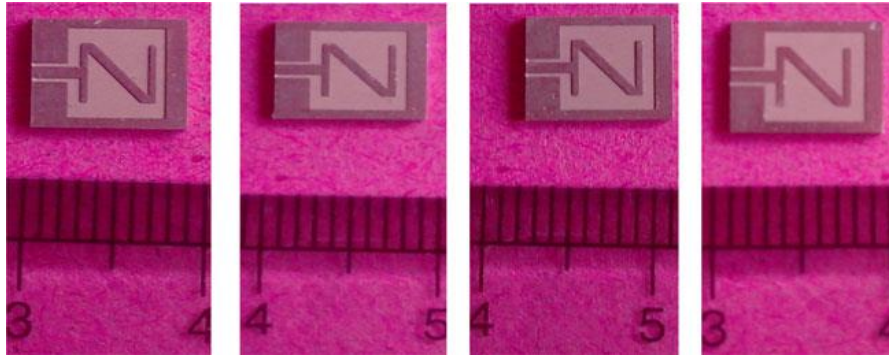


Figura 3.1 – Antenas monopolos do tipo Z. Fonte: [9].

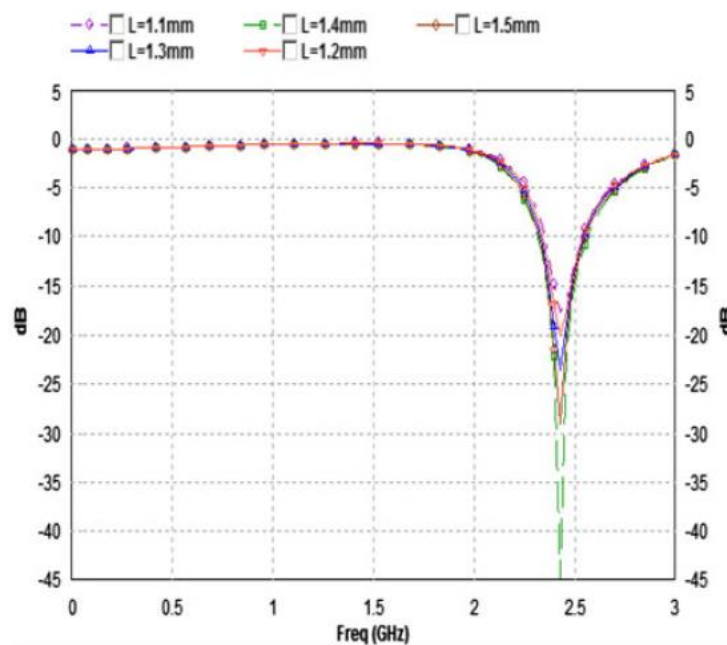


Figura 3.2 – Resposta em frequência para as antenas variando o parâmetro L . Fonte: [9].

As antenas consideradas em [9] apresentam a frequência de ressonância em 2,45 GHz, podendo ser utilizadas em aplicações biomédicas na banda ISM. Foram realizadas medições em material emulador de tecido humano, também conhecido como líquido humano fantasma, mostrado na Figura 3.3. Os resultados obtidos estão apresentados na Figura 3.4.

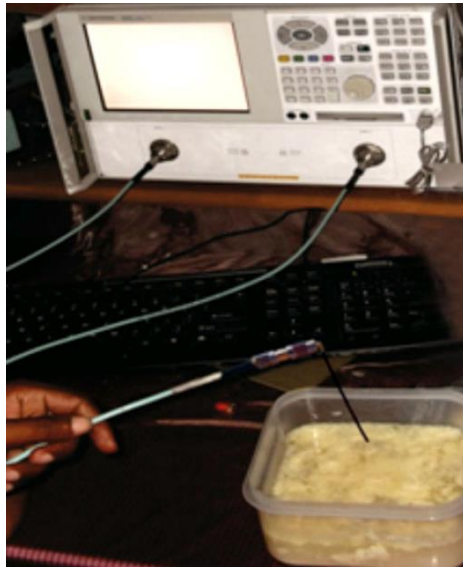


Figura 3.3 – Medição de antena em líquido que emula as propriedades elétricas do tecido humano. Fonte: [9].

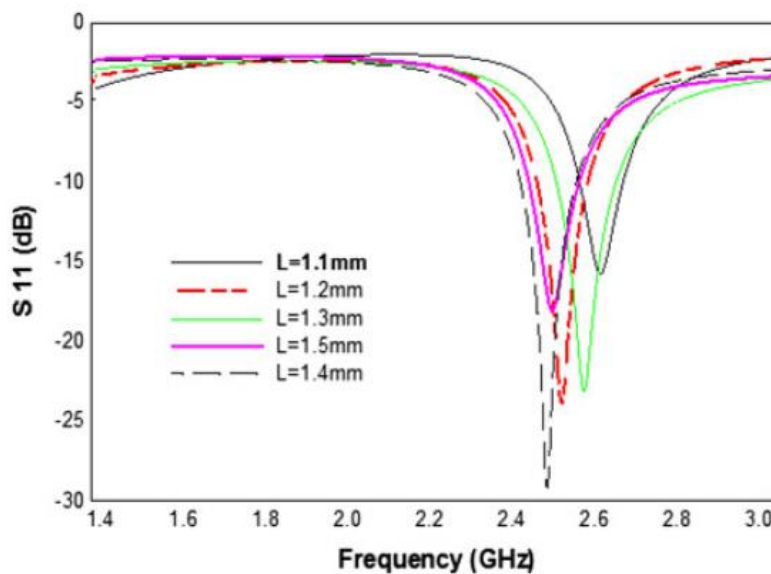


Figura 3.4 – Resultados para frequência de ressonância das estruturas medidas. Fonte: [9].

As respostas em frequência, mostradas na Figura 3.4, apresentam uma pequena diferença nas frequências de ressonância dos casos medidos. Apenas a estrutura 4 ($L=1,4\text{mm}$) se manteve na frequência de 2,45 GHz, com perda de retorno de -29 dB e largura de banda de 11,4% na frequência central.

3.2.2 Antenas CPW com *patch* circular para aplicações biomédicas na faixa de 2,45 GHz.

Um guia de ondas coplanar (CPW) é proposto por [10]. Projetada com substrato

dielétrico cerâmico Al₂O₃ para aplicações industriais, científicas e médicas (ISM) (2,4 – 2,48 GHz), com dimensões 10 mm x 10 mm, espessura de 0,65 mm e *patch* circular. A Figura 3.5 mostra as estruturas simuladas e construídas para as antenas 1, 2 e 3, respectivamente [10].

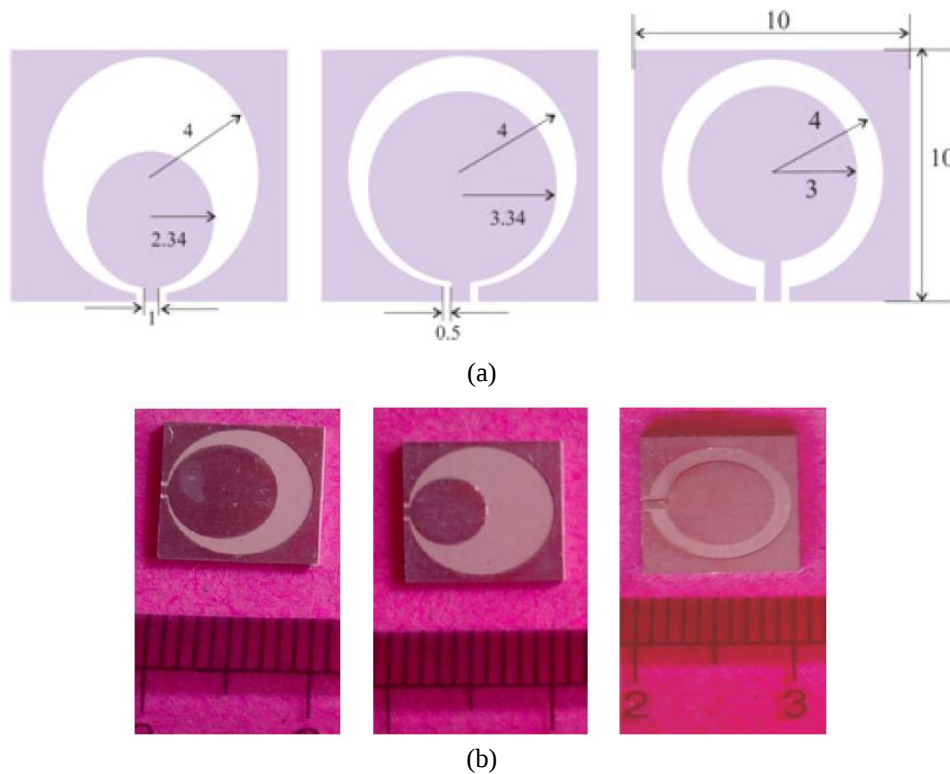


Figura 3.5 – Antenas CPW com *patch* circular, estruturas para: (a) simulação e (b) medição. Fonte: [10].

A antena foi simulada e medida utilizando um líquido que emula as propriedades elétricas do tecido muscular humano, mostrado na Figura 3.6. Os resultados para simulação e medição são apresentados na Figura 3.7.

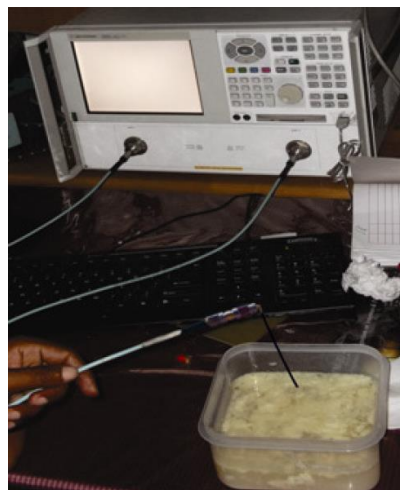


Figura 3.6 – Antena medida em líquido que emula as propriedades elétricas do tecido humano. Fonte: [10].

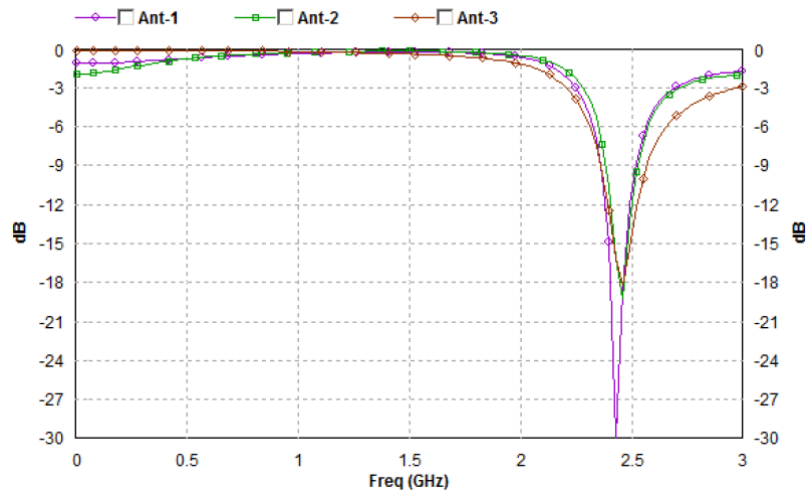


Figura 3.7 – Resultados simulados para S_{11} em função da frequência das três antenas projetadas. Fonte: [10].

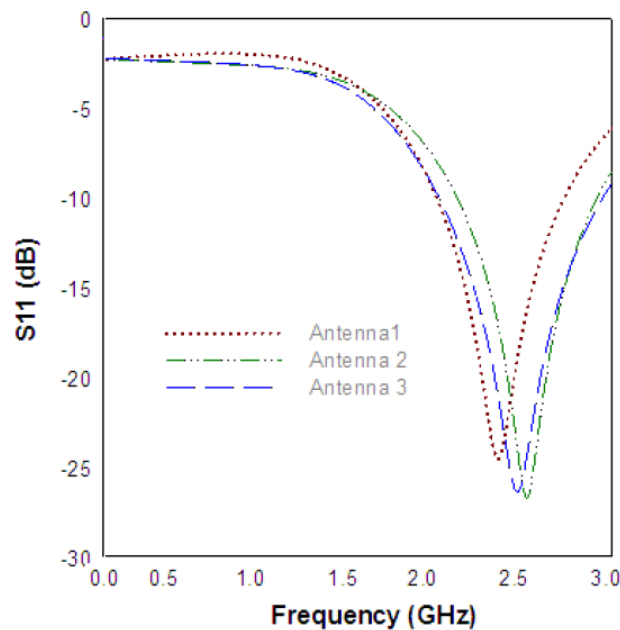


Figura 3.8 – Resultados medidos das três antenas no líquido. Fonte: [10].

Os resultados apresentados nas Figuras 3.7 e 3.8 mostram que a antena 1 proposta apresenta resposta em frequência, simulado e medido, dentro da faixa de frequências para aplicação na banda ISM, enquanto a antena 2 e 3 apresentaram uma pequena variação na resposta em frequência para resultados medidos. Os resultados simulados e medidos demonstram concordância com valores de respostas próximos entre as antenas analisadas.

3.2.3 Antenas *patch* para aplicações médicas e sem fio.

As antenas propostas por [11], mostradas na Figura 3.9, apresentam modificações

no formato do *patch* condutor. Foram projetadas em substrato dielétrico FR4, com permissividade elétrica 4,4, tangente de perdas 0,02 e espessura de 1,57 mm. O *patch* tem dimensões $W = 20$ mm, de largura, e $L = 26$ mm, de comprimento. Os protótipos foram construídos e estão mostrados na Figura 3.10.

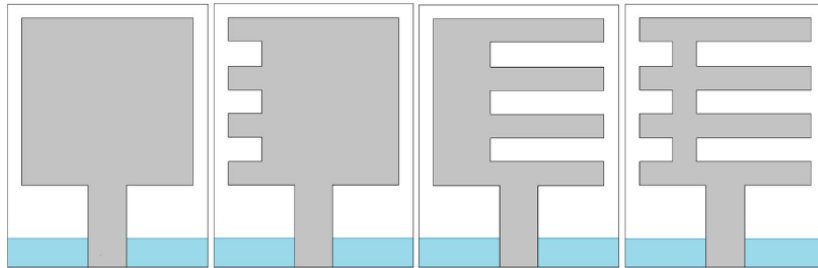


Figura 3.9 – Antenas propostas: antena A, antena B, antena C e antena D, respectivamente. Fonte: [11].

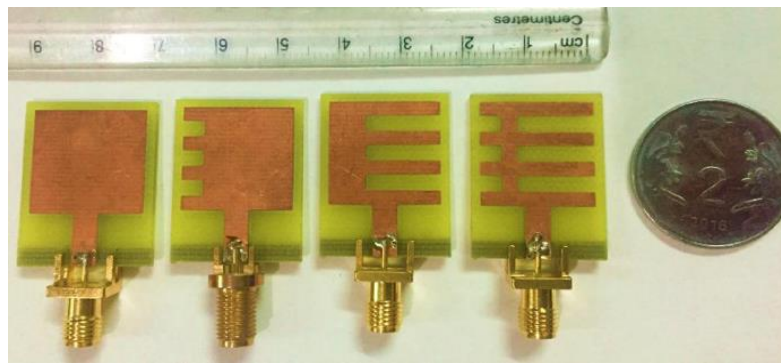


Figura 3.10 – Fotografia dos protótipos das antenas A, B, C e D. Fonte: [11].

Inicialmente, foi projetada uma antena retangular para operar na frequência de 3,5 GHz. Em seguida, foram introduzidas fendas na lateral esquerda desta antena, apresentando resposta em frequência em banda dupla para aplicações em WiMAX (3,11 a 3,97 GHz) e WLAN (4,97 – 5,61 GHz). Na sequência, foram inseridas fendas na lateral direita da antena retangular, tendo sido obtida uma resposta em frequência para aplicações WLAN na faixa de 2,09 a 2,86 GHz. Finalizando, foi projetada a quarta antena, com fendas em ambas as laterais da antena retangular, obtendo resposta em frequência para aplicações biomédicas na banda ISM (2,45 GHz).

As respostas para a perda de retorno em função da frequência são apresentadas na Figura 3.11 (a) para as quatro antenas simuladas e na Figura 3.11 (b) para a antena D, sendo mostrados resultados simulados e medidos. Os diagramas de radiação das quatro antenas estão mostrados na Figura 3.12.

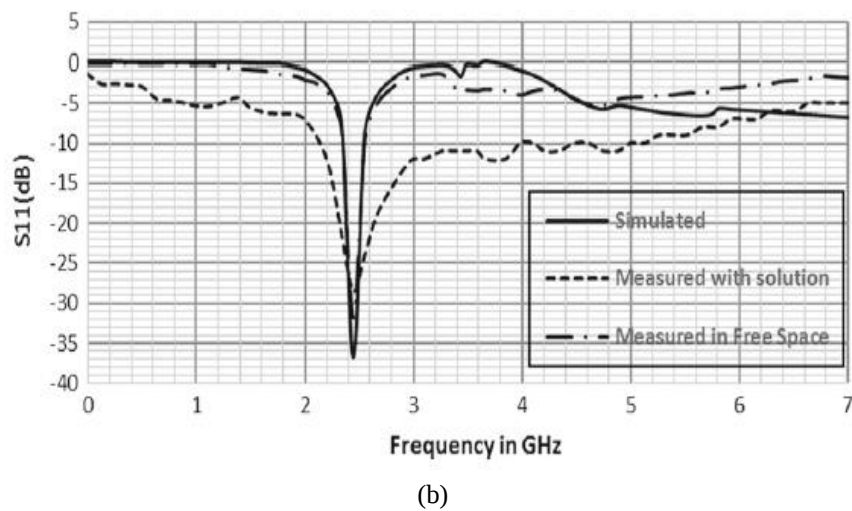
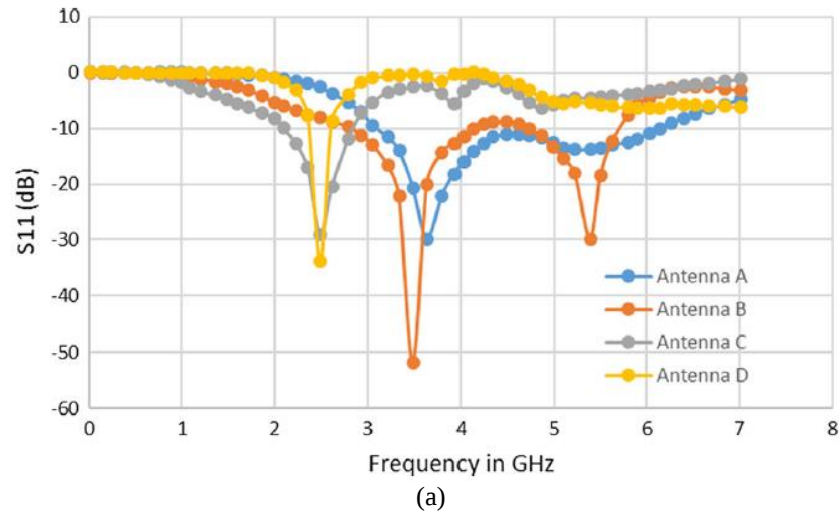


Figura 3.11 – Perda de retorno em função da frequência para (a) as antenas A, B, C e D (resultados simulados) e (b) a antena D (resultados simulados e medidos). Fonte: [11].

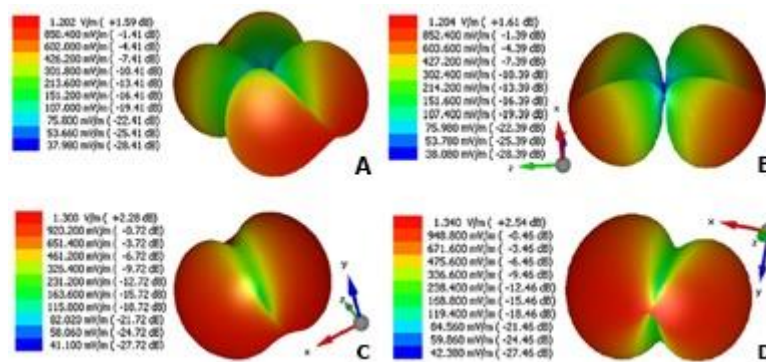


Figura 3.12 – Simulação dos diagramas de radiação das antenas A, B, C e D. Fonte: [11].

Devido à antena D ser utilizada em aplicações biomédicas na banda ISM, o comportamento desta antena também foi medido usando um líquido que simula o músculo humano, a fim de imitar o ambiente real para qual a mesma é destinada. A medição e a configuração experimental para a antena D estão mostradas nas Figuras 3.13

(a) e (b), respectivamente.

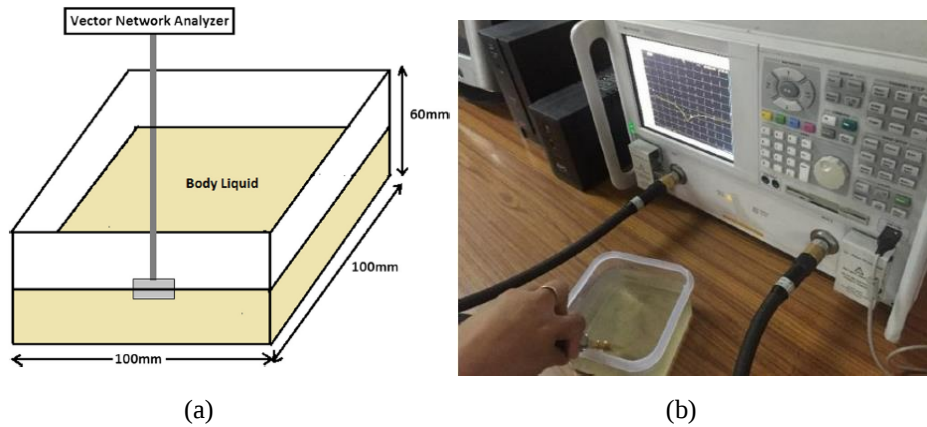


Figura 3.13 – Setup de medição: (a) ilustração e (b) fotografia. Fonte: [11].

A perda de retorno medida foi de $-31,74$ dB a $2,46$ GHz e a largura de banda de 3010 MHz ($2,16 - 5,17$ GHz), obtendo, assim, uma pequena diferença na frequência de ressonância do espaço livre para a solução [11].

3.2.4 Antena com *patch* miniaturizado e superstrato para aplicações biomédicas

Este trabalho apresenta uma proposta de antena miniaturizada para aplicações em telemetria biomédica. A frequência de operação é de 915 MHz na banda ISM ($902 - 928$ MHz). A antena produzida em [12] consiste de duas camadas de substrato dielétrico RO3006 com permissividade elétrica $6,15$ e tangente de perdas $0,002$. O substrato inferior tem espessura de $1,28$ mm e o superior de $0,64$ mm, como mostra a Figura 3.14.

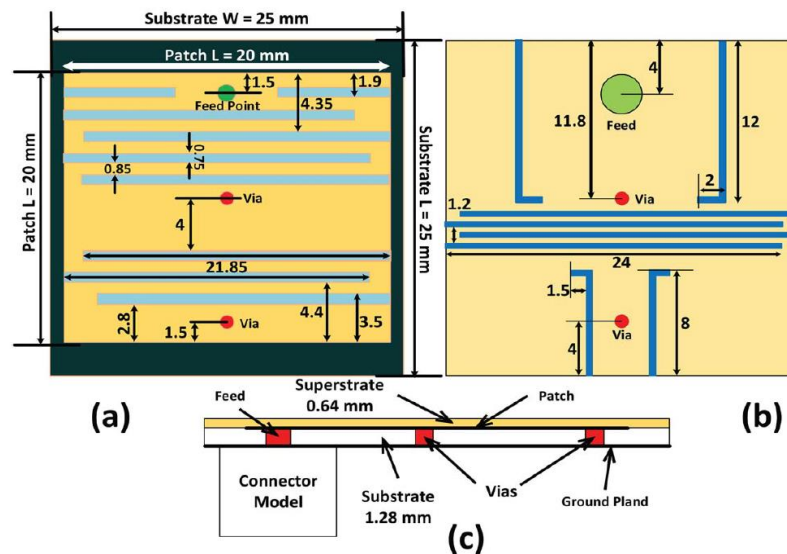


Figura 3.14 – Geometria da antena proposta: (a) vista superior do *patch*, (b) a vista inferior e (c) vista lateral mostra a localização e as vias no substrato. Fonte: [12].

Foram realizadas simulações e medições da antena fabricada, tendo sido obtida a resposta em frequência em torno de 915 MHz, com largura de banda de 30 MHz. Os resultados da medição da pele são apresentados para vários pontos no corpo humano. Além disso, são realizadas medições com fatias de carne magra de várias espessuras, como mostrado na Figura 3.15. A Tabela 3.1 apresenta as espessuras e propriedades elétricas de cada camada.

Tabela 3.1 – Propriedades elétricas do modelo de tecido humano para 915 MHz. Fonte: [12].

Tissue	Permittivity (ϵ_r)	Conductivity (σ)	Loss Tangent ($\tan \delta$)	Thickness (mm)
Skin	41.329	0.87169	0.41435	2
Fat	5.4596	0.0514	0.18496	10
Muscle	54.997	0.94809	0.33866	28

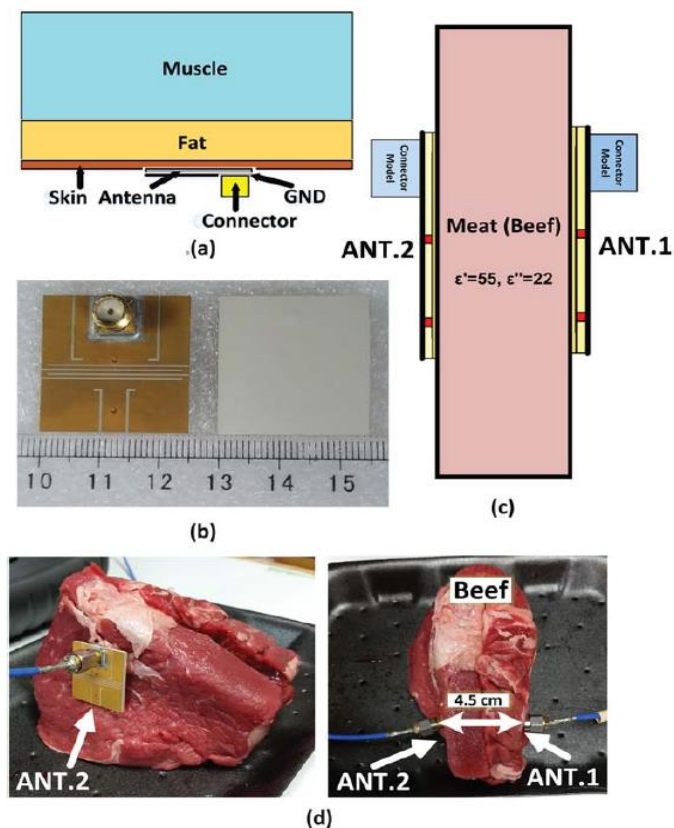


Figura 3.15 – (a) Modelo de pele de multicamadas usado em simulações, (b) antena fabricada, (c) ilustração do setup para medição do coeficiente de transmissão S_{21} e (d) fotografias do setup de medição. Fonte: [12].

Os resultados obtidos são apresentados na Figura 3.16. Foram analisadas variações em diversos parâmetros físicos da antena e usada somente uma para medições

em diferentes locais do corpo humano.

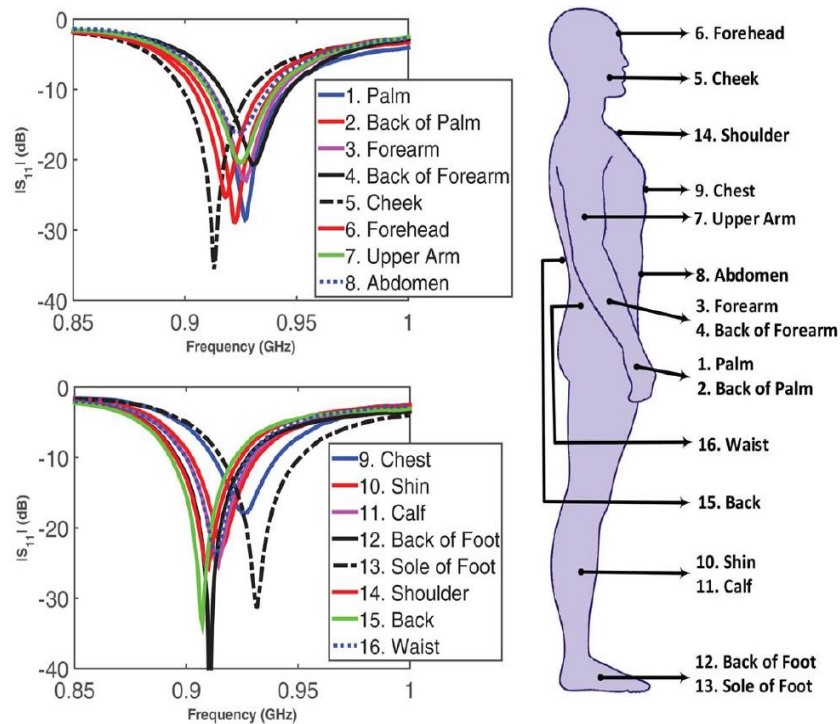


Figura 3.16 – Coeficiente de reflexão medido da antena proposta em vários pontos do corpo humano. Fonte: [12].

Os resultados da medição mostram que a antena fabricada tem uma largura de banda de quase 30 MHz, em vários pontos do corpo humano. Além disso, um coeficiente de transmissão medido de -18,54 dB é alcançado através de uma fatia de carne de 1 cm de espessura.

3.2.5 Antena circular de banda dupla para aplicações biomédicas

Uma antena de *patch* circular compacta e de banda dupla é proposta em [13], para aplicações em sistemas de telemetria de dados biomédicos implantados. A estrutura possui raio de 7,5 mm, espessura de 1,92 mm e foi projetada em substrato dielétrico RO3010, com permissividade relativa 10,2. A antena opera nas bandas MedRadio (401 – 405 MHz), MICS (402 – 405 MHz) e ISM (433,2 – 434,8 MHz; 2,4 – 2,5 GHz). As Figuras 3.17 e 3.18 mostra o *patch* utilizado e a antena construída, respectivamente.

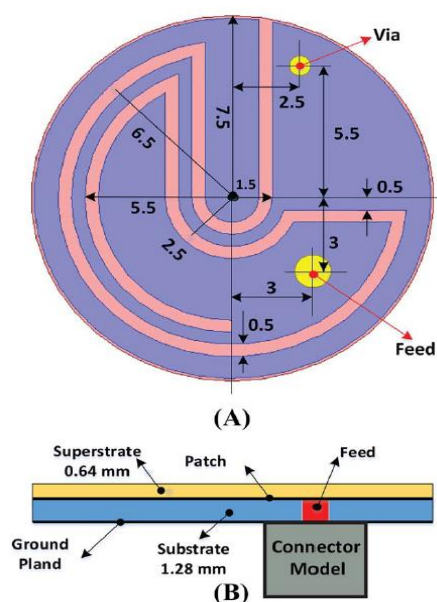


Figura 3.17 – Geometria da antenna proposta: (a) vista superior do *patch* e (b) vista lateral. Fonte: [13].



Figura 3.18 – Protótipo da antenna proposta. Fonte: [13].

A antenna proposta foi avaliada utilizando um modelo de camada de propriedades elétricas de tecido humano com tamanho de 100 mm² e altura de 20 mm. A Tabela 3.2 apresenta as propriedades elétricas da superfície do corpo humano nas bandas duplas de interesse.

Tabela 3.2 – Propriedades elétricas da superfície do corpo humano. Fonte: [13].

Frequency	Permittivity (ϵ_r)	Conductivity (σ)	Loss Tangent ($\tan\delta$)
403.5 MHz	46.74	0.69	0.66
2.45 GHz	38.06	1.44	0.226

Os resultados na simulação e na medição do protótipo da antenna, mostrada na Figura 3.19, estão apresentados na Figura 3.20.

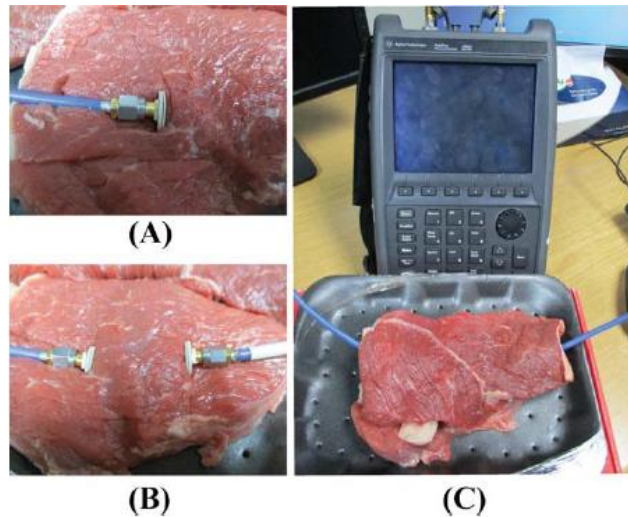


Figura 3.19 – Configuração de medição da antena. Fonte: [13].

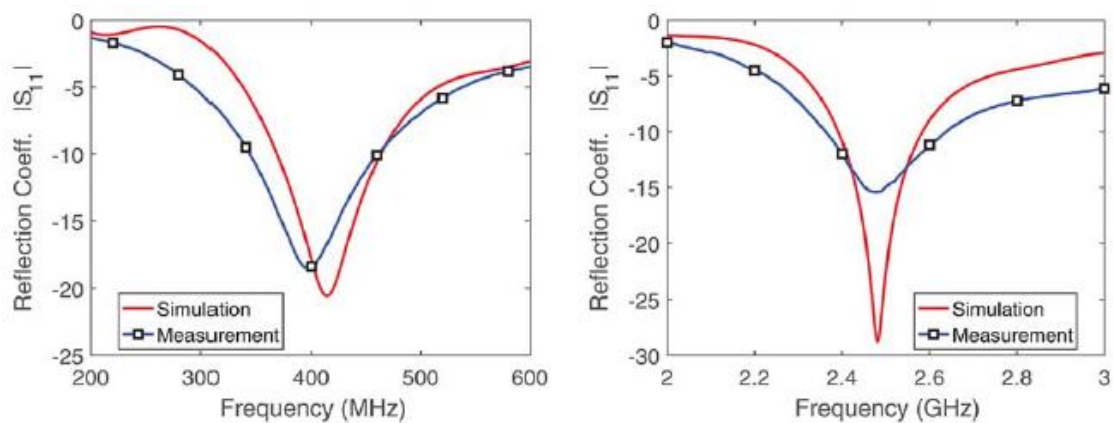


Figura 3.20 – Resultados para o coeficiente de reflexão em 403,5 MHz e 2,45 GHz. Fonte: [13].

A antena analisada apresentou resultado medido para faixa de frequência de 346 à 460 MHz, operando na banda MICS (402 – 405 MHz) e ISM (433 – 434,8 MHz) com largura de banda de 114 MHz (28%). Além disso, a antena apresentou uma segunda frequência de operação na faixa de frequência de 2,37 a 2,63 GHz, cobrindo a banda ISM (2,4 a 2,48 GHz), com largura de banda de 260 MHz (10%).

3.2.6 Antena de banda dupla compacta para aplicações biomédicas

O artigo [14] propõe uma antena miniaturizada circular planar em F invertida (PIFA) para aplicações biomédicas operando nas bandas MedRadio (401 – 406 MHz) e ISM (2,4 – 2,48 GHz). Consiste de um *patch* em forma de U na camada superior, um plano de terra circular na camada inferior e um pino em curto entre as duas camadas. A estrutura possui substrato dielétrico 3010 com permissividade relativa 10,2; tangente de

perdas 0,005 e espessura 0,635mm. A Figura 3.21 apresenta a estrutura da antena.

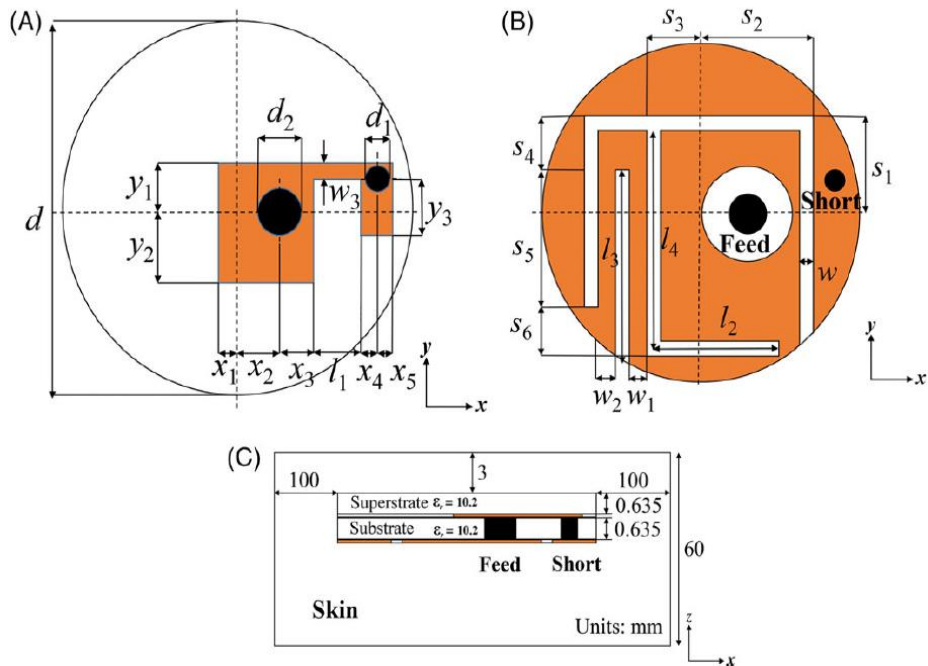


Figura 3.21 – Antena proposta: (a) vista superior, (b) vista inferior e (c) vista lateral. Fonte: [14].

Foram realizadas simulações e medições na antena proposta. A antena foi imersa e medida na carne de porco picada, como mostra a Figura 3.22. Os resultados simulados e medidos são apresentados na Figura 3.23.

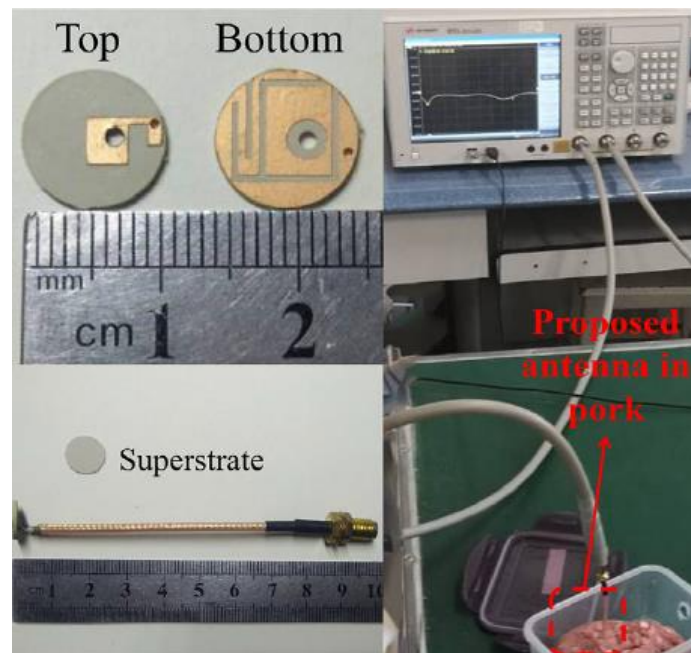


Figura 3.22 – Antena proposta fabricada e o ambiente de medição. Fonte: [14].

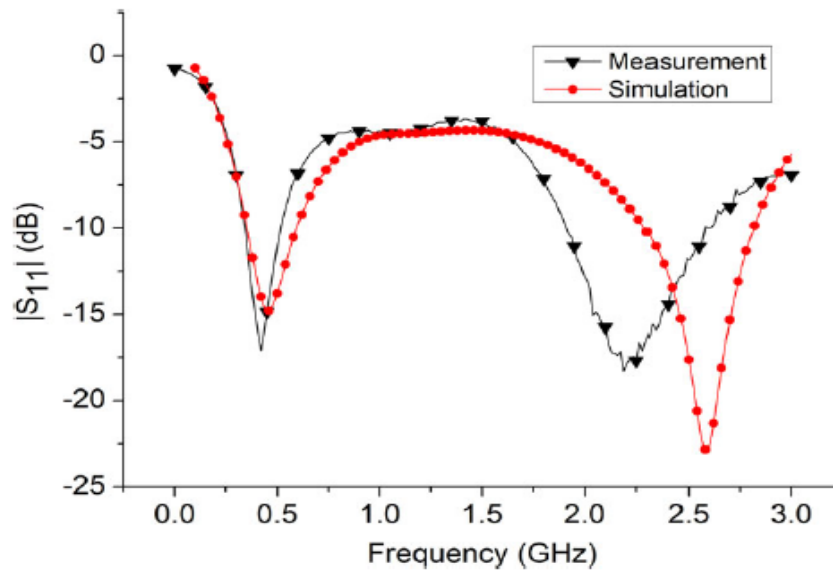


Figura 3.23 – Comparação entre resultados simulados e medidos para a antena proposta. Fonte: [14].

A resposta em banda dupla da antena é obtida ao adicionar *slots* no plano de terra. Os resultados simulados e medidos apresentam uma boa concordância para aplicação na banda MedRadio e uma discordância entre os valores simulados e medidos na segunda faixa de frequência. A Ref. [14] ainda apresenta um comparativo entre a estrutura proposta neste trabalho e estruturas analisadas na referência, evidenciando uma vantagem em largura de banda sobre outras antenas.

3.2.7 Antena de banda ultra larga para aplicações biotelemétricas

A geometria para a antena com banda ultra larga proposta em [15] é apresentada na Figura 3.24. A antena consiste de um *patch* em forma de espiral de duas secções e um slot no plano de terra. Foi utilizado um substrato dielétrico Rogers RO6010 com permissividade relativa 10,2; tangente de perdas 0,003; espessura 0,635mm e uma camada de superstrato do mesmo material, com espessura 0,127mm.

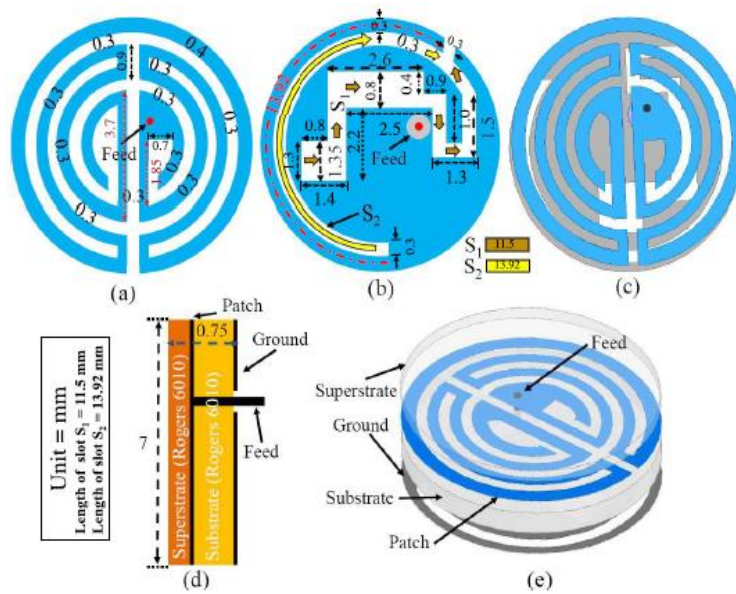


Figura 3.24 – Geometria da antena proposta: (a) patch, (b) plano de terra, (c) vista superior da estrutura, (d) vista lateral e (e) vista explodida. Fonte: [15].

A antena foi simulada através do software *Ansoft* HFSS em caixa homogênea com características elétricas de tecido humano e projetado dispositivos em ambientes realistas de corpo humano através do software *Sim4Life*. Cada pacote de dispositivo é composto por baterias, componentes eletrônicos, antena e sensores, como mostra a Figura 3.25.

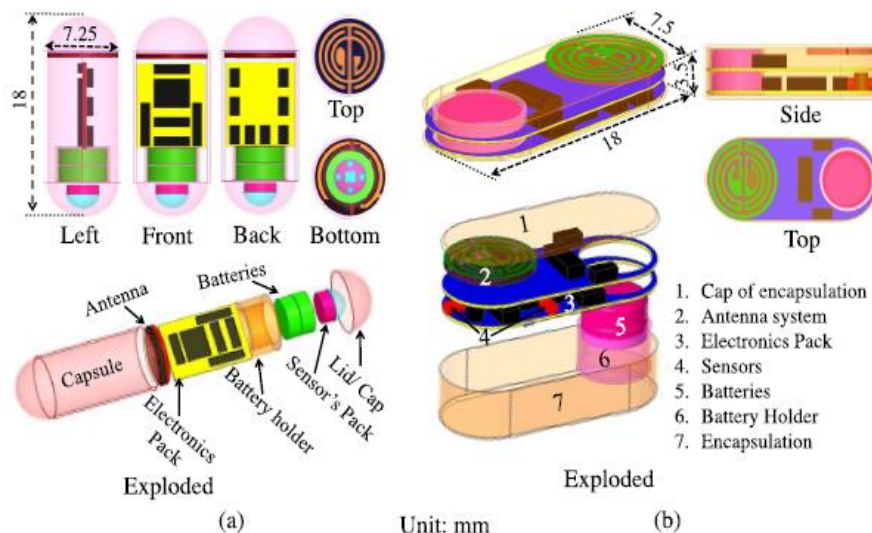


Figura 3.25 – Dispositivos implantados: (a) tipo cápsula (implante de tecido profundo) e (b) tipo implante na camada da pele. Fonte: [15].

A antena proposta foi fabricada, os dispositivos foram impressos usando impressão 3D e as medições foram realizadas imergindo-a em solução salina e em um coração de porco, mostrado na Figura 3.26.

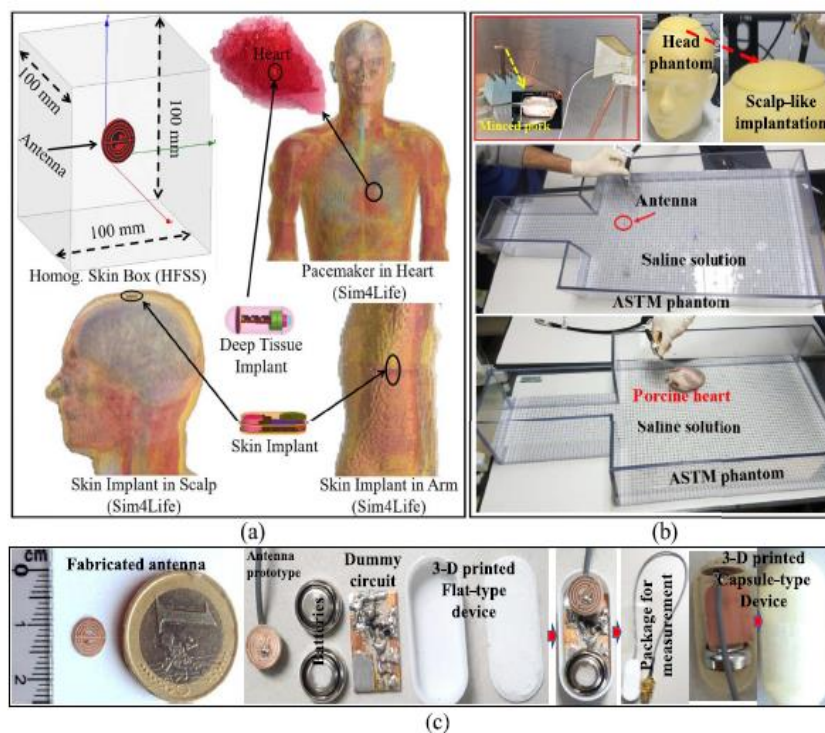


Figura 3.26 – Configuração de simulação e medições de protótipos fabricados: (a) simulação, (b) medição e (c) protótipo da placa de circuito impresso e da impressão em 3D. Fonte: [15].

Os resultados obtidos na simulação e na medição da antena e do dispositivo em cápsula impressa em 3D são apresentados nas Figuras 3.27 e 3.28.

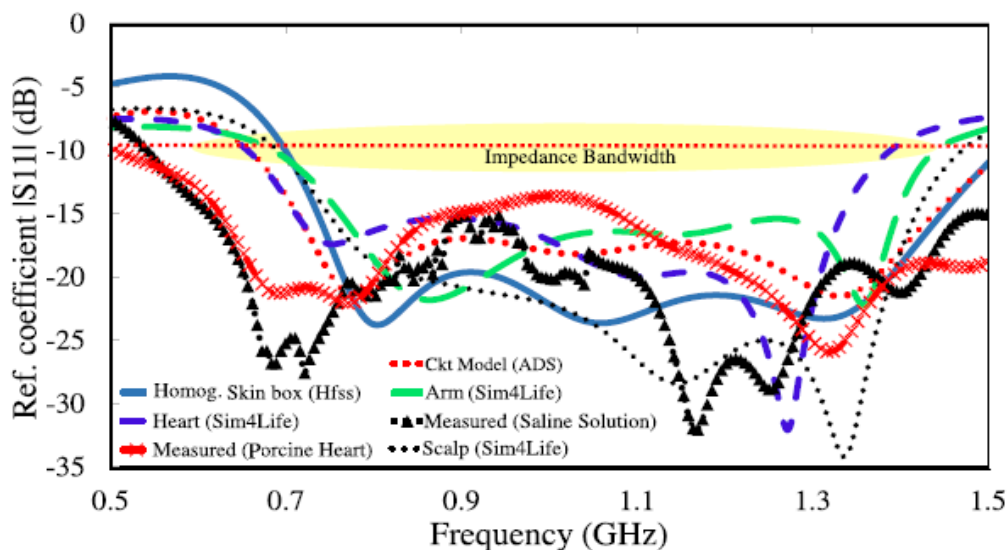


Figura 3.27 – Comparação de simulação (simulações em HFSS, Sim4Life e ADS) e coeficientes de reflexão medidos da antena proposta em diferentes cenários de implantação. Fonte: [15].

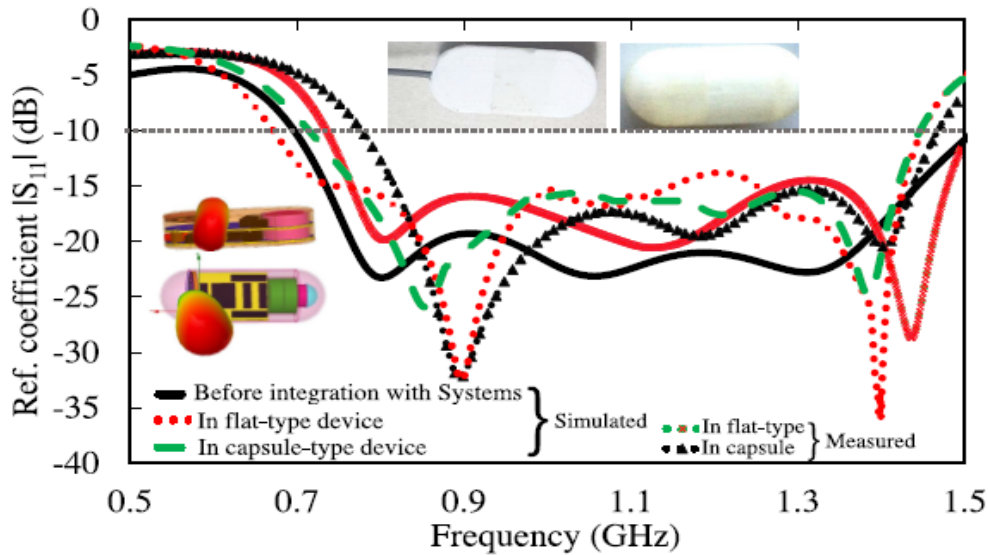
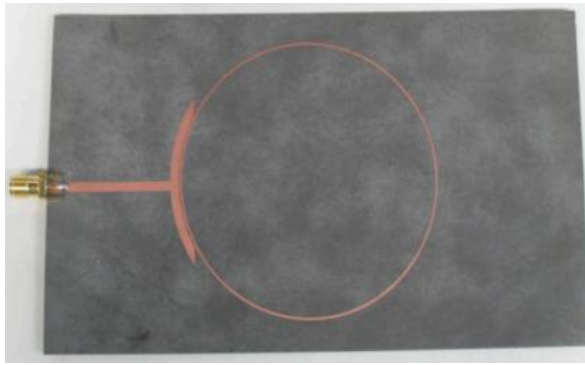


Figura 3.28 – Simulado e medido (S_{11}) da antenna proposta integrada com pacote completo de circuitos dentro de cápsulas. Fonte: [15].

Uma largura de banda larga de 84% nas simulações e medições foram alcançadas para todos os casos possíveis. Uma boa concordância entre os vários cenários de simulação e medição foram obtidos, tendo uma pequena diferença na frequência inicial da banda para os valores medidos da Figura 3.27. Os slots no plano de terra tornaram possível que a antenna proposta apresentasse resultados com banda ultra larga.

3.2.8 Sensor em anel para avaliação não-invasiva do envelhecimento da carne

O trabalho apresentado em [23] consiste no desenvolvimento de uma estrutura em anel para avaliar, de forma não-invasiva, o teor de umidade (capacidade de retenção de água) da carne de frango ao longo de um período de quatro semanas. O substrato utilizado foi o RT/Duroid 5880 com permissividade relativa de 2,2 e tangente de perdas de 0,0009. O *patch*, mostrado na Figura 3.29(a), apresenta raio externo de 34,87mm e interno de 34,27mm.



(a)

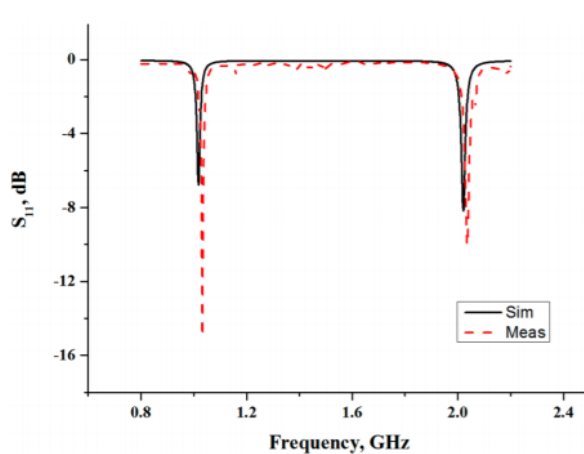


(b)

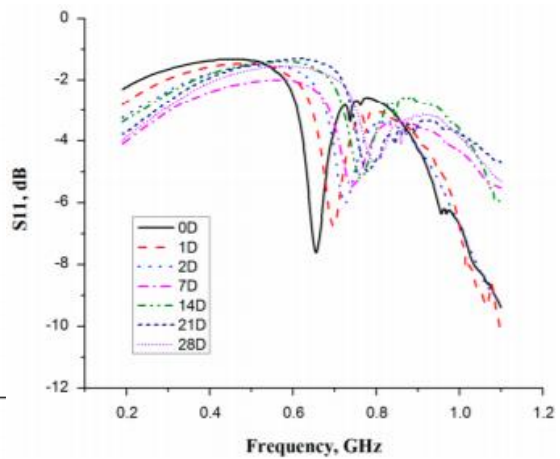
Figura 3.29 – (a) Patch em anel utilizado como sensor e (b) amostras de carne de frango. Fonte: [23].

Foram realizadas simulações e medições durante quatro semanas. A análise teórica foi possível através do modelo *Fricke*, que fornece um bom ajuste aos componentes de circuitos elétricos em tecidos biológicos [23].

A Figura 3.30(a) mostra os resultados simulados e medidos do sensor em anel sem a presença da carne. Para a análise do envelhecimento da carne, os resultados medidos são apresentados na Figura 3.30(b).



(a)



(b)

Figura 3.30 – Resultados para o coeficiente de reflexão em função da frequência para o sensor: (a) Sem a carne e (b) com a carne de frango. Fonte: [23].

O sensor desenvolvido apresentou mudanças significativas em sua frequência de ressonância e perda de retorno, ao longo de quatro semanas de análise da carne, devido à redução da capacidade de retenção de água. Durante o período de envelhecimento a constante dielétrica diminui em todas as frequências, enquanto o fator de perda aumenta em frequências abaixo de 4 GHz [23].

Apesar do trabalho em [23] não se direcionar à aplicações médicas, e sim, para a

indústria alimentícia, o trabalho científico mostrado possui características que possibilitam a utilização para análise e/ou diagnóstico de doenças com características semelhantes ao envelhecimento da carne utilizada.

A Tabela 3.3 mostra um quadro com as indicações importantes dos trabalhos apresentados neste capítulo.

Tabela 3.3 – Resumo dos trabalhos mencionados no estado da arte.

Autor - Ano	Título	Descrição
Kumar, S. Ashok. Shanmuganantham, Thangavelu. - 2014	<i>Implantable CPW-fed Z-monopole antennas at 2.45 GHz ISM band for biomedical applications</i>	Projeto e construção de quatro antenas monopolo com <i>patch</i> no formato Z e medições em amostras líquidas.
Kumar, S. Ashok. Shanmuganantham, Thangavelu. - 2014	<i>Implantable CPW Fed Circular Slot Antennas at 2.45 GHz ISM Band for Biomedical Applications</i>	Três antenas CPW com <i>patch</i> circular. Substrato com dimensões 10 x 10 mm. Medições realizadas em amostras líquidas.
Sukhija, Shikha. Sarin, R. K. - 2017	<i>Low-profile patch antennas for biomedical and wireless applications</i>	Antena com plano de terra truncado e fendas em seu <i>patch</i> . Medições realizadas em amostras líquidas.
Mohamed, A. E. Muqaibel, Ali H. Sharawi, M. S. - 2017	<i>Superstrate Loaded Miniaturized Patch for Biomedical Telemetry</i>	A antena apresenta <i>patch</i> miniaturizado e superstrato. Há uma fenda entre o plano de terra e o <i>patch</i> . As medições foram realizadas em amostras físicas de carne suína.
Mohamed, A. E. Sharawi, M. S. Muqaibel, Ali. - 2018	<i>Implanted dual-band circular antenna for biomedical applications</i>	Projeto e construção de antena circular com superstrato. Medições em amostras físicas de carne suína e resultados em banda dupla.
Luo, Lingzhi. Hu, Bing. Wu, Jiahui. Yan, Tianwen. Xu, Li-Jie. - 2019	<i>Compact dual-band antenna with slotted ground for implantable applications</i>	Projeto e construção de antena compacta com superstrato. As medições foram realizadas em pequenos pedaços de coração de porco.

Basir, Abdul. Yoo, Hyongsuk. - 2019	<i>A Stable Impedance-Matched Ultrawideband Antenna System Mitigating Detuning Effects for Multiple Biotelemetric Applications</i>	Antena circular com sustrato para dispositivos implantados. As medições foram realizadas em amostras líquidas e amostras de coração de porco.
Jilani, M. T. et al. - 2016	<i>A Microwave ring-resonator sensor for non-invasive assessment of meat aging</i>	Sensor em anel para avaliação não-invasiva do envelhecimento da carne. Foram usadas amostras de carne de frango.

3.3 Conclusão

Neste capítulo foi apresentado uma breve introdução de antenas planares com aplicações biomédicas. Também foram mostrados trabalhos, disponíveis na literatura, sobre antenas *patch* de microfita com aplicações biomédicas, com análises invasivas (implantes) e não-invasivas (superficial ao tecido humano). No capítulo seguinte será abordado a análise e o projeto de antenas para aplicações médicas.

Capítulo 4

Análise e Projeto de Antenas para Aplicações Médicas

Neste capítulo, são propostas três antenas retangulares com fendas posicionadas próximas às bordas, conforme mostrado na Figura 4.1. As antenas foram desenvolvidas para operar em 435 MHz (Antena I), 915 MHz (Antena II) e 2,45 GHz (Antena III). Além disso, as antenas foram simuladas e medidas carregadas com superstrato de amostras de carnes suína, a fim de obter resultados aproximados aos dos casos de tecido humano.

4.1 Estrutura da Antena de Microfita

As três estruturas de antenas analisadas neste trabalho são do tipo *patch* com substrato dielétrico FR4, permissividade relativa 4,4, tangente de perdas 0,002 e espessura 1,57 mm. As antenas propostas têm como objetivo aplicações nas três faixas de frequências da banda de aplicação médica *ISM*. O formato do *patch* proposto neste trabalho, comum às três antenas, está mostrado na Figura 4.1.

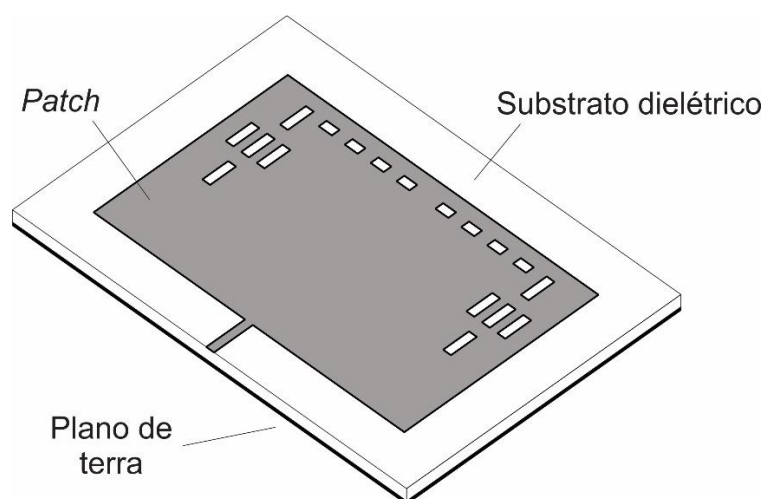


Figura 4.1 – Antena retangular com fendas próximas às bordas do *patch*. Fonte: Autor.

As dimensões das antenas são apresentadas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Dimensões das antenas propostas.

Antenas	Frequência de operação (MHz)	Dimensões (mm)
Antena I (435 MHz)	433 – 435,8	183 x 155
Antena II (915 MHz)	902 – 928	120 x 75
Antena III (2450 MHz)	2400 - 2500	51 x 27,90

Uma vez que as antenas propostas se destinam para aplicações médicas, faz-se necessário incluir as propriedades elétricas do material utilizado como superstrato, definidas em [12]-[15]. Neste trabalho, foram utilizadas amostras sólidas (fatias) de carne suína. No software *Ansoft HFSS*, a antena foi simulada com uma camada de carne sobre do *patch*, caracterizando um superstrato, como mostrado na Figura 4.2. Este superstrato foi posicionado nos limites das bordas do *patch*.

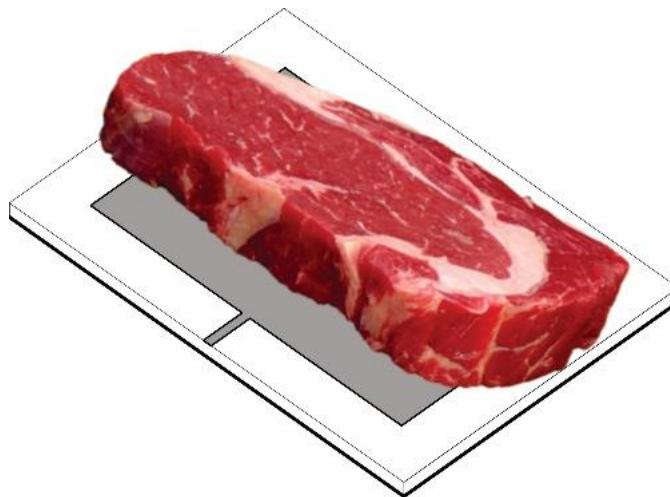


Figura 4.2 – Ambiente de simulação: amostra de carne suína como superstrato. Fonte: Autor.

4.2 Setup de Medição

As medições foram realizadas em ambiente com temperatura controlada em 20°C, através de aparelho ar-condicionado. Por se tratar de carne suína fresca, as amostras continham sangue, e no momento da medição foi retirado o excesso de sangue presente nas amostras.

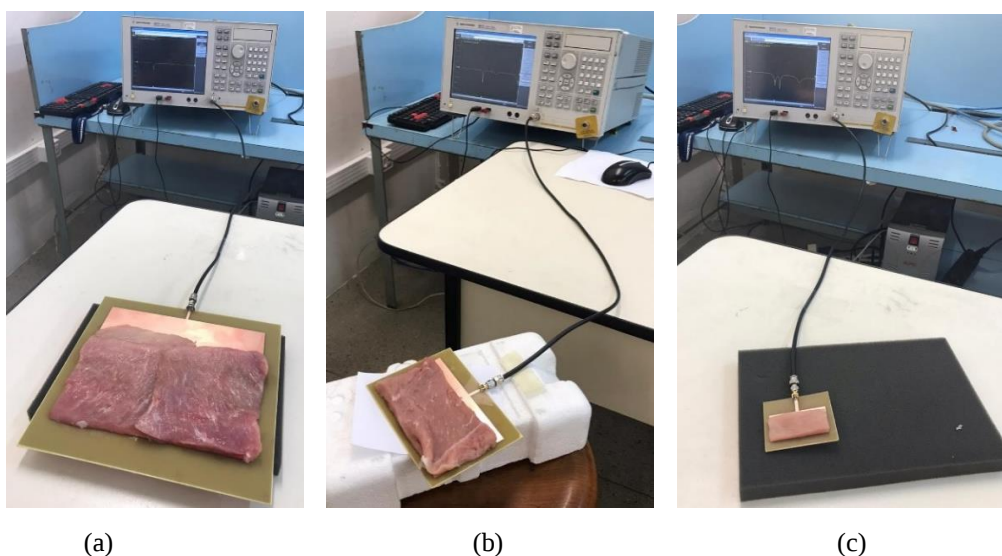
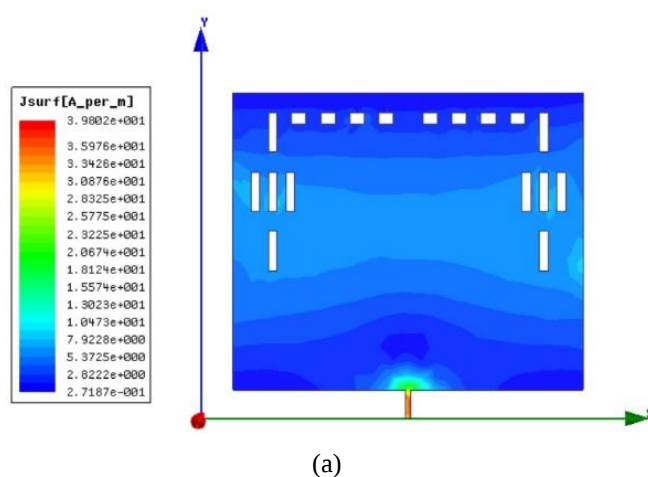


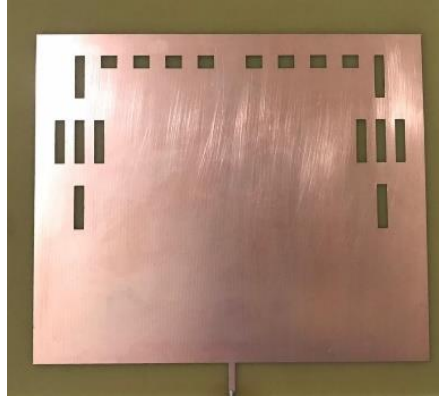
Figura 4.3 – Setup de medição: (a) medição da Antena I, (b) medição da Antena II e (c) medição da Antena III.

As antenas desenvolvidas nesta dissertação foram medidas com o mesmo analisador de redes, como mostra a Figura 4.3. Foram obtidos resultados medidos para a resposta em frequência para os protótipos das três antenas investigadas.

4.3 Aplicação na Banda ISM de 435 MHz: Resultados Simulados e Medidos - Antena I

A Antena I foi projetada para frequência de 435 MHz, e consiste em um *patch* retangular com fendas laterais de 20 mm x 4,5 mm e superiores de 6 mm x 7,5 mm. O plano de terra é completo (antena de microfitas). A amostra de carne foi posicionada onde o *patch* apresenta maior densidade de corrente superficial. A Figura 4.4 apresenta o resultado de densidade de corrente e uma fotografia do protótipo da antena proposta.





(b)

Figura 4.4 – Antena I: (a) Densidade superficial de corrente em 435 MHz e (b) fotografia do protótipo.

Os resultados simulados e medidos para S_{11} em função da frequência são apresentados na Figura 4.5. O diagrama de radiação está mostrado na Figura 4.6 (a) e (b), para os casos sem o superstrato e com o superstrato, respectivamente. A Antena I obteve resposta na primeira faixa (433 – 435.8 MHz) de aplicação na banda *ISM*.

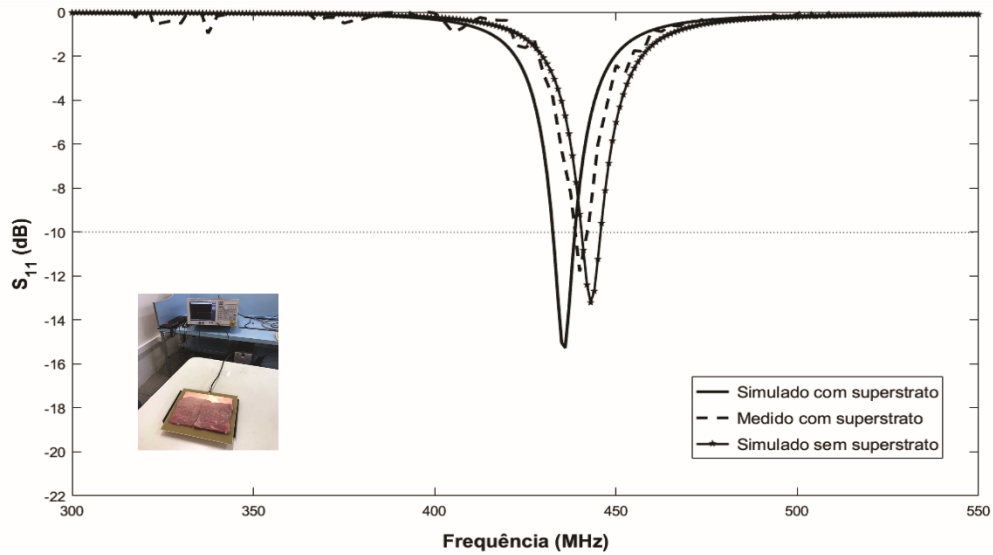


Figura 4.5 – S_{11} em função da frequência para a Antena I.

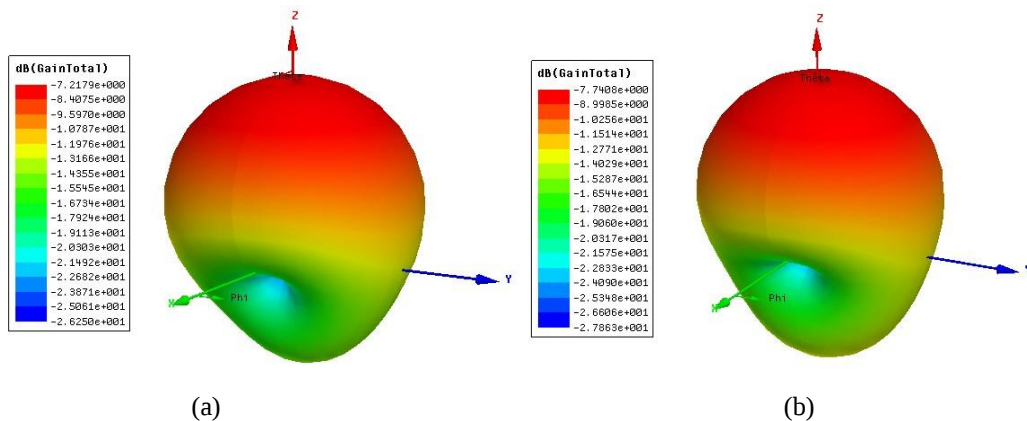
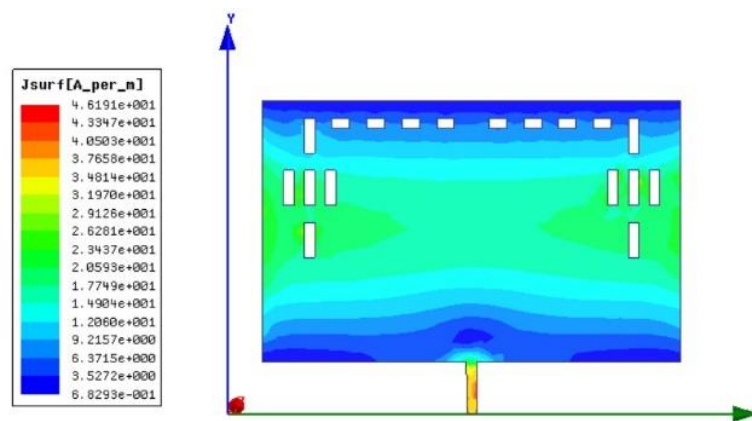


Figura 4.6 – Diagrama de radiação da Antena I para 435 MHz: (a) sem superstrato e (b) com superstrato.

A Antena I teve como resposta a frequência central em torno de 435 MHz, com coeficiente de reflexão de -15,27 dB e -11,80 dB para simulado e medido com a carne, respectivamente, e largura de banda estreita para ambos. O resultado da medição obtida está em boa concordância com o resultado simulado. Para a frequência de 435 MHz foi obtido um ganho considerado baixo. Entretanto, a antena I destina-se à aplicações em campo próximo.

4.4 Aplicação na Banda ISM de 915 MHz: Resultados Simulados e Medidos - Antena II

A Antena II foi projetada para frequência de 915 MHz, mantém a mesma característica e posições das fendas no patch da antena anterior, mas com dimensões 120 mm x 75 mm. As fendas possuem 3 mm x 10 mm nas bordas laterais e 5 x 3 mm na borda superior. A amostra de carne também foi posicionada onde o *patch* apresenta maior densidade de corrente superficial. A Figura 4.7 apresenta a densidade de corrente e a antena construída.



(a)



(b)

Figura 4.7 – Antena II: (a) Densidade superficial de corrente em 915 MHz e (b) fotografia do protótipo.

A antena II apresenta aplicação médica na banda *ISM* na faixa de frequência de 902 – 928 MHz. Os resultados simulados e medidos estão mostrados na Figura 4.8. O diagrama de radiação está mostrado na Figura 4.9, para os casos sem o superstrato e com o superstrato, respectivamente.

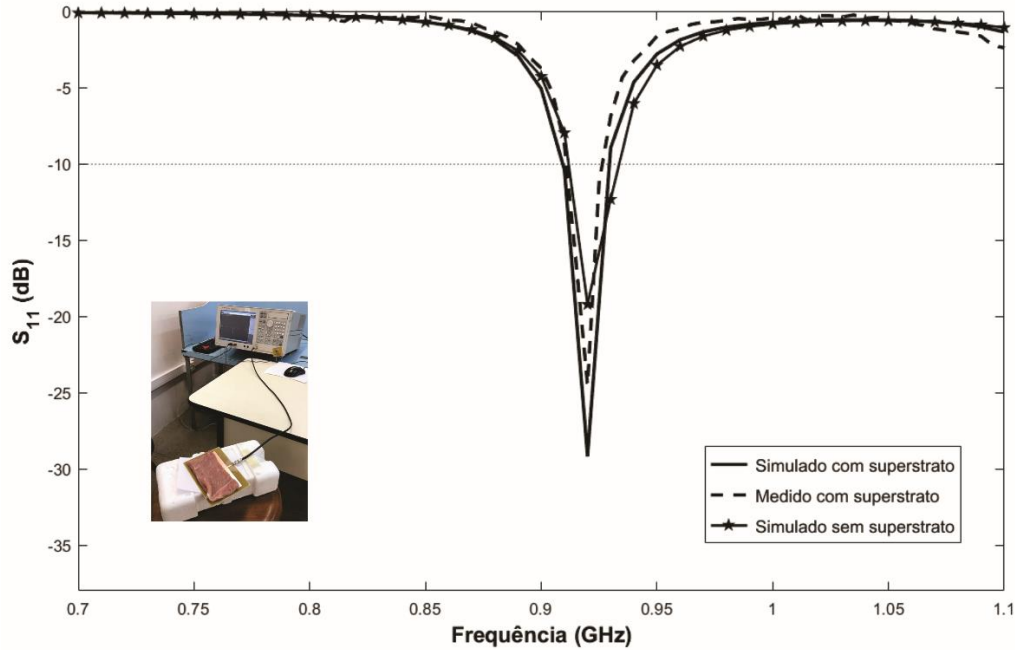


Figura 4.8 – S_{11} em função da frequência para a Antena II.

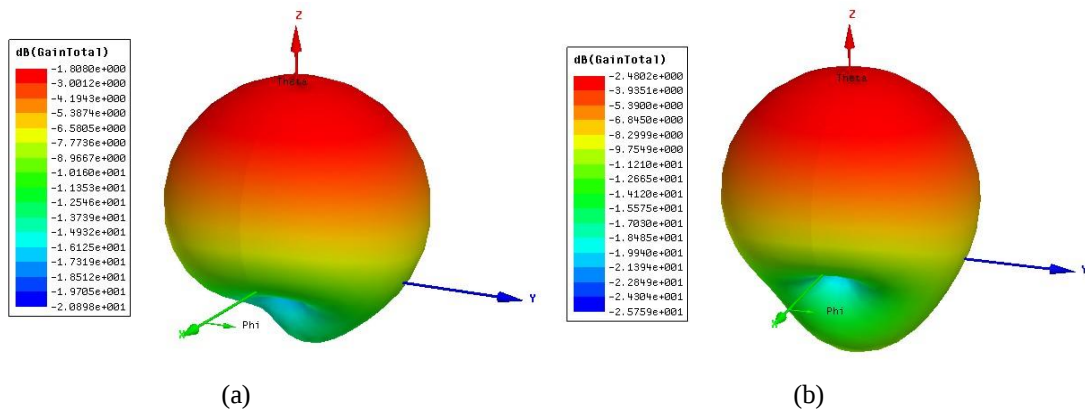
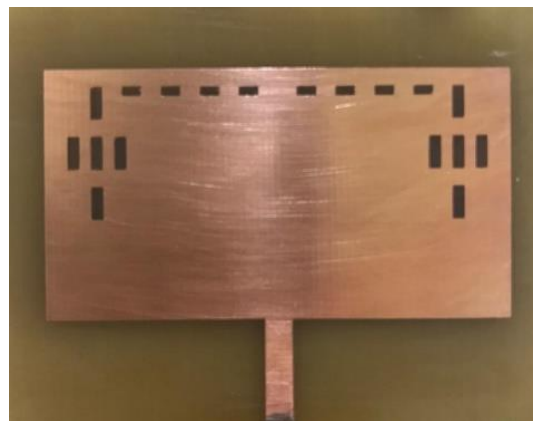
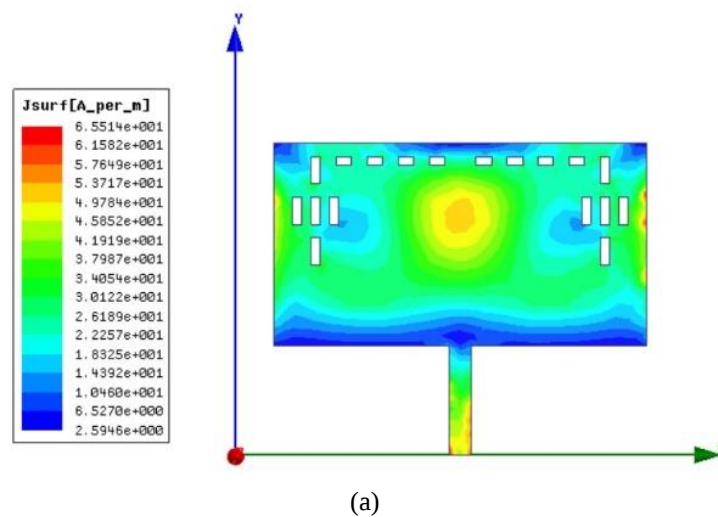


Figura 4.9 – Diagrama de radiação da Antena II para 915 MHz: (a) sem superstrato e (b) com superstrato.

Os resultados, simulado e medido, apresentaram uma frequência central de 920 MHz, com coeficiente de reflexão de -29,20 dB e -24,5 dB para simulado e medido com a carne, respectivamente. No resultado simulado foi obtido uma largura de banda de 20 MHz. O resultado medido para a largura de banda foi de 17,5 MHz. A medição apresentou-se com excelente concordância em relação à simulação. Para a frequência de 915 MHz também foi obtido um ganho considerado baixo, entretanto, esta antena destina-se à aplicações em campo próximo.

4.5 Aplicação na Banda ISM de 2,45 GHz: Resultados Simulados e Medidos - Antena III

A Antena III é a que apresenta menores dimensões físicas, o patch retangular possui 51 mm x 27,9 mm e as fendas 1,3 mm x 3,7 mm, nas bordas laterais, e 2,1 mm x 1,1 mm, na borda superior. Foi utilizada uma amostra menor de carne suína para realizar as medições, mas, assim como nos casos das antenas I e II, preenchendo as bordas do *patch*. A antena III também possui o plano de terra completo. A densidade de corrente, mostrada na Figura 4.10 apresenta uma maior concentração de corrente superficial na parte central do *patch*. A Figura 4.10(b) mostra uma fotografia do protótipo da antena proposta.



(b)

Figura 4.10 – Antena III: (a) Densidade superficial de corrente em 2,45 GHz e (b) fotografia do protótipo.

Os resultados da Antena III para S_{11} em função da frequência estão mostrados na Figura 4.11. O diagrama de radiação está apresentado na Figura 4.12(a) e (b), para os casos sem o superstrato e com o superstrato, respectivamente.

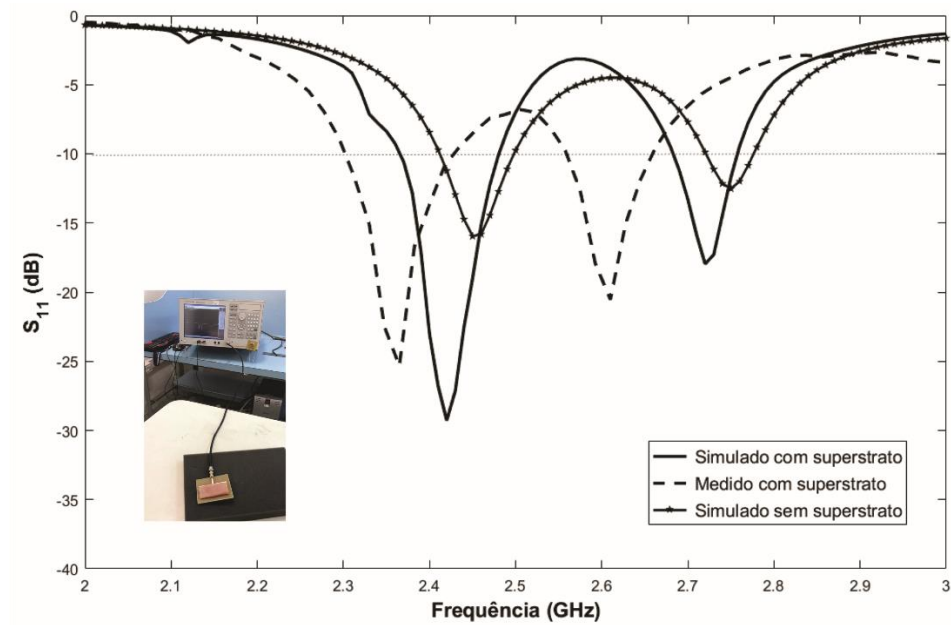


Figura 4.11 – S_{11} em função da frequência para a Antena III.

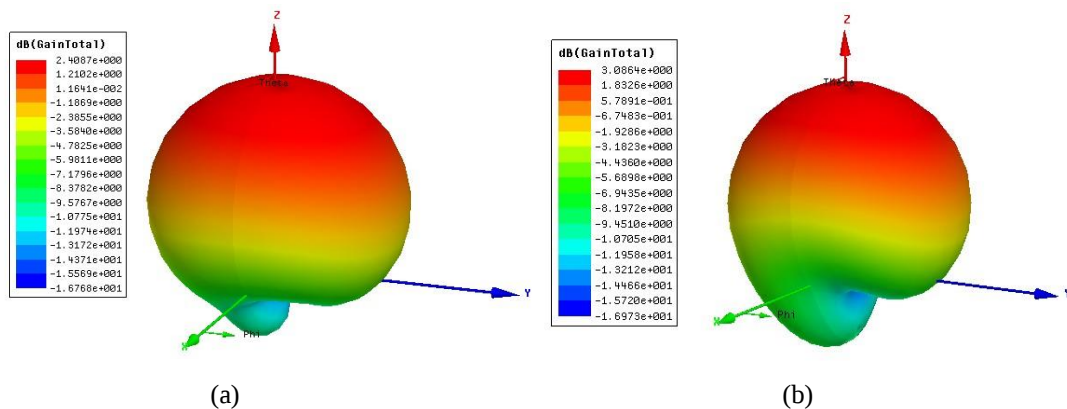


Figura 4.12 – Diagrama de radiação da Antena III para 2,45 GHz: (a) sem superstrato e (b) com superstrato.

A antena teve resposta em banda dupla, incluindo a banda de interesse deste trabalho (2.4 – 2,5 GHz). Considerando esta banda de aplicação médica, foram obtidos os valores para a frequência central nos casos simulado, de 2,37 GHz, e medido, de 2,42 GHz, ambos com a fatia de carne (superstrato), que corresponde a uma diferença de aproximadamente 2%, com coeficientes de reflexão de -29,3 dB e -25,3, respectivamente. Também foi possível obter as respostas de largura de banda de 110 MHz e 120 MHz, para os resultados simulado e medido, respectivamente. Portanto, observa-se uma boa concordância entre os valores simulados e medidos para a Antena III. Para a frequência de 2,45 GHz, o resultado do diagrama de radiação mostra um ganho maior para a antena com superstrato de carne. Esta antena também se destina para aplicações em campo próximo.

A Tabela 4.2 mostra uma comparação entre os resultados simulados e medidos da frequência de ressonância, largura de banda (BW), coeficiente de reflexão e diferença relativa.

Tabela 4.2 – Comparação entre os resultados simulados e medidos.

	Antena I		Antena II		Antena III	
	<i>Simulado</i>	<i>Medido</i>	<i>Simulado</i>	<i>Medido</i>	<i>Simulado</i>	<i>Medido</i>
f_r (GHz)	0,435	0,440	0,915	0,916	2,37	2,42
BW (MHz)	7	4,50	20	17,50	110	120
$ S_{11} $ (dB)	-15,27	-11,80	-29,20	-24,50	-29,30	-25,30
Diferença Relativa (%)	1,136		0,109		2,066	

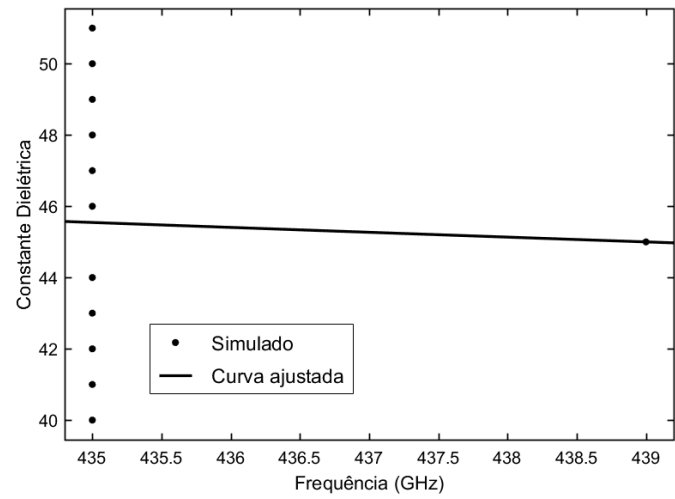
4.6 Caracterização da Amostra de Carne

Os valores de frequência de ressonância obtidos nas medições da antena I, II e III permitem determinar as constantes dielétricas das amostras de carnes utilizadas. Foram realizadas simulações para diferentes ϵ_r dentro da faixa de frequência de cada antena proposta para obter as curvas ajustadas, mostradas na Figura 4.13. Os modelos matemáticos que representam a variação de frequência de ressonância e permitem obter a permissividade relativa são apresentados em (1), (2) e (3).

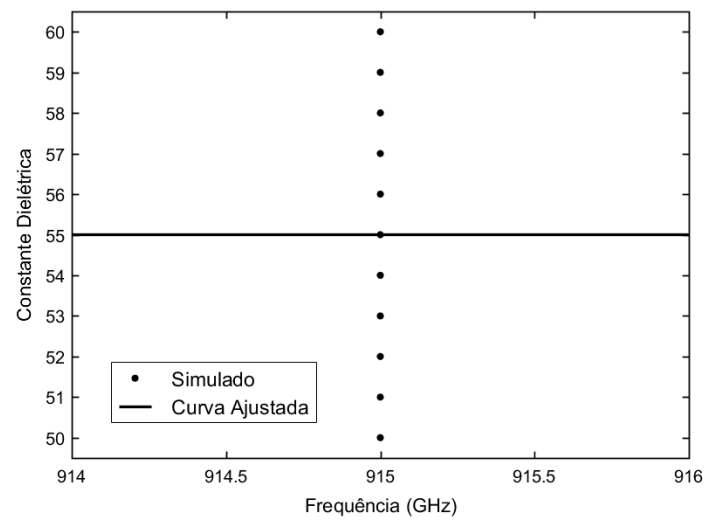
$$\epsilon_r = \frac{19.54f_{r,amostra} + 5.364}{440 - 248.3}, \quad \text{antena I} \quad (1)$$

$$\epsilon_r = \frac{54.98f_{r,amostra} + 0.1118}{916 - 0.3228}, \quad \text{antena II} \quad (2)$$

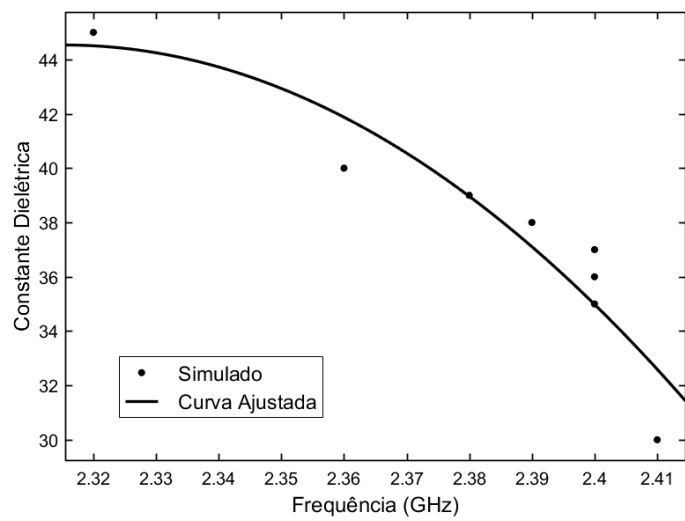
$$\epsilon_r = -1333f_{r,amostra}^2 + 6171f_{r,amostra} - 7099, \quad \text{antena III} \quad (3)$$



(a)



(b)



(c)

Figura 4.13 – Resultados simulados e curva ajustada da variação de permissividade em função da frequência: (a) antena I, (b) antena II e (c) antena III.

As constantes dielétricas encontradas são mostradas e comparadas com os valores obtidos na literatura [12], [13], [20]. A Tabela 4.3 mostra os valores obtidos da ϵ_r da carne em cada frequência de ressonância das antenas propostas.

Tabela 4.3 – Valores de constantes dielétricas obtidas para cada amostra de carne.

Amostras	ϵ_r (medido)	ϵ_r (referência)	Diferença relativa (%)
Carne (Antena I)	44,87	46,74	4,17
Carne (Antena II)	54,9	55	0,2
Carne (Antena III)	38,94	38,06	2,26

A frequência de ressonância medida de 440 MHz da antena I permitiu obter a constante dielétrica da carne de 44,87 na frequência analisada. A frequência medida de 916 MHz para a antena II permitiu obter a constante dielétrica de 54,9. Para a frequência de ressonância medida de 2,37 GHz, foi possível determinar uma constante dielétrica de 38,94, na frequência analisada. Os resultados mostram excelente concordância com os valores obtidos na literatura e pequenas diferenças relativas para os três casos.

4.7 Análise da Sensibilidade

A sensibilidade de um dispositivo pode ser medida a partir da razão entre a variação da frequência de ressonância (Δf_r) e da variação da permissividade do superstrato ($\Delta \epsilon_r$), os valores podem ser obtidos de acordo com as expressões apresentadas em (4) e (5) [26].

$$\Delta f_r = f_{ru} - f_{rl} \text{ (GHz)} \quad (4)$$

$$S = \frac{\Delta f_r}{\Delta \epsilon_r} = \frac{f_{ru} - f_{rl}}{\epsilon_{ru} - \epsilon_{rl}} \quad (5)$$

onde f_{ru} é a frequência de ressonância da antena sem a amostra de carne, f_{rl} é a frequência de ressonância da antena com a amostra de carne, ϵ_{ru} é a permissividade relativa do meio sem a amostra de carne e ϵ_{rl} é a permissividade relativa da amostra de

carne analisada.

Os resultados da análise da sensibilidade das três antenas propostas estão mostrados na Tabela 4.4. A avaliação foi realizada de acordo com a variação da frequência de ressonância (Δf_r) com respostas sem o superstrato e com o superstrato.

Tabela 4.4 – Análise da sensibilidade.

Antenas Propostas	f_{ru}	f_{rl}	ε_{ru}	ε_{rl}	S (MHz)
Antena 1	0,443	0,435	1	46,74	0,1749
Antena 2	0,920	0,915	1	55	0,09259
Antena 3	2,45	2,37	1	38	2,162

4.8 Taxa de Absorção Específica (SAR)

Para garantir a segurança de pacientes em aplicações médicas, é aconselhável verificar a taxa de absorção específica (*specific absorption rate* - SAR) de acordo com as normas IEEE C95.1-1999 [27] e IEEE C95.1-2005 [28]. A norma disponível em [27] determina que a potência média absorvida sobre um cubo de tecidos com peso de 1g deve ser menor ou igual a 1,6 W/kg, de acordo com (6). Entretanto, a norma IEEE C95.1-2005 libera os limites de SAR para 2 W/kg em média sobre um cubo de tecidos humanos com peso de 10g, como indicado em (7).

$$SAR_{1-g} \leq 1,6 \text{ W/kg} \quad (6)$$

$$SAR_{10-g} \leq 2 \text{ W/kg} \quad (7)$$

A Tabela 4.5 mostra os valores encontrados para a taxa de absorção específica (SAR) para as antenas propostas, assumindo uma potência incidente de 1 W. Para garantir o nível de segurança de 1,6 W/kg para um SAR de 1g, a potência de saída deve possuir valor máximo de 256 mW, 212 mW e 14,32 mW para as antenas I, II e III, respectivamente. Para SAR de 10g, deve-se limitar a potência em 1342 mW, 540,5 mW e 59,6 mW para as antenas I, II e III, respectivamente.

Tabela 4.5 – Valores encontrados de SAR.

Antenas propostas	SAR_{1-g} (W/kg)		SAR_{10-g} (W/kg)	
	SAR _{MÁX} (1W)	SAR (mW)	SAR _{MÁX} (1W)	SAR (mW)
Antena I	6,246	256	1,494	1342
Antena II	7,537	212	3,70	540,5
Antena III	111,72	14,32	33,56	59,6

Portanto, de acordo com os resultados mostrados na Tabela 4.5, as três antenas propostas apresentam valores de SAR dentro das normas IEEE [27], [28].

4.9 Conclusão

Neste capítulo foram realizadas as análises e os projetos das três antenas desenvolvidas para aplicações médicas. O setup de simulação e de medição foi apresentado com informações de estruturas das antenas projetadas e do material utilizado como superstrato. Os resultados simulados e medidos da Antena I, com aplicação na banda ISM de 435 MHz, da Antena II, com aplicação na banda ISM de 915 MHz e da Antena III, com aplicação na banda ISM de 2,45 GHz, apresentaram excelente concordância, com respostas nas faixas de aplicações a elas destinadas. Também foram realizadas análises de sensibilidade para as três antenas fabricadas e verificada a taxa de absorção específica (*specific absorption rate* – SAR) de acordo com a norma IEEE C95.1. As antenas apresentaram valores excelentes de sensibilidade e de SAR. A caracterização das amostras de carne também foram realizadas, os resultados mostram uma excelente concordância entre os resultados obtidos e os valores encontrados na literatura.

Capítulo 5

Conclusão

Neste trabalho foram apresentadas e discutidas as principais características e os parâmetros fundamentais das antenas planares. Também foram apresentadas as técnicas e métodos de alimentação usadas em antenas planares de microfita. As aplicações e as técnicas de medição, com amostras líquidas e sólidas de carne, e as opções de análises validadas por normas IEEE foram apresentadas no capítulo 3, bem como o estado da arte com alguns dos principais trabalhos publicados, sobre aplicações médicas, com a realização de medição em amostras de líquidos que emulam as propriedades elétricas do tecido humano e amostras de carne suína.

Três antenas de patches retangulares de microfita, com fendas posicionadas próximas às bordas, foram projetadas e fabricadas para aplicações médicas nas bandas ISM (433 MHz - 435,8 MHz; 902 MHz - 928 MHz; 2,4 GHz - 2,5 GHz). A simulação foi realizada no software *Ansoft HFSS* e foram inseridas as propriedades elétricas do material usado como camada de superstrato (amostras de carne suína). Foram obtidos resultados de simulação sem o superstrato e com o superstrato. Para validar os resultados da simulação, foram realizadas medições. As medições foram obtidas em um ambiente com temperatura controlada a 20 ° C.

A antena I apresentou resposta em frequência para aplicações na banda ISM na faixa de frequência de 433 a 435,8 MHz. A antena II apresentou resposta em frequência na banda ISM com frequência entre 902 e 928 MHz. A antena III apresentou resposta em frequência para aplicações na banda ISM na faixa de frequência de 2,4 a 2,5 GHz. Observou-se uma boa concordância entre os resultados simulados e medidos para as antenas propostas.

Foram desenvolvidas novas configurações de antenas, empregadas para análises não-invasivas de carne suína, em substituição ao tecido humano, e que permitem aplicações em telemetria médica, em diagnósticos e monitoramentos, através de

transmissões de dados em tempo real, em medições das propriedades e características do tecido humano, bem como o comportamento do efeito da radiação na carne.

Foram realizadas caracterizações das amostras de carne e análises de sensibilidade das três antenas propostas, com bons índices de sensibilidade alcançados, permitindo a aplicação destas antenas como sensores no diagnóstico e/ou tratamento de doenças, como as que possuem características semelhantes ao envelhecimento da carne (tecido humano). Os valores de permissividade encontrados para as amostras de carne possuem excelente concordância com valores encontrados na literatura, com pequenas diferenças relativas para os três casos.

Também foram realizados cálculos da taxa de absorção específica (SAR), de acordo com a norma IEEE C95.1-1999 e IEEE C95.1-2005, sendo obtidos valores abaixo do limite máximo considerado pelas normas.

Como proposta para trabalhos futuros, pretende-se estudar e propor novas geometrias compactas, que permitam uma análise invasiva de amostras de carne, além de realizar novas etapas de medição em líquidos que reproduzem as propriedades elétricas do tecido humano. A análise de outros tipos de carne, inclusive para comparação com os resultados obtidos para a carne suína, também será investigada.

Referências Bibliográficas

- [1] C. A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design*, Wiley, 2005.
- [2] R. E. Collin, *Foundations for Microwave Engineering*, Wiley – IEEE Press, 2001.
- [3] D. M. Pozar, *Microwave Engineering*, John Wiley & Sons, 1995.
- [4] L. F. V. T. Costa (2019), “Análise de antenas CPW e CPS e de FSS com geometrias fractais para sistemas de comunicação sem fio”, Dissertação de Mestrado, UFRN, Natal, RN.
- [5] E. L. F. Barreto (2016), “Análise do Acoplamento de Estruturas Fractais em Antenas Monopolo Multi-Banda para Comunicações Sem Fio”, Tese de Doutorado, UFRN, Natal, RN.
- [6] H.-J. Huang, C.-H. Tsai, C.-P. Lai, and S.-Y. Chen, “Frequency-tunable miniaturized strip loop antenna fed by a coplanar strip”, *IEEE Antennas Wireless Propag. Lett.*, 15, 1000-1003, 2016.
- [7] G. A. Deschamps, “Microstrip Microwave Antennas”. In *3rd USAF Symposium on Antennas*, 1953.
- [8] H. A. M. Silva (2017), “Análise de antenas de microfita bioinspiradas e fractais”, Dissertação de Mestrado, UFRN, Natal, RN.
- [9] S. A. Kumar and T. Shanmuganantham, “Implantable CPW-fed Z-monopole antennas at 2.45 GHz ISM band for biomedical applications”, *International Journal of Microwave and Wireless Technologies*, 7, 529-533, 2015.

- [10] S. A. Kumar and T. Shanmuganantham, "Implantable CPW fed Circular Slot Antennas for 2.45 GHz ISM Band Biomedical Applications", *Journal of Circuits System and Computers*, 24, 1-12, 2015.
- [11] S. Sukhija and R. Sarin. "Low-profile patch antennas for biomedical and wireless applications". *Journal of Computational Electronics*, 16, 2017.
- [12] A. E. Mohamed, A. H. Muqaibel and M. S. Sharawi, "Superstrate loaded miniaturized patch for biomedical telemetry", *Microw. Opt. Technol. Lett.*, 59: 1212-1218, 2017.
- [13] A. E. Mohamed, M. S. Sharawi, A. H. Muqaibel, "Implanted dual-band circular antenna for biomedical applications", *Microw Opt Technol Lett*, 60, 1125-1132, 2018.
- [14] L. Luo, B. Hu, J. Wu, T. Yan, Li-Jie Xu, "Compact dual-band antenna with slotted ground for implantable applications", *Microw Opt Technol Lett*, 61, 1314– 1319, 2019.
- [15] A. Basir and H. Yoo, "A Stable Impedance Matched Ultra-Wideband Antenna System Mitigating Detuning Effects for Multiple Bio-telemetric Applications". *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, pp 1-1, 2019.
- [16] M. A. Akbar, S. Chakraborty, A. J. Islam, M. M. Farhad and M. M. Gani, "Performance analysis of a microstrip patch antenna for biomedical applications," *International Conference on Electrical, Computer and Communication Engineering (ECCE)*, Bangladesh, pp. 1-6, 2019.
- [17] Tsolis, A. et al., "Design, realisation and evaluation of a liquid hollow torso phantom appropriate for wearable antenna assessment", *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, 11 (9), pp. 1308-1316, 2017.
- [18] H. Yoo and Y. Cho, "Miniaturized dual-band implantable antenna for wireless biotelemetry", *Electronics Letters*, 52, 2016.

- [19] S. A. Kumar, “Coplanar Waveguide Fed ISM Band Implantable Crossed Type Triangular Slot Antenna for Biomedical Applications”, *International Journal of Microwaves and Wireless Technologies*, 6, pp. 167-172, 2014.
- [20] Li-Jie, Xu. Guo, Yong-Xin. W. Wu, “Dual-band implantable antenna with open-end slots on ground”, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*. 11, pp. 1564-1567, 2012.
- [21] R. Li, Y.-X. Guo, G. Du, “A Conformal Circularly Polarized Antenna for Wireless Capsule Endoscope Systems”, *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, pp 2119-2124, 2018.
- [22] L. K. M. Oliveira, J. K. A. Nogueira, V. P. Silva Neto, “Utilização de Antena de Microfita em Geometria Fractal na Detecção da Perda de Massa Óssea”, In Congresso Técnico Científico da Engenharia e da Agronomia – CONTECC, Maceió, pp. 180-186, 2018.
- [23] M. T. Jilani, W. P. Wen, L. Y. Cheong, M. Z. Ur Rehman, “A Microwave ring-resonator sensor for non-invasive assessment of meat aging”, *Sensors*, 2016, 16, 52.
- [24] R. Alrawashdeh, “Implantable Antennas for Biomedical Applications”, Tese de Doutorado, Liverpool Univ., Liverpool, 2015.
- [25] F. Merli, “Implantable antennas for biomedical applications”, Tese de Doutorado, EPFL Univ., Lausanne, 2011.
- [26] J. G. D. Oliveira, E. N. M. G. Pinto, V. P. Silva Neto, A. G. D’Assunção, “CSRR-Based Microwave Sensor for Dielectric Materials Characterization Applied to Soil Water Content Determination”, *Sensors*, 2019.
- [27] IEEE. IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 30 GHz. IEEE Std. C95.1-1999; IEEE; 1999.
- [28] IEEE. IEEE Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 30 GHz. IEEE Std. C95 1-

2005; IEEE; 2005.