



UNIVERSIDADE FEDERAL RURAL DO SEMI-ÁRIDO
CENTRO MULTIDISCIPLINAR DE CARAÚBAS
CURSO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

LUCAS CLEMENTE VIEIRA SANTOS

**ANTENA FLEXÍVEL DE BAIXO CUSTO PARA AUXÍLIO NA DETECÇÃO DE
CÂNCER DE MAMA UTILIZANDO MICRO-ONDAS**

CARAÚBAS/RN

2021

LUCAS CLEMENTE VIEIRA SANTOS

**ANTENA FLEXÍVEL DE BAIXO CUSTO PARA AUXÍLIO NA DETECÇÃO DE
CÂNCER DE MAMA UTILIZANDO MICRO-ONDAS**

Monografia apresentada à Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Dr. Francisco de Assis Brito Filho

CARAÚBAS/RN

2021

© Todos os direitos estão reservados a Universidade Federal Rural do Semi-Árido. O conteúdo desta obra é de inteira responsabilidade do (a) autor (a), sendo o mesmo, passível de sanções administrativas ou penais, caso sejam infringidas as leis que regulamentam a Propriedade Intelectual, respectivamente, Patentes: Lei nº 9.279/1996 e Direitos Autorais: Lei nº 9.610/1998. O conteúdo desta obra tomar-se-á de domínio público após a data de defesa e homologação da sua respectiva ata. A mesma poderá servir de base literária para novas pesquisas, desde que a obra e seu (a) respectivo (a) autor (a) sejam devidamente citados e mencionados os seus créditos bibliográficos.

S237a Santos, Lucas Clemente Vieira.
ANTENA FLEXÍVEL DE BAIXO CUSTO PARA AUXÍLIO NA
DETECÇÃO DE CÂNCER DE MAMA UTILIZANDO MICRO-ONDAS
/ Lucas Clemente Vieira Santos. - 2021.
45 f. : il.

Orientador: Francisco de Assis Brito Filho.
Monografia (graduação) - Universidade Federal
Rural do Semi-árido, Curso de Engenharia
Elétrica, 2021.

1. Câncer. 2. Antena. 3. Detecção. 4. Fabricação.
I. Brito Filho, Francisco de Assis, orient. II.
Título.

Ficha catalográfica elaborada por sistema gerador automático em conformidade
com AACR2 e os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Biblioteca Campus Caraúbas
Bibliotecária: Dalvanira Brito Rodrigues
CRB: 15/700

O serviço de Geração Automática de Ficha Catalográfica para Trabalhos de Conclusão de Curso (TCC's) foi desenvolvido pelo Instituto de Ciências Matemáticas e de Computação da Universidade de São Paulo (USP) e gentilmente cedido para o Sistema de Bibliotecas da Universidade Federal Rural do Semi-Árido (SISBI-UFERSA), sendo customizado pela Superintendência de Tecnologia da Informação e Comunicação (SUTIC) sob orientação dos bibliotecários da instituição para ser adaptado às necessidades dos alunos dos Cursos de Graduação e Programas de Pós-Graduação da Universidade.

LUCAS CLEMENTE VIEIRA SANTOS

**ANTENA FLEXÍVEL DE BAIXO CUSTO PARA AUXÍLIO NA DETECÇÃO DE
CÂNCER DE MAMA UTILIZANDO MICRO-ONDAS**

Monografia apresentada à Universidade Federal Rural do Semi-Árido como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Dr. Francisco de Assis Brito Filho

Defendida em 19 / 11 / 2021

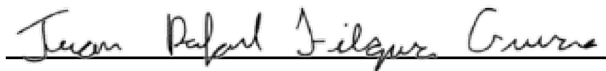
BANCA EXAMINADORA



Dr. Francisco de Assis Brito Filho
Orientador



M.Sc. Nayana Letícia de Moraes Viana
Membro



M.Sc. Juan Rafael Filgueira Guerra
Membro

CARAÚBAS/RN

2021

Aos pilares da minha vida. . .

Aos meus pais, Aldinez e Antônio, por me terem preparado para os desafios da vida, por me darem ensinamentos éticos e atitudes morais, por me proporcionarem o acesso à educação acima de tudo, por me amarem incondicionalmente, assim como eu os amo.

Aos meus tios, Aldilene, Aldir, Aldione, Aldieliton, Pois o sentimento entre nós é comparável ao de Pai e filho!

Em memória das minhas Estrelinhas Aldo José dos Santos Filho e Maria Yoderlândia de Arruda, sabendo que onde quer que estejam estão orgulhosos!

Dedico, com enorme amor e respeito, este trabalho aos meus Vinhos, Aldo José e Francisca, cuja presença foi sempre fortemente sentida, pois, embora ausente fisicamente, estiveram sempre presentes espiritualmente, transmitindo-me muita força e determinação.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao grande Arquiteto do universo, meu grande e poderoso Deus, pela sua enorme e incomparável paixão por todos nós, por ter me guiado e me protegido a cada passo e a cada escolha feita em minha vida. Obrigado, pela calma nos momentos de tormenta, pela força para superar os obstáculos, pelo discernimento nos momentos de dúvidas, pela perseverança frente aos meus objetivos e pela coragem, frente aos meus inimigos. Cada conquista é um plano que o Senhor tem reservado em minha vida. Toda honra e toda glória eu dedico a ti.

Agradeço os meus pais Aldinez e Antônio, por sempre estarem ao meu lado, por sempre acreditarem eu meu potencial. Agradeço por sempre me proporcionarem condições de estudo, mesmo que isso os levasse a sacrificar sonhos próprios para que pudesse ser realizados os meus. Por estarem ao meu lado em todos os momentos, nos tristes e nos felizes. Por me amarem incondicionalmente independente de qualquer ocasião.

Agradeço aos meus Vovinhos Francisca e Aldo José, por sempre acreditarem na minha tão sonhada graduação e lutarem sempre ao meu lado, por nunca medirem esforços para que esse tão sonhado dia chegasse.

Agradeço a minha tia e mãe Aldilene, que sempre me apoiou e acreditou em todas as minhas decisões. Por sempre me ter como um filho e me amar como tal. Por sempre me ouvir e me aconselhar, principalmente nos momentos mais difíceis em minha vida, como também se faz presente em todos os meus momentos de alegria e glória.

Agradeço aos meus tios Aldir, Aldione e Aldieliton e Aldo filho por sempre me encorajarem a seguir e nunca desistir dos meus objetivos.

Agradeço aos meus primos Igor, Luiz Eduardo, Aline, Amanda, André Felipe, Aldo Neto e Alanna por sempre me trazerem o conforto, carinho e companheirismo que um laço familiar pode proporcionar.

Agradeço ao meu orientador e amigo Francisco de Assis Brito Filho, por me dar a incrível oportunidade de trabalhar ao seu lado, me passando todo o conhecimento necessário para a desenvoltura desse e de outros projetos. Por não ser somente um professor orientador, mas sim um amigo, que me passa ensinamentos e conselhos durante esse tempo de trabalho e de vida acadêmica.

Agradeço a Rebeca Cintia, pelo grande auxílio durante toda essa trajetória e por mostrar como realizar meus deveres com responsabilidade e dedicação, além da torcida para que pudesse

chegar até aqui. Por sempre me acolher com carinho e sinceridade, me ensinando o verdadeiro valor das conquistas.

Agradeço a Bárbara Cristina, Alison Breno, Dayane Pinto, Jorge Cruz e Matheus Amaral por serem mais que meus amigos, mas sim minha segunda família. Por me acolherem e estarem sempre ao meu lado em todos os momentos.

Agradeço a todos os professores que fizeram parte do meu crescimento acadêmico, em especial a Dakson Câmara, Sâmara Cavalcante e Thaís Araujo.

Agradeço a todos os demais que participaram desse ciclo junto comigo, tanto direta como indiretamente, a todos aqueles que fizeram parte de minha vida. Meu muito obrigado a todos.

RESUMO

O câncer de mama é o tipo mais comum de carcinoma entre as mulheres. Para o auxiliar no diagnóstico do câncer de mama, é utilizado mais constantemente o raio-x, contudo, esse processo é doloroso, invasivo e com uso limitado devido ao efeito ionizante nas células do paciente. Existe um interesse crescente nas tecnologias que utilizam micro-ondas para aplicações em diagnóstico médico por imagem, especialmente devido este tipo de onda eletromagnética não ser prejudicial à saúde, ao contrário do raio-x. Poucos sistemas estão em fase de viabilidade comercial atualmente, necessitando ainda de pesquisa para validar a sua eficácia neste tipo de aplicação. Além disso, estes sistemas são complexos e de alto custo, sendo pouco acessíveis a grande parte da população. Porém, com o advento das tecnologias de silício é possível desenvolver circuitos nesta faixa de frequência, com baixo custo e alta capacidade de integração, permitindo inclusive o processamento do sinal no próprio chip. Diante deste contexto, este trabalho tem como objetivo a obtenção de uma antena flexível, utilizando um bojo de silicone como substrato, trazendo o benefício do simples manuseio, conforto, baixo custo e fácil acessibilidade, além de possibilitar seu uso em aplicações para o auxílio a detecção de câncer de mama por meio do imageamento utilizando micro-ondas. O desenvolvimento baseou-se no estudo das características dielétricas dos tecidos, caracterização dielétrica dos materiais utilizados no modelo, projeto, simulação numérica e testes comparativos entre simulação e protótipo físico. O resultado experimental obteve uma concordância com os resultados simulados, a simulação obteve um valor de -17.9479 dB para uma frequência central de 2.4 GHz, contendo uma banda estreita de aproximadamente 125 MHz, no resultado experimental obteve um valor de -35.72 dB para uma frequência central de 2.313 GHz, contendo uma banda estreita de aproximadamente 77 MHz.

Palavras-chave: Micro-ondas; Câncer; Antena; Fabricação; Detecção;

ABSTRACT

cancer is the most common type of carcinoma among women. To aid in the diagnosis of breast cancer, X-rays are most often used, but this process is painful, invasive, and of limited use because of the ionizing effect on the patient's cells. There is growing interest in microwave technologies for medical diagnostic imaging applications, especially since this type of electromagnetic wave is not harmful to health, unlike x-rays. Few systems are currently at the stage of commercial viability, still requiring research to validate their effectiveness in this type of application. In addition, these systems are complex and expensive, making them inaccessible to a large part of the population. However, with the advent of silicon technologies it is possible to develop circuits in this frequency range, with low cost and high integration capacity, even allowing the signal processing on the chip itself. In this context, this work aims to obtain a flexible antenna, using a silicon bulb as substrate, bringing the benefit of simple handling, comfort, low cost and easy accessibility, besides allowing its use in applications to aid in the detection of breast cancer through microwave imaging. The development was based on the study of the tissue dielectric characteristics, dielectric characterization of the materials used in the model, design, numerical simulation, and comparative tests between simulation and physical prototype. The experimental result obtained an agreement with the simulated results, the simulation obtained a value of -17.9479 dB for a center frequency of 2.4 GHz, containing a narrow band of approximately 125 MHz, in the experimental result obtained a value of -35.72 dB for a center frequency of 2.313 GHz, containing a narrow band of approximately 77 MHz.

Keywords: Microwave; Cancer; Antenna; Fabrication; Detection.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Faixa ISM no Brasil.	18
Figura 2 – Antena de microfita	18
Figura 3 – Influência da espessura e permissividade do substrato na largura de banda. ...	20
Figura 4 – Frequencia Central e Largura de Banda.	21
Figura 5 – Modelo dos Polos.....	22
Figura 6 – Fluxograma da metodologia utilizada.	27
Figura 7 – Bojo de silicone usado no protótipo.	28
Figura 8 – Teste de laboratório para caracterização dielétrica dos substratos.	29
Figura 9 – Modelo implementado no Software Ansy HFSS. (a) Vista inferior; (b) Vista superior.	31
Figura 10 – Dimensões do <i>Patch</i>	32
Figura 11 – Protótipo com <i>Patch</i> e <i>Ground</i> . (a) Vista inferior; (b) Vista superior.	33
Figura 12 – Conector SMA fêmea	34
Figura 13 – Protótipo construído. (a) Vista inferior; (b) Vista superior.	34
Figura 14 – Realização do teste da Antena Banda Estreita.	35
Figura 15 – Detalhamento da Antena e do MiniVNA	35
Figura 16 – Padrão de Radiação (a) Modelo bidimensional (b) Modelo tridimensional. ...	36
Figura 17 – Coeficiente de Reflexão (S_{11}).....	36
Figura 18 – Diretividade total da antena flexível.	37
Figura 19 – Ganho total da antena flexível	37
Figura 20 – Modelagem da mama com pele e gordura.....	38
Figura 21 – Coeficiente de Reflexão (S_{11}) com mama.	39
Figura 22 – Parâmetro de Reflexão (S_{11}) do protótipo.	40
Figura 23 – Comparativo entre a Simulação numérica e o teste em laboratório.	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Faixas de frequências em micro-ondas do IEEE.....	17
Tabela 2 – Resultado do teste de laboratório para caracterização dielétrica em 2.4 GHz. .	30
Tabela 3 – Dimensões do <i>Patch</i>	32
Tabela 4 – Valores discretos na frequência central.	38
Tabela 5 – Valores discretos na frequência central de 2.4 GHz.	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HFSS	<i>(High Frequency Simulation Software)</i>
INCA	<i>(Instituto Nacional do Câncer)</i>
UBW	<i>(Ultra Bandwidth)</i>
BW	<i>(Bandwidth)</i>
ISM	<i>(Industrial, Scientific and Medical)</i>
FCC	<i>(Federal Communications Commission)</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

ϵ	Permissividade absoluta
ϵ'	Constante dielétrica
ϵ''	Fator de perdas
ϵ_0	Permissividade elétrica do vácuo
ϵ_r	Permissividade elétrica relativa do material
σ	Condutividade do material
$\tan\delta$	Tangente de perdas
ω	Frequência angular
Ω	Unidade de resistência elétrica
$\vec{J}_f$	Densidade de corrente elétrica
$\vec{E}$	Campo elétrico
Z_A	Impedância da antena
R_A	Resistência da antena
X_A	Reatância da antena.
Γ	Coefficiente de Reflexão
ρ	Densidade de massa
D	Diretividade
ϕ	Letra Grega phi
θ	Letra Grega theta
U_{max}	Radiação máxima
U_{med}	Radiação média
η_{rad}	Eficiência de Radiação
η_{ref}	Eficiência de Reflexão
η_{tot}	Eficiência total

P_{rad}	Potência Radiada
P_{in}	Potência de entrada
G	Ganho
RL	Perda de Retorno (Return Loss)
S_{11}	Coefficiente de Reflexão na porta 1
S_{12}	Ganho de tensão reverso
S_{21}	Ganho de tensão Direto
S_{22}	Coefficiente de Reflexão na porta 2
r	Raio do corpo circular do Patch
y_w	Espessura da fenda do Patch
y_0	Comprimento da fenda do Patch
L	Comprimento do Patch
W	Espessura da linha de alimentação do Patch
h	Altura do Substrato

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	Objetivos	16
1.1.1	Objetivo geral	16
1.1.2	Objetivos específicos	16
1.2	Organização do Trabalho	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
2.1	Antenas de microfita	17
2.2	Parâmetros de análise.....	20
2.3	Características dielétricas dos materiais	24
2.4	Taxa de absorção específica	25
3	METODOLOGIA	27
3.1	Caracterização Dielétrica	28
3.2	Desenvolvimento do Modelo e Simulações.....	30
3.3	Elaboração do protótipo	33
4	RESULTADOS	36
4.1	Resultados Simulados	36
4.2	Resultados Experimentais	39
4.3	Comparativo	40
5	CONCLUSÕES.....	42
6	RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	43
	REFERÊNCIAS	44

1 INTRODUÇÃO

O câncer de mama é o tipo de carcinoma mais comum entre as mulheres, sendo também considerado um dos mais temidos devido aos seus inúmeros impactos, seja eles funcional, psicológico a social (Costa et al, 2019). Em 2018, segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), quase 60 mil mulheres desenvolveram esse tipo de câncer, e há uma estimativa de mais de 66 mil novos casos só no ano de 2020 no Brasil, com 61,61 casos a cada 100 mil mulheres. Ainda segundo o INCA, no mundo, em 2018, ocorreram 2,1 milhões de novos casos, um equivalente de 11,6 de todos os cânceres estimados (INCA, 2018). Não existe uma maneira eficaz de se prevenir o câncer de mama, portanto, a detecção precoce é o primeiro passo crucial no tratamento e possível cura.

O principal método para a detecção precoce desse tipo de carcinoma ainda é o Raio-X, contudo esse método tem um grande efeito ionizante ao corpo humano, inviabilizando o seu uso corriqueiro, impedindo de realizar um acompanhamento preciso no paciente. Tendo em vista esse contexto e ainda uma grande demanda por um novo método não-ionizante, de uma abordagem confiável, econômica e confortável, o imageamento por micro-ondas veio como tecnologia complementar para o método atual (Cheng et al, 2018). Foi demonstrado experimentalmente que a permissividade e a condutividade dos tecidos mamários saudáveis e cancerígenos são distintas, em que a permissividade e a condutividade possuem valores numéricos mais elevados em tecidos cancerígenos se comparados aos tecidos mamários normais, o que permite a criação de um mapa de espalhamento de micro-ondas da mama, tendo o tumor destacado, viabilizando o uso do método (Lazebnik et al, 2007), (Al Ahmad et al, 2018).

O método de imageamento por micro-ondas é uma alternativa de baixo custo e baixo risco para a saúde, oferecendo uma maneira não evasiva para o diagnóstico de condições funcionais e patológicas dos tecidos. Os sinais de micro-ondas são transmitidos por uma antena e são recuperados pela mesma antena ou por antenas diferentes após a reflexão ou espalhamento do tecido. O imageamento é formado pela construção de um mapa ou imagem, que mostra diferentes propriedades dielétricas do tecido, ou a localização de um dispersor forte que geralmente é um tumor dentro do corpo (Chandra et al, 2015).

Dentre todos os processos construtivos e operacionais do circuito desse sistema de detecção de câncer de mama por micro-onda, temos a antena que irá transmitir e captar o sinal que será usado para projetar uma imagem com a maior precisão possível. O diferencial construtivo da antena é o substrato, o qual foi produzida com um bojo de silicone, comumente utilizado por mulheres de todo o mundo como um utensílio estético. Esse material é facilmente encontrado em lojas de roupas femininas, farmácias e supermercados, tratando-se também de um objeto de baixo valor aquisitivo, além de ser confortável para ser utilizado e de fácil aplicação na mama, proporcionando uma comodidade e tranquilidade ao usuário quando for submetido ao

processo de imageamento.

A qualidade da imagem fornecida por micro-ondas é diretamente afetada pela eficiência da antena, pelo número de receptores, pela abertura simétrica do conjunto de antenas e pela largura de banda do sinal. As baixas frequências proporcionam uma penetração mais profunda, ou seja, com menos perdas, já as frequências mais altas oferecem melhor resolução (Song et al, 2017). Contudo existe uma limitação prática relacionada ao tamanho da antena, devido as dimensões da mama a antena terá um tamanho físico limitado, consequentemente a antena terá um desempenho limitado. A solução para esse problema seria a utilização das técnicas de banda ultra-larga, retirado do inglês ultra wideband (UWB), e utilizar um maior número de sinais, por isso é necessário construir uma antena pequena, para permitir que mais antenas sejam posicionadas ao redor da mama simultaneamente, a fim de manter uma cobertura abrangente de radiação sobre o tecido (Bahrami et al, 2014).

O design mais comum de antenas com esse tipo de aplicação é o de forma planar, contudo, esse modelo precisa ser imerso em um meio líquido de acoplamento para obter um rendimento mais efetivo, sem esse meio, a antena se mostra ineficiente para uma captação adequada dos sinais elétricos da mama (Shrestha et al, 2012). Uma antena que utilize substrato flexível, que se adeque ao tamanho e formato do seio e que possa entrar em contato com a pele, dispensa o meio aquoso e consequentemente melhora a eficiência e praticidade do equipamento (Shrestha et al, 2012).

Levando em consideração todos esses fatores, a construção de uma antena com substrato desenvolvido a partir de um bojo de silicone, que se adapte facilmente a mama, que seja confortável, prático de ser utilizado pelo usuário, de baixo custo e que seja facilmente encontrado em lojas destinadas ao público feminino, facilitará e viabilizará a utilização do imageamento do câncer de mama através de micro-ondas, permitindo que se faça mais exames em intervalos de tempo mais curtos, auxiliando na obtenção de um diagnóstico mais preciso. Além disso, viabilizará o uso desse exame em muitos hospitais que não tem acesso a ele, como também a disponibilidade para muitas famílias carentes que não tem recursos para a realização desse tipo de exame.

A faixa de frequência escolhida para desenvolver o modelo será a de 2.4 GHz, devido essa frequência pertencer a uma das bandas ISM (Industrial, Scientific and Medical), que são bandas não licenciadas e de livre acesso para o desenvolvimento desse tipo de tecnologia (Sarjoghian et al, 2014). As bandas ISM atendem diversas faixas de frequências, dentre as quais: 902 MHz, 2.4 GHz e 5.8 GHz, podendo variar sua largura de 26 a 150 MHz (Choi et al, 2005).

Para que seja possível compreender o processo de desenvolvimento da antena, demonstrem-se os materiais e os métodos aplicados em sua construção, como também a caracterização dielétrica dos materiais, o desenvolvimento das simulações numéricas, processo de construção da antena, os resultados alcançados e as conclusões a respeito do protótipo.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Desenvolvimento de uma antena com substrato flexível de baixo custo, que se adapte facilmente a mama e que seja de uso prático, dinâmico e confortável para o usuário, capaz de auxiliar na detecção de câncer de mama utilizando micro-ondas.

1.1.2 Objetivos específicos

- Caracterizar amostras de substratos flexíveis;
- Projetar e simular a antena no substrato mais adequado no tecido mamário;
- Confeccionar e testar a antena;
- Comparar e analisar os resultados experimentais e os simulados.

1.2 Organização do Trabalho

Esse trabalho será dividido em 5 (cinco) capítulos que serão dispostos da seguinte forma:

No capítulo 01 é apresentada uma introdução, objetivos gerais e específicos, além da forma como o trabalho se encontra organizado.

No capítulo 02 estará elaborada uma fundamentação teórica sobre os conceitos de antenas com suas propriedades e caracterização dielétricas dos materiais.

No capítulo 03 é apresentada a metodologia do trabalho, apresentando as etapas de caracterização dielétrica dos materiais, o desenvolvimento do modelo e simulações e a elaboração do protótipo.

No capítulo 04 são apresentados os resultados obtidos nas simulações numéricas e no teste do protótipo, além da comparação entre ambos os resultados.

No capítulo 05, baseando-se nos resultados obtidos, são feitas as considerações finais do trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesse capítulo será mostrado os principais conceitos que foram utilizados no desenvolvimento e análise deste trabalho. Aborda-se as principais definições e características das antenas, as características dielétricas de materiais e a utilização de antenas flexíveis na medicina.

2.1 Antenas de microfita

As antenas são dispositivos que convertem a propagação de ondas eletromagnéticas guiadas de linhas de transmissão em energia eletromagnética propagada em um meio livre, atuando na transmissão e recepção de sinais contendo dados em uma determinada faixa de frequência (BALANIS, 2009).

Antenas de microfita do tipo *Patch* são em geral de forma planares e com substratos rígidos podendo atuar na faixa de 100 MHz a 50 GHz, porém comumente utilizadas nas faixas de micro-ondas, devido serem de baixo custo, de simples composição e por serem compatíveis com tecnologias de circuito impresso (Volakis, 2007). Em sua grande maioria, utiliza-se a faixa de frequência compreendida entre 1 GHz e 40 GHz para suas aplicações em engenharias utilizando micro-ondas (Wentworth, 2006).

Segundo o Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos (IEEE), as principais aplicações das faixas de frequência de micro-ondas, juntamente com as suas respectivas bandas, são demonstradas na tabela

Tabela 1 – Faixas de frequências em micro-ondas do IEEE.

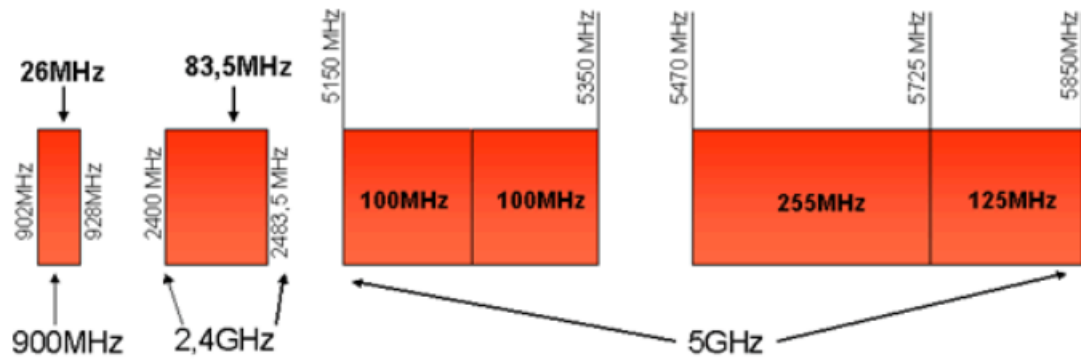
Faixa de Frequência	Aplicações
1 - 2 GHz	Comunicação pessoal e GPS
2 - 4 GHz	Wi-fi, Bluetooth, etc.
4 - 8 GHz	Comunicação via satélite
8 - 12 GHz	Radar terrestre para navegação aérea
12 - 40 GHz	Radar e rádio ponto a ponto

Fonte: Adaptado do Wentworth, 2006.

As faixas de frequência compreendidas entre: 902 MHz, 2.4 GHz e 5.8 GHz, são pertencentes a faixa ISM (*Industrial, Scientific and Medical* - Industrial, Científica e médica), utilizadas internacionalmente para aplicações de desenvolvimento em trabalhos industriais, científicos e médicos (Sarjoghian et al, 2014), mostrada na Figura 1. Essa faixas integram inúmeras tecnologias de comunicação, entre eles pode-se relatar a utilização de dispositivos como *Bluetooth* e *Wi-fi*. A utilização das faixas ISM trazem diversos vantagens, por ser faixas não licenciadas, é dispensável a requisição para sua utilização a Comissão Federal de Comunicação (FCC - do

inglês *Federal Communications Commission*), barateando os custos de desenvolvimento de projetos, além de ter um conjunto de regras de operação bastante reduzidos (Soares, 2004).

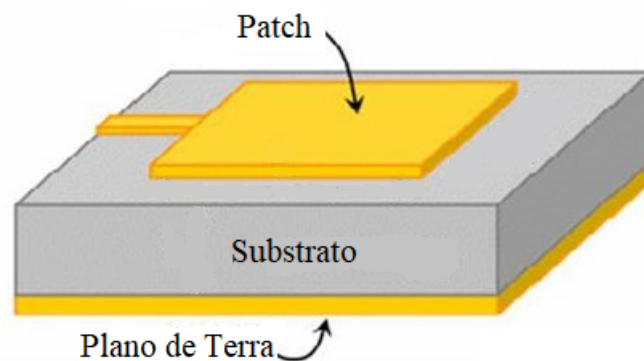
Figura 1 – Faixa ISM no Brasil.



Fonte: Adaptado de Soares, 2004.

As antenas de microfita possuem uma composição bem simples, composta por um material condutor radiante em um dos seus lados, chamado de *Patch*, o outro lado consiste de um material condutor que será utilizado como referência chamado de *Plano de terra - Ground* e entre essas duas partes existe um material dielétrico denominado *Substrato*, como mostra na Figura 2. As antenas podem conter diversas formas e tamanhos dependendo de sua aplicação, contudo, com o avanço da tecnologia esses modelos estão se tornando cada vez menores, propiciando um melhor desempenho, simples alimentação, uma composição bem leve, compatibilidade com circuitos integrados, entre outros (Caetano, 2014).

Figura 2 – Antena de microfita



Fonte: Adaptado Balanis, 2009.

O *Patch* é o material condutor responsável pela irradiação do sinal, dependendo de sua aplicação, na maioria das vezes é utilizado o cobre para produzi-lo, contudo, em algumas

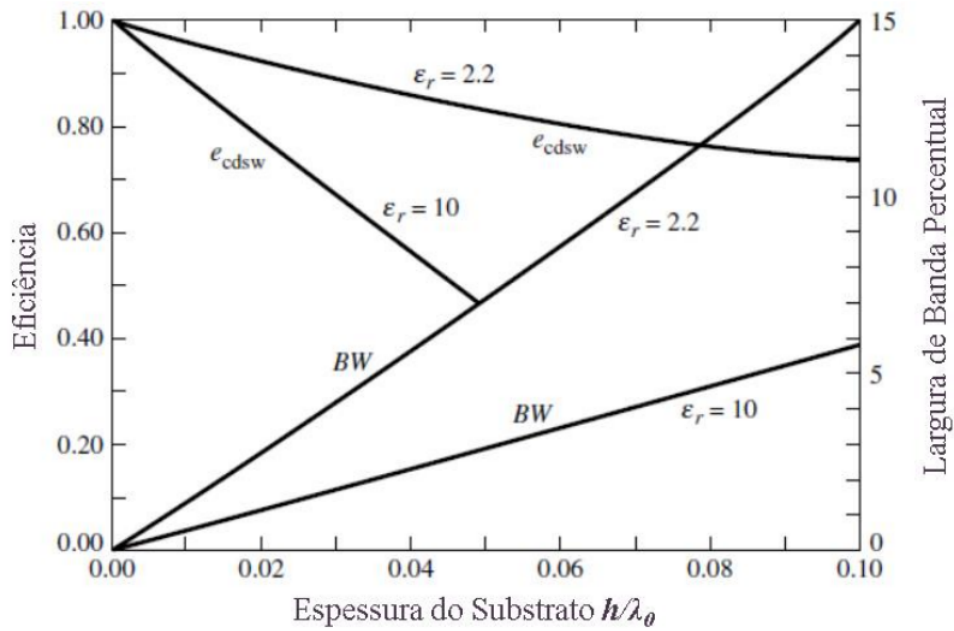
aplicações específicas, é utilizado algum material supercondutor em sua construção, como o ouro. Possui uma espessura muito fina e formas variadas. A forma de como o *Patch* é projetado influencia na distribuição de corrente, consequentemente no perfil do campo de superfície da antena (Medeiros, 2013). As geometrias mais simples se tornam melhores quando refere-se a análise dos sinais e dos campos emitidos pela antena.

Semelhantemente ao *Patch* temos o *Ground*, em ambos são formados pelo mesmo material, geralmente de cobre, mas podendo também ser constituído de um super condutor, como o ouro, dependendo de sua aplicação. O *Ground* tem função refletora, impedindo que surja um lóbulo traseiro mais intenso do que no *Patch*, como também tem função de referência elétrica, ou seja, como terra. Teoricamente o *Ground* sempre é considerado como infinito, com o objetivo de facilitar os cálculos, contudo, em meios práticos, utiliza-se sempre o plano um pouco maior para se aproximar o máximo dessa característica (Medeiros, 2013).

O substrato é o terceiro elemento da composição da antena e um componente fundamental, fica localizado entre o *Patch* e o *Ground*. Constituído por materiais dielétricos que tem a função de funcionarem com propriedades semelhantes a um capacitor, armazenando uma determinada quantidades de energia que dependerá da frequência que está sendo operada (Barros, 2012). A geometria, características mecânicas e propriedades dielétricas pertencentes ao substrato influenciam diretamente o seu comportamento de operação, influenciando nos campos eletromagnéticos, na radiação, no acoplamento, nas perdas e na largura de banda da antena. Sendo assim o substrato deve conter uma baixa tangente de perdas e uma elevada Permissividade elétrica (Caetano, 2014).

Para aplicações em circuitos utilizando micro-ondas, outra característica se faz importante quando trata-se da escolha do melhor substrato, a espessura do substrato pode ser reduzida quando de sua permissividade for mais elevado, reduzindo a espessura do substrato traz o benefício de delinear um limite de campo tornando mínimo de irradiações não desejadas, contudo, com uma menor espessura a largura de banda acaba se tornando mais estreita (Caetano, 2014). pode-se observar na Figura 3 a relação entre a espessura e permissividade elétrica do material que compõe o substrato com a influencia na largura da banda.

Figura 3 – Influência da espessura e permissividade do substrato na largura de banda.



Fonte: Adaptado de Pozar, 2012.

Alguns parâmetros devem ser analisados cuidadosamente para a escolha do substrato, devido a sua forte influência na antena em relação a frequência central (ou frequência de ressonância), Eficiência, largura de banda, Diretividade e Ganho.

2.2 Parâmetros de análise

Para ser possível obter um bom desempenho e aplicabilidade da antena, deve-se estudar os seus principais parâmetros. Nesta sessão será descrito os principais parâmetros de estudo na antena, entre eles a Impedância de Entrada, Frequência de ressonância, Largura de banda, Perda de Retorno, Diagrama de Radiação, Diretividade, Ganho e Eficiência.

Na transmissão de ondas eletromagnéticas pode-se destacar dois tipos de impedância, a Impedância de entrada e a impedância da antena. A impedância de entrada refere-se a contida na linha de transmissão que será conectada na antena, ou seja, a impedância contida nos terminais da antena (Balanis, 2009). Seu estudo se faz necessário devido a eficiência da antena, uma vez que as impedâncias de entrada e da antena não estejam casadas, implica na perda de eficiência da transmissão de energia.

A impedância da antena está contida na própria antena e pode ser definida de acordo com a equação 2.1 (Balanis, 2009).

$$Z_A = R_A + jX_A \quad (2.1)$$

Onde Z_A é a impedância da antena, R_A é a parte real da impedância, ou seja, a parte

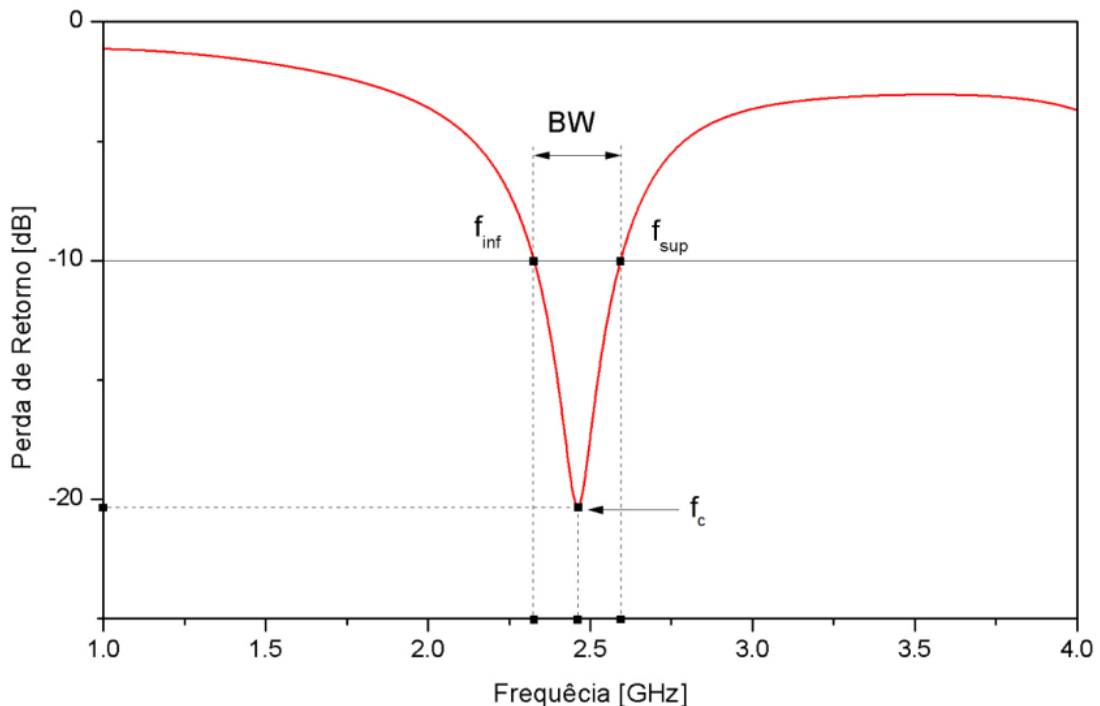
resistiva e jX_A é a parte imaginária da antena, ou seja, a sua reatância.

A parte resistiva R_A está diretamente associada a potência de alimentação durante a sua transmissão. A potência de alimentação é composta por dois fatores: a Potência radiada e a potência de perdas, geralmente associada as perdas por efeito Joule (aquecimento), dessa forma pode-se definir matematicamente R_A pela equação 2.2 (Balanis, 2009).

$$R_A = R_{rad} + R_{perd} \quad (2.2)$$

A frequência de ressonância, ou frequência Central f_c , é o ponto da faixa de frequência de atuação da antena com o menor valor de perda de retorno, sendo considerado sempre abaixo de -10 dB. A Largura de banda (BW, do Inglês *bandwidth*) está diretamente associada com a frequência de ressonância, sendo definida como sendo a faixa de frequência entorno de uma frequência central de operação, ou seja, entorno da Frequência de ressonância (Filho, 2010). A largura de banda também é definida em -10 dB, em que o primeiro ponto a chegar em -10 dB é chamado de frequência inferior (f_{inf}) e o ultimo ponto a tocar -10 dB é denominado frequência superior (f_{sup}). A figura 4 mostra suas posições no gráfico de perda de retorno.

Figura 4 – Frequencia Central e Largura de Banda.



Fonte: Adaptado de Balanis, 2009.

Dessa forma, pode-se definir a Largura de Banda BW como mostrado na equação 2.3:

$$BW = f_{sup} - f_{inf} \quad (2.3)$$

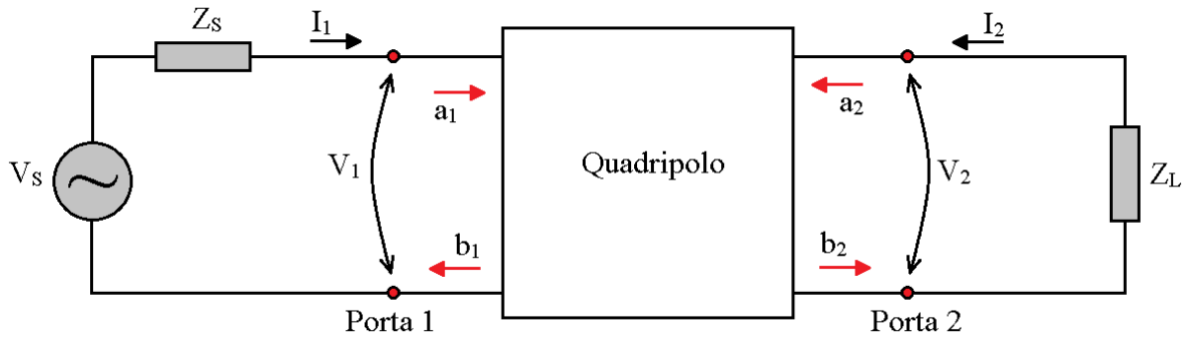
Um dos principais parâmetros a serem analisados em uma antena é a Perda de Retorno (RL, do inglês *Return Loss*), sendo ele o responsável por indicar se a antena irá funcionar devidamente. A RL indica a relação entre a potência refletida e a potência fornecida, podendo ser quantificada pela equação 2.9 ou pela matriz de espalhamento (S) (Pozar, 2012).

$$RL = -20\log|\Gamma| \quad (2.4)$$

Onde $|\Gamma|$ é o Coeficiente de reflexão.

A matriz de Espalhamento S é considerada a representação mais adequada para a representação de ondas incidentes, refletidas e transmitidas. Essa técnica facilita as medições e funcionam com circuitos de alta frequência, sendo assim muito utilizada em circuitos de micro-ondas (Pozar, 2012). Na figura 5 mostra-se o modelo inicial da representatividade da matriz de reflexão.

Figura 5 – Modelo dos Polos.



Fonte: Adaptado de Balanis, 2009.

Onde a_1 e a_2 representam as ondas de tensão complexas normalizadas e b_1 e b_2 representam as ondas de tensão complexas refletidas, podendo ser representadas matematicamente nas equações da 2.5 a 2.8:

$$a_1 = \frac{V_1 + Z_0 I_1}{\sqrt{Z_0}} \quad (2.5)$$

$$a_2 = \frac{V_2 + Z_0 I_2}{\sqrt{Z_0}} \quad (2.6)$$

$$b_1 = \frac{V_1 - Z_0 I_1}{\sqrt{Z_0}} \quad (2.7)$$

$$b_2 = \frac{V_2 - Z_0 I_2}{\sqrt{Z_0}} \quad (2.8)$$

Em que Z_0 representa a impedância de referência. Com as equações 2.5, 2.6, 2.7 e 2.8 pode-se obter relações lineares e obter a matriz de reflexão:

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix}$$

Onde S_{11} é o Coeficiente de Reflexão na porta 1, S_{12} é o ganho de tensão reverso, S_{21} é o ganho de tensão direto e o S_{22} é o Coeficiente de Reflexão na porta 2. Dessa forma, o S_{11} tem relação direto com a perda de retorno, sendo considerado o mesmo que o Γ , logo, pode-se defini-lo como:

$$RL = -20\log|S_{11}| \quad (2.9)$$

O Diagrama de radiação é a representação gráfica bidimensional e/ou tridimensional das características de propagação das ondas eletromagnéticas de acordo com suas coordenadas espaciais, as quais são obtidas através da amplitude gerada pela força dos campos distantes em relação ao ponto central da antena (Pozar, 2012). O diagrama indica a amplitude dos campos elétrico e magnético. Seus planos de corte verticais geralmente são de 0° ou 90° , os cortes horizontais são geralmente de 90° .

A diretividade (D) é a capacidade que uma determinada antena possui de transmitir a energia em uma determinada direção se comparada as demais direções, ou seja, uma antena com lóbulo principal largo poderá transmitir ou receber energia em uma grande região angulatória (Pozar, 2012). A diretividade é o máximo de ganho diretivo, dessa forma, pode-se considerar a diretividade como sendo a relação entre a intensidade de radiação máxima (U_{max}) e a intensidade de radiação média (U_{med}), como mostrada a equação 2.10 (Balanis, 2009):

$$D = \frac{U_{max}}{U_{med}} \quad (2.10)$$

Na maioria dos casos, as perdas por efeito joule não são considerados dentro do cálculo da diretividade, contudo, na prática, sempre existem essas perdas devido as composições metálicas das antenas. Essas perdas fazem com que ocorra uma diferença entre a energia fornecida para a antena e a energia radiada por ela, assim, pode-se definir a eficiência de radiação (η_{rad}) como sendo a relação da potência radiada (P_{rad}) pela potência de entrada da antena (P_{in}), demonstrada na equação 2.11 (Balanis, 2009):

$$\eta_{rad} = \frac{P_{rad}}{P_{in}} \quad (2.11)$$

De forma análoga, pode-se determinar eficiência de reflexão, determinada pela equação 2.12

$$\eta_{ref} = 1 - |\Gamma|^2 \quad (2.12)$$

Dessa forma eficiência total é considerada todas as perdas referente as a antena, nesse caso, ela pode ser expressada da seguinte forma:

$$\eta_{tot} = \eta_{rad}\eta_{ref} \quad (2.13)$$

A potência efetiva irradiada da antena se comparado com uma antena de referência é denominada de Ganho (G), em que se considera todas as perdas da antena, dessa forma, o ganho de uma antena é definido como sendo o produto da eficiência total pela diretividade, como mostra a equação 2.14

$$G = D\eta_{tot} \quad (2.14)$$

Lembrando que o valor da eficiência está entre 0 e 1, em casos ideais em que a antena não possui perdas por efeito joule, o ganho e a diretividade assumem o mesmo valor.

2.3 Características dielétricas dos materiais

Para caracterizarmos dieleticamente um material que será utilizado em aplicações de micro-ondas, analisa-se basicamente três propriedades específicas deles: a *permissividade relativa* (ϵ), podendo ser chamada também de *Constante dielétrica*, a *condutividade* (σ) e a *tangente de perdas* ($\tan\delta$) (Huang e Weng, 2001). Notoriamente, procura-se sempre o material que contenha a menor tangente de perdas juntamente com uma elevada constante dielétrica e uma excelente condutividade. Nesta sessão apresenta-se algumas definições, características e relações entre essas três propriedades.

A *permissividade relativa* (ϵ_r) é uma propriedade particular de cada material, onde ele irá reagir de formas diferentes quando submetido a campos elétricos, logo, cada material terá uma quantificação específica de sua ϵ_r . Quando um material é submetido a um campo elétrico, ele desenvolve uma polarização ao redor de sua estrutura gerando um novo campo elétrico sobrepondo o campo elétrico ao qual ele já estava inserido, esse efeito caracterizará o seu comportamento dielétrico (Callister, 2020). Ao relacionar a permissividade relativa de um material a *permissividade do vácuo* (ϵ_0), dada em farad por metro (F/m), conseguimos obter a *permissividade absoluta* (ϵ), que é dada pela equação 2.15:

$$\epsilon = \epsilon_r\epsilon_0 \quad (2.15)$$

O comportamento da constante dielétrica dos materiais pode ser associado diretamente com a frequência do sinal. Quando um meio dielétrico é submetido por um campo elétrico

alternado, os dipolos desse material tendem a se orientar ao mesmo sentido do campo elétrico aplicado. Para que ocorra esse movimento é necessário um determinado tempo, alguns materiais conseguem essa polarização mais rápidos que outros. O inverso desse tempo necessário para a polarização é chamado de frequência de relaxação. Quando um material é submetido a uma frequência de maior magnitude a frequência de relaxação, ele não consegue atingir sua total orientação, lhe causando algumas perdas em função dessa frequência superior.

Em baixas frequências também irá existir perdas, geralmente associadas a condução direta, já em corrente contínua existem perdas por correntes de fuga no material, dessa forma a permissividade pode ser escrita como mostradas na equação 2.16 (Pozar, 2012):

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (2.16)$$

Em que a parte real ε' é a constante dielétrica do material sem nenhuma perda e a parte imaginária ε'' é o fator de perdas. As perdas podem ser originadas também devido a condutividade (σ), sendo caracterizada pela lei de Ohm, mostrada na equação 2.17 (Pozar, 2012):

$$\vec{J}_f = \sigma \vec{E} \quad (2.17)$$

Em que $\vec{J}_f$ é a densidade de corrente elétrica e $\vec{E}$ é o campo elétrico aplicado.

A condutividade elétrica é a capacidade que um determinado material tem de conduzir corrente elétrica. pode-se determinar a condutividade total de um material exposto a um campo elétrico com uma frequência angular ω , mostrada na equação 2.18 (Pozar, 2012):

$$\sigma_t = \varepsilon'' + \frac{\sigma}{\omega} \quad (2.18)$$

A *tangente de perdas* é constituída a partir da relação entre a parte imaginária efetiva da permissividade com sua parte real. Dessa forma, pode-se relacionar a tangente de perdas com a permissividade, tanto em sua parte real como em sua parte imaginária juntamente com a condutividade elétrica (Pozar, 2012):

$$\tan \delta = \frac{\omega'' + \sigma}{\omega \varepsilon'} \quad (2.19)$$

2.4 Taxa de absorção específica

A taxa de absorção específica (SAR, do Inglês *Specific Absorption Rate*) é a quantificação da energia eletromagnética absorvida pelos tecidos do corpo humano quando são expostas a ondas eletromagnéticas em uma determinada frequência. O SAR é definido como a quantidade

de potência absorvida pelo tecido biológico pela massa do tecido o qual está recebendo essa energia, logo, sua unidade é watts por quilograma (W/Kg) (Michałowska-Samonek et al., 2012).

Comunmente o SAR é calculado com base em uma pequena amostra de tecido, 1g ou 10g do tecido. Esse valor irá depender primordialmente do campo elétrico dentro do tecido (Michałowska-Samonek et al., 2012). O SAR local pode ser definido da seguinte forma:

$$SAR(r, \omega) = \frac{\sigma(r, \omega)|E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} \quad (2.20)$$

Em que E é o campo elétrico em RMS e ρ é a densidade de massa.

Para cada conjunto de ponto com uma massa específica, seja ela de 1g ou 10g que for encontrado, será realizado a integração da densidade de perda de potência sobre essa porção e o valor total será dividido pela massa dessa quantidade, logo podemos definir o SAR médio como (Michałowska-Samonek et al., 2012):

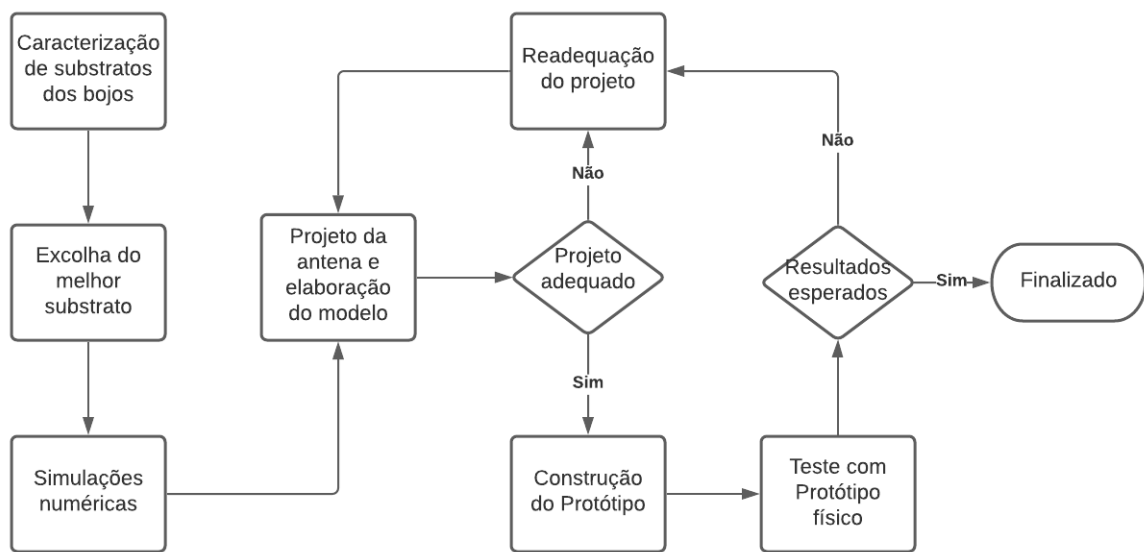
$$SAR_{med}(r, \omega) = \frac{1}{v} \int \frac{\sigma(r, \omega)|E(r, \omega)|^2}{2\rho(r)} dr \quad (2.21)$$

A partir do conhecimentos desses fatores conseguimos fazer a uma análise dos tecidos, parâmetros a serem avaliados e caracterização dos materiais para que seja possível elaborar um modelo de antena adequado com um substrato que satisfaça todas as condições requeridas para essa aplicação.

3 METODOLOGIA

Para que fosse possível o desenvolvimento do projeto proposto, realizou-se algumas etapas de pesquisa, desenvolvimento e escolha dos materiais, os quais foram adequadamente escolhidos para chegar até o resultado esperado. Na Figura 6 tem-se o fluxograma da metodologia utilizada para a realização desse processo:

Figura 6 – Fluxograma da metodologia utilizada.



Fonte: Autoria Própria.

Foram estudadas as características dielétricas e biológicas dos tecidos mamários e dos vários materiais que poderiam ser utilizados na composição do substrato da antena. Com relação as características dielétricas dos tecidos mamários, para a realização das simulações, foram usadas um padrão mais aproximado do real (Bahrami et al, 2014). Com relação ao material do substrato, foram testados vários modelos diferentes de bojo de silicone e escolhido aquele com uma melhor relação entre permissividade e tangente de perdas.

O bojo de silicone escolhido possui 150 mm de raio e 3 mm de espessura (h), demonstrado na Figura 7. Ele possui um manuseio simples e fácil aplicação na mama, além de confortável e prático.

Figura 7 – Bojo de silicone usado no protótipo.



Fonte: Autoria Própria.

O bojo de silicone é composto de um material altamente resistente a agregões mecânicas externas, como também possui uma alta elasticidade e maciez, tornando-o bem eficaz em sua utilização.

3.1 Caracterização Dielétrica

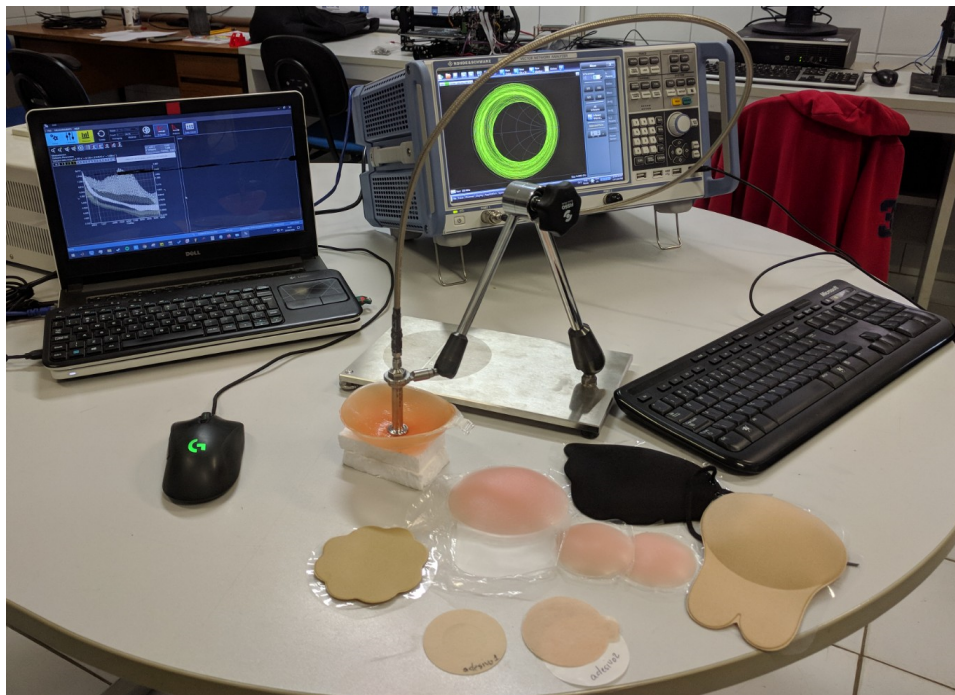
Um dos principais fatores para a obtenção do imageamento por micro-ondas é saber diferenciar os tipos de tecido de corpo humano, como por exemplo os tecidos adiposos, fibrosos, epitelial, entre outros. Cada tipo de tecido tem sua formação e composição de substâncias diferente, e consequentemente reagem de formas diferentes quando submetidas a sinais de ondas eletromagnéticas, ou seja, cada tecido tem propriedades dielétricas diferentes e estas propriedades variam em função da frequência (Singh et al, 2013). A caracterização se faz necessária para a escolha do substrato utilizado na antena, devido ao mesmo ter uma interação direta com transmissão e recepção do sinal, além disso, as características dielétricas do substrato irão interferir diretamente na banda e na frequência central do sinal.

As propriedades dielétricas dos materiais, sejam eles sintéticos ou biológicos, podem ser caracterizadas a partir de três propriedades específicas: A *permissividade relativa* (ϵ_r) do material, também chamada de constante dielétrica, a *tangente de perdas* ($\tan\delta$) e a *condutividade elétrica* (σ) (Sha et al, 2002).

A permissividade relativa é uma propriedade particular de cada material, onde ele irá reagir de formas diferentes quando submetido a campos elétricos, logo, cada material terá uma quantificação específica de sua ϵ_r . A condutividade elétrica (σ) é a capacidade que um determinado material tem de conduzir corrente elétrica. A tangente de perdas ($\tan\delta$) está diretamente ligada com a permissividade e com a condutividade.

Os testes em laboratório, foram caracterizados 12 (doze) tipos de bojos de silicone diferentes, como mostrado na Figura 8, os quais obteve-se gráficos do comportamento dielétrico de cada um deles e nos possibilitou fazer um comparativo entre os mesmo, podendo assim escolher o que tivesse a melhor relação entre permissividade e tangente de perdas. Com uma maior permissividade, assegura-se um tamanho reduzido das dimensões físicas da antena e com uma tangente de perdas menor garante um melhor acoplamento da antena na mama, reduzindo as interferências no sinal da antena. Dessa forma, buscou-se o bojo com uma maior permissividade e uma menor tangente de perdas.

Figura 8 – Teste de laboratório para caracterização dielétrica dos substratos.



Fonte: Autoria Própria.

Tabela 2 – Resultado do teste de laboratório para caracterização dielétrica em 2.4 GHz.

Material	Medição 01		Medição 02		Medição 03	
	ϵ_r	$\tan\delta$	ϵ_r	$\tan\delta$	ϵ_r	$\tan\delta$
Amostra 01	1.2525	0.0139	1.2206	0.0100	1.2557	0.0139
Amostra 02	1.1900	0.0145	1.1918	0.0145	1.1970	0.0160
Amostra 03	1.2504	0.0205	1.2535	0.0198	1.2329	0.0149
Amostra 04	1.8562	0.0281	2.0542	0.0394	1.7693	0.0420
Amostra 05	1.2838	0.0299	1.2964	0.0386	1.2931	0.0341
Amostra 06	2.2407	0.0242	2.2478	0.0312	1.2552	0.0363
Amostra 07	1.3378	0.0267	1.3469	0.0306	1.3655	0.0284
Amostra 08	1.2085	0.0133	1.2102	0.0133	-	-
Amostra 09	2.8132	0.0576	2.7825	0.0480	26988	0.0510
Amostra 10	2.7819	0.0289	2.7824	0.0253	2.7885	0.0332
Amostra 11	2.6469	0.0492	2.6417	0.0372	2.6428	0.0458
Amostra 12	2.8152	0.0467	2.8140	0.0397	2.8126	0.0368

Fonte: Autoria Própria.

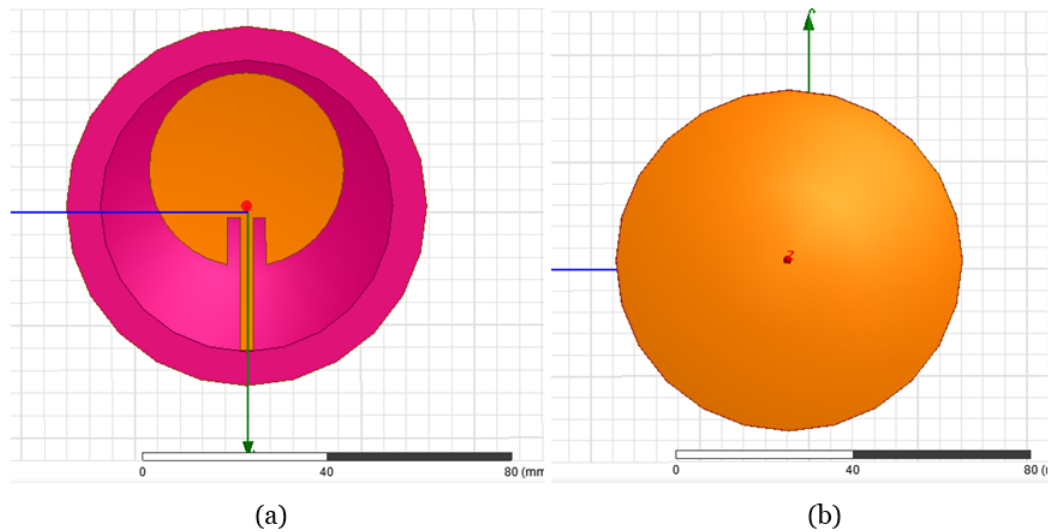
Com a obtenção de todos os resultados, mostrado na Tabela 2, o modelo escolhido foi o denominado Amostra 10, devido a sua relação entre permissividade e tangente de perdas, possuindo uma das maiores permissividades do comparativo, com um valor de médio de $\epsilon_r = 2.78$, como também com uma das menores tangentes de perda, com um valor de $\tan\delta = 0.029$, como mostrado na Figura 7. Em valores absolutos, pode-se comparar todos os modelos testado na frequência central a qual desenvolvemos o projeto, que foi de 2.4 GHz.

Essa faixa de frequência foi escolhida por ser uma das bandas ISM, sendo elas bandas não licenciadas, logo, não terá um custo com licenciamento, não havendo a necessidade de requisição da Comissão Federal de Comunicações (FCC - *Federal Communications Commission*), permitindo assim o livre acesso a essa faixa de frequência e barateando mais o custo de utilização do modelo. Ainda com relação a Tabela 2, os resultados demonstrados de cada material são para a frequência de 2.4 GHz.

3.2 Desenvolvimento do Modelo e Simulações

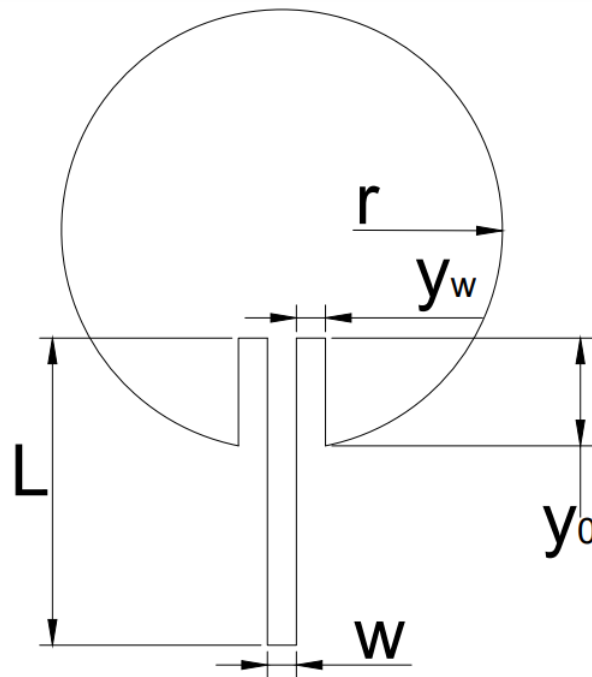
Com a definição do substrato, sendo escolhido o modelo *Amostra 10*, começou-se a desenvolver as simulações numéricas, sendo modeladas no software Ansys HFSS (*High Frequency Simulation Software*), na Figura 9 temos o modelo desenvolvido no Ansys HFSS.

Figura 9 – Modelo implementado no Software Ansy HFSS. (a) Vista inferior; (b) Vista superior.



Fonte: Autoria Própria.

O Plano de Terra (*Ground*) foi modelado de forma que cobrisse toda a parte superior do bojo de silicone. O *patch* foi projetado de forma que atuasse com uma frequência central de 2.4 GHz, com uma concavidade adaptativa para uma mama média de 100 mm, sendo construído em formato simples para que não houvesse complicações de perda de sinal ou interferência quando estivesse sendo utilizado, visto que o substrato a qual ele está inserido, trata-se de um substrato flexível, podendo se deslocar e modificar suas características de projeto, dessa forma, quanto mais simples o layout do *Patch*, menos dificuldade teremos com esse tipo de problema. Obedecendo essas características, ele teve as dimensões mostradas na Figura 10 e com seus respectivos valores na Tabela 5:

Figura 10 – Dimensões do *Patch*.

Fonte: Autoria Própria.

Tabela 3 – Dimensões do *Patch*.

Simbolos	Dimensões (mm)
r	21,5
y_w	2,83
y_0	10,52
L	29,97
w	28,3

Fonte: Autoria Própria.

O *Patch* mostrado na Figura 10 foi desenvolvido com design do tipo circular com fenda, sendo composta por uma linha de alimentação retangular. O corpo circular da antena possui 21.5 mm de raio (r) com o acoplamento da linha de alimentação de 29.97 mm de comprimento (L) e 2.83 mm de espessura (W). Nas laterais da linha de alimentação, com a intersecção do corpo circular, foram realizadas duas fendas com 10.52 mm de comprimento (y_0) e 2.83 mm (y_w) de espessura cada. Essas dimensões são referentes a sua posição flexionada, obedecendo um ângulo de aproximadamente 4° medidos do centro da antena até a extremidade da linha de alimentação.

Para a realização do projeto, Utilizou-se o casamento de impedância para uma linha de transmissão com 50Ω (Ohm) de impedância sobre a faixa de frequência utilizada, que é de 2.4 GHz, sendo alimentado por um conector SMA horizontal. Essa adequação do casamento de impedância é diretamente ligada as características dielétricas do substrato. Para que fosse possível alcançar o coeficiente de reflexão (S_{11}) abaixo de -10 dB realizou-se a adequação para

uma Permissividade relativa do substrato de 2.7 e sua tangente de perdas de 0.03, sendo esses valores uma aproximação média do resultado no teste de laboratório.

3.3 Elaboração do protótipo

Com a obtenção dos dados obtidos em simulação, e observando que os resultados foram satisfatórios, passou-se a desenvolver o protótipo fisicamente. No processo de manufatura da antena foi todo desenvolvido em ambiente controlado e restrito, tomando todos os cuidados para que nenhum dos materiais utilizados sofressem algum tipo de alteração em sua composição.

O *Patch* e o *Ground* foram produzidos com uma lâmina de cobre adesiva, a qual foi utilizada o Silhouette, máquina de corte de papéis, para realizar os cortes milimétricos na lâmina de cobre, definindo as dimensões e configuração precisas do patch.

Posteriormente a realização dos cortes da lâmina, foi colocado adequadamente o *Patch* e o *Ground* no substrato de silicone, Como mostrado na Figura 11:

Figura 11 – Protótipo com *Patch* e *Ground*. (a) Vista inferior; (b) Vista superior.



Fonte: Autoria Própria.

Para que fosse possível realizar a alimentação da antena, foi soldado um conector SMA Fêmea de 4 pinos, mostrado na Figura 12. A solda foi feita com uma estação de solda com temperatura controlada eletronicamente e com solda de estanho com fio de 1mm de espessura.

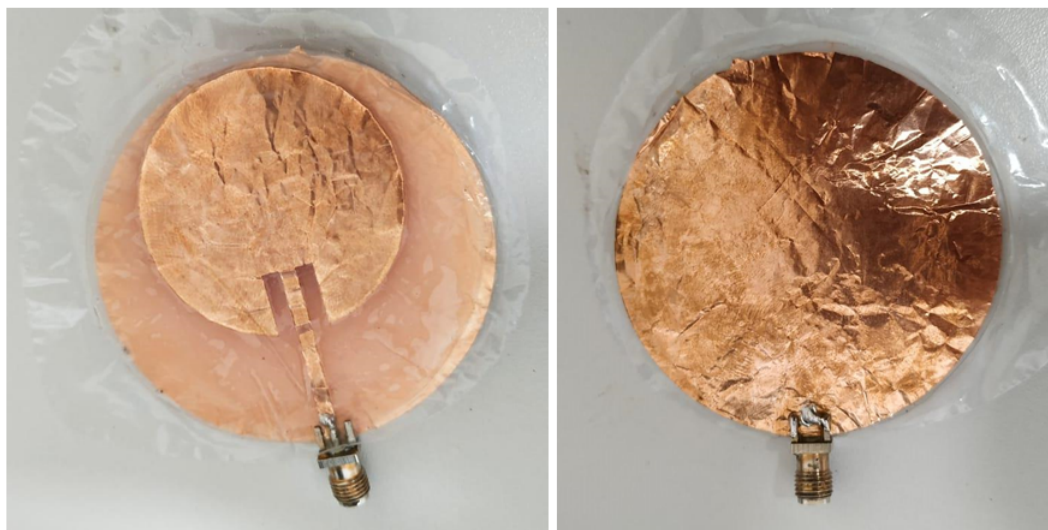
Figura 12 – Conector SMA fêmea



Fonte: Autoria Própria.

A linha de alimentação foi soldado ao pino interno do conector SMA e dois dos pinos externos, que é conectado a carcaça do conector SMA, foram soldados ao Plano de terra. O processo de soldagem teve que ser realizado com o máximo controle de temperatura, para que não houvesse danos ao substrato, já que o mesmo trata-se de um material de silicone com baixa resistência a temperaturas elevadas, correndo o risco de danificar sua estrutura física, como também o controle na quantidade do filamento de solda, para não causar alterações em sua impedância de entrada. pode-se conferir o protótipo construído na Figura 13.

Figura 13 – Protótipo construído. (a) Vista inferior; (b) Vista superior.



(a)

(b)

Fonte: Autoria Própria.

Com a antenna confeccionada, realizou-se o processo de testes, realizado com o auxílio do MiniVNA Tiny, equipamento capaz de realizar medidas vetoriais de impedância dentre outras medidas utilizados em Rádio Frequência, o equipamento utilizado em nosso teste possui uma capacidade medição de 1 MHz até 3 GHz, estando dentro da faixa de frequência desenvolvido

no projeto. O teste foi realizado em um ambiente controlado e isolado para que fosse possível ter o mínimo de interferências elétricas, mostrado nas Figuras 14 e 15.

Figura 14 – Realização do teste da Antena Banda Estreita.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 15 – Detalhamento da Antena e do MiniVNA .



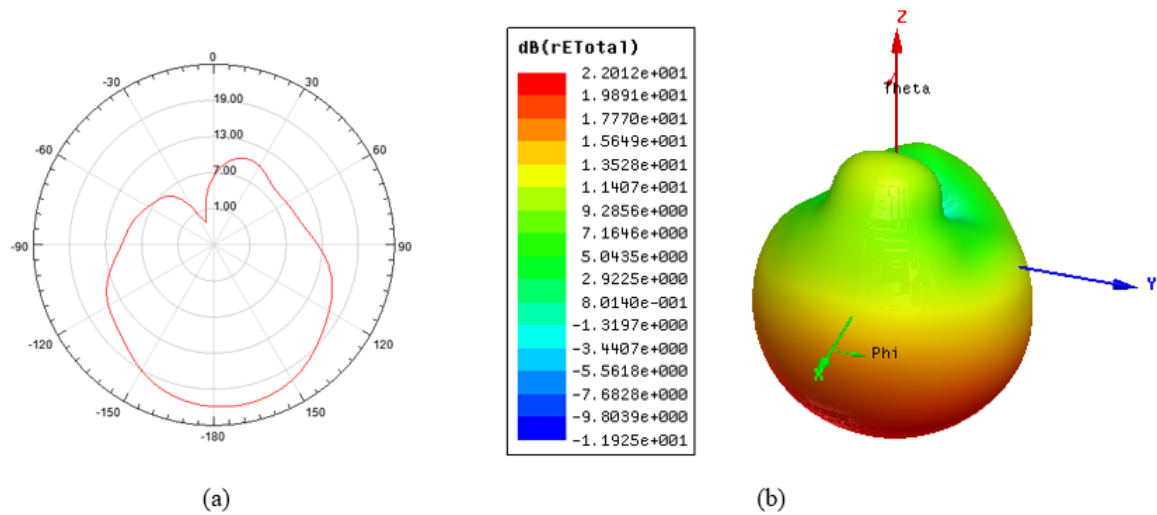
Fonte: Autoria Própria.

4 RESULTADOS

4.1 Resultados Simulados

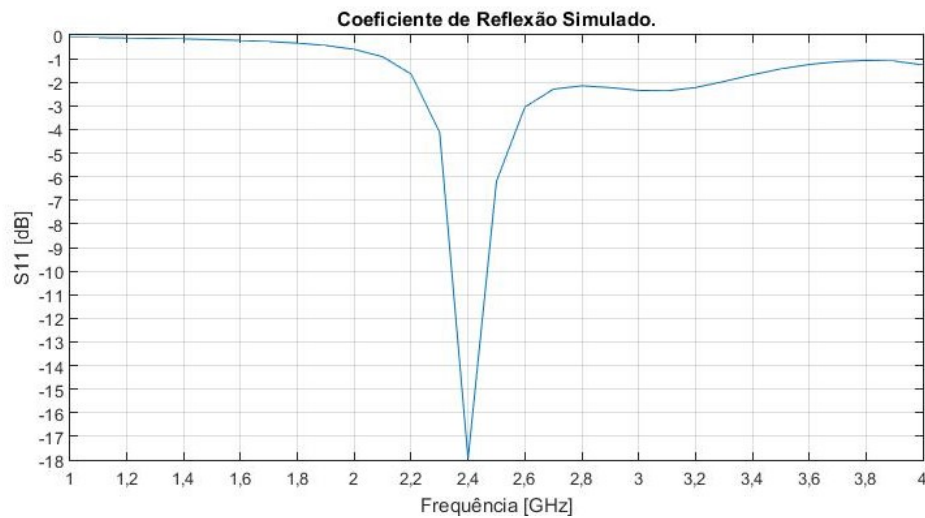
Com a utilização do *software* Ansys HFSS, conseguiu-se obter os resultados na forma de estrutura gráfica como também a obtenção de valores discretos dos parâmetros em análise. As Figuras 16 e 17 mostram os resultados simulados do Padrão de radiação e do coeficiente de reflexão.

Figura 16 – Padrão de Radiação (a) Modelo bidimensional (b) Modelo tridimensional.



Fonte: Autoria Própria.

Figura 17 – Coeficiente de Reflexão (S_{11}).

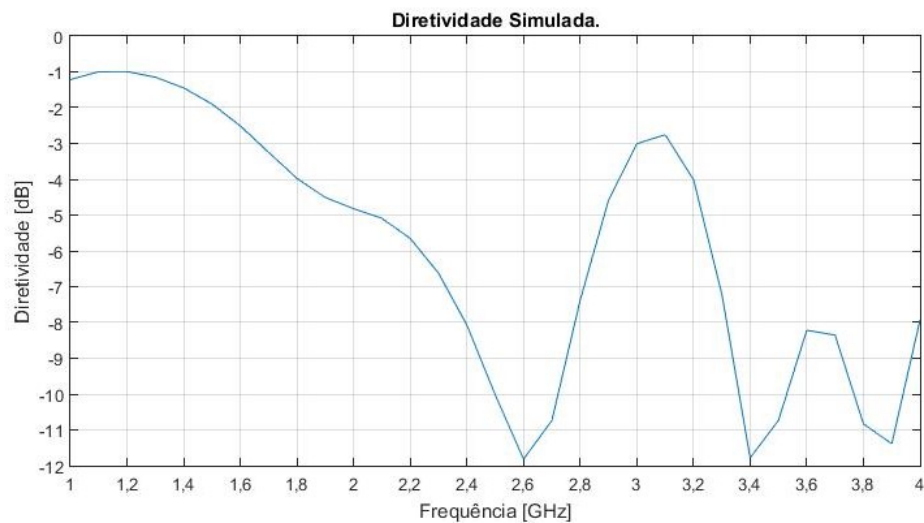


Fonte: Autoria Própria.

A figura 17 mostra um valor de -17,9479 dB para uma frequência central de 2.4 GHz, contendo uma banda estreita de aproximadamente 125 MHz. Esse resultado constata que o projeto tem funcionalidade na faixa de frequência especificada.

Outros resultados importantes para a análise da antena também foram plotados: A Diretividade total e o Ganho total para um $\phi = 0$ e um $\theta = 0$, mostradas respectivamente nas Figuras 18 e 19:

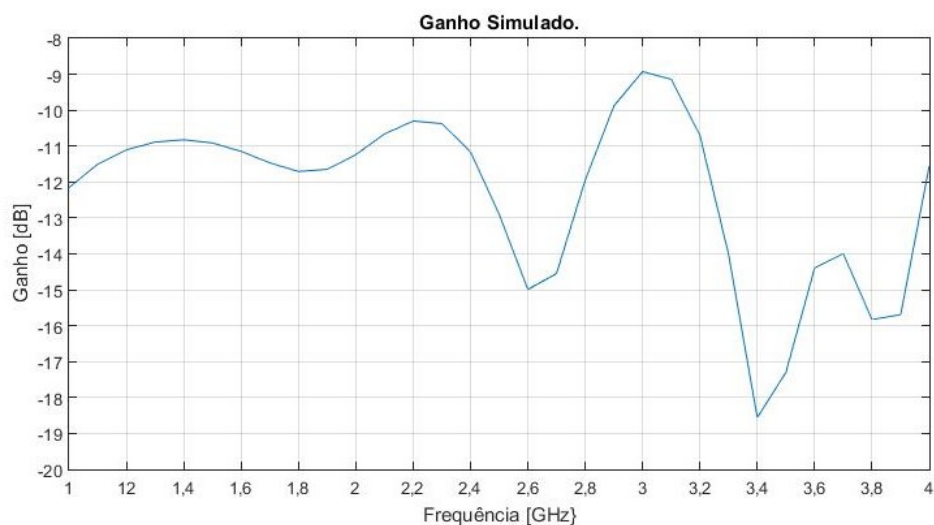
Figura 18 – Diretividade total da antena flexível.



Fonte: Autoria Própria.

Pela observação do gráfico plotado na Figura 18, pode-se observar que Diretividade obteve um valor de -8,0726 dB na frequência de 2.4 GHz, com uma Diretividade efetivo total de 5,1745.

Figura 19 – Ganho total da antena flexível



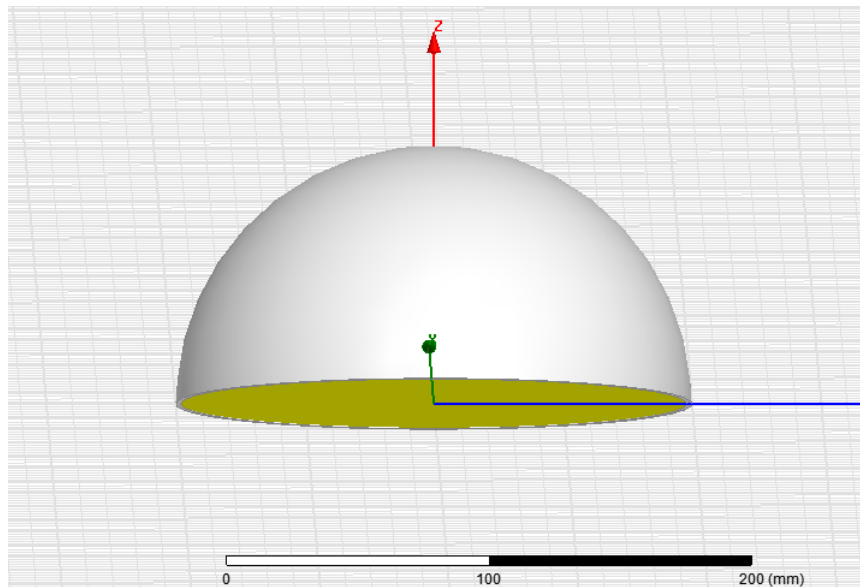
Fonte: Autoria Própria.

Pela observação do gráfico plotado na Figura 19, pode-se observar que o Ganho obteve um valor de -11,1585 dB na frequência de 2.4 GHz, com um ganho efetivo total de 1,3104.

O modelo de antena descrito foi simulado também com uma modelagem em mama, para poder perceber seu comportamento diante do tecido. A modelagem foi realizada para uma mama média, de aproximadamente 100 mm de diâmetro, sendo ela composta por tecidos não homogêneos, para que possa captar todos os fenômenos que poderão surgir no processo de testes. Sendo assim, a antena poderá atuar com níveis de potência capazes de transmitir e receber o sinal com a melhor resolução possível.

A mama foi modelado com dois tecidos, com a pele e com a camada de gordura, como mostra a Figura 20. Cada um desses tecidos possui dimensões e características dielétricas distintas, mostradas na Tabela 4.

Figura 20 – Modelagem da mama com pele e gordura.



Fonte: Autoria Própria.

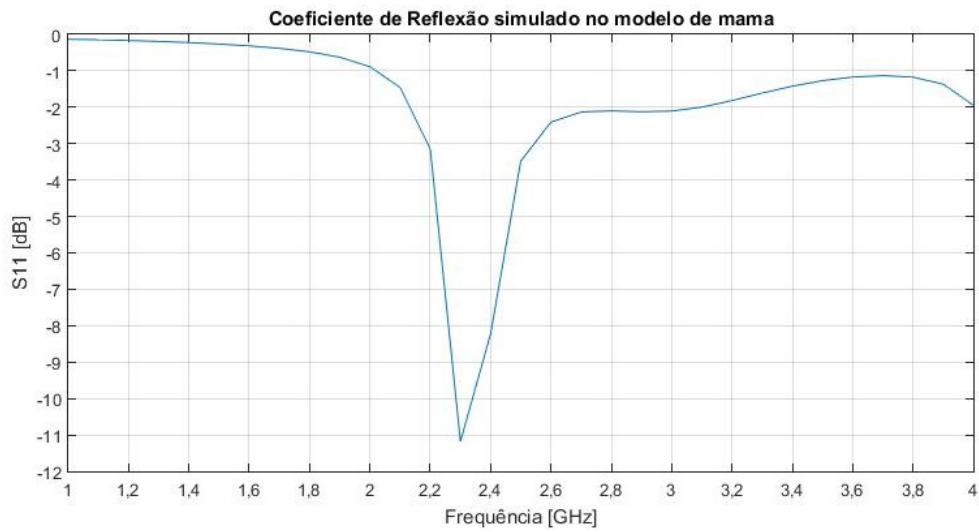
Tabela 4 – Valores discretos na frequência central.

Tecido	Espessura (mm)	Raio interno (mm)	Raio externo (mm)	ϵ_r	$\tan\delta$
Pele	2	98	100	36	0.31
Gordura	98	0	98	5	0.27

Fonte: Adaptado do Bahrami et Al, 2014.

Implementou-se o modelo da mama mostrada na Figura 20, com as características dielétricas mostradas na Tabela 4 com a antena projetada sobreposta a ela. Na execução da simulação no *software* Ansy HFSS, conseguimos alcançar o parâmetro de reflexão S_{11} mostrado na Figuras 21.

Figura 21 – Coeficiente de Reflexão (S_{11}) com mama.



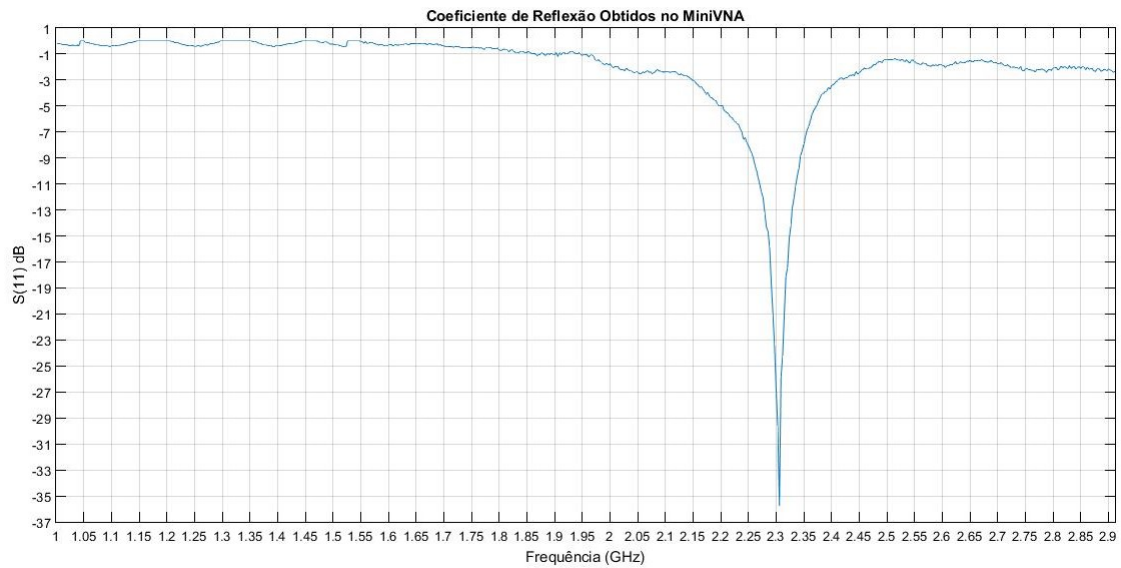
Fonte: Autoria Própria.

No gráfico da Figura 21, pode-se observar que a antena ressoou na faixa 2,3 GHz, com um coeficiente de reflexão de -11,1826 dB, havendo apenas um deslocamento em sua frequência central se comparado ao modelo da Figura 17, devido ao acoplamento do modelo da mama.

4.2 Resultados Experimentais

Com os dados adquiridos na faixa de 1 MHz até 3 GHz, de forma discreta, foram transferidos para formato de gráfico, Figura 22, viabilizando uma observação mais ampla de seu comportamento dentro da faixa de frequência desejada. Diminuímos a amostra de frequência no gráfico para possuímos um detalhamento mais aprofundado dos valores.

Figura 22 – Parâmetro de Reflexão (S_{11}) do protótipo.



Fonte: Autoria Própria.

Como mostrado na Figura 22, a medição realizada na antenna física teve como resultado uma frequência central de exatamente 2.313 GHz, com um coeficiente de reflexão de -35,72 dB e com uma banda estreita de 77 MHz. Com a realização do teste, conseguimos obter outros valores discretos, entre a proporção de onda estacionária (SWR), parâmetro $|Z|$, Fase, R_s , X_s e Theta, esses valores discretos em 2.313 GHz podem ser conferidos na Tabela 5.

Tabela 5 – Valores discretos na frequência central de 2.4 GHz.

Freq.(GHz)	coeficiente de reflexão (dB)	Fase(deg)	R_s	SWR	X_s	$ Z $	Theta
2.313	-35.72	-130.96	48.90	1.03	-1.20	48.90	-1.40

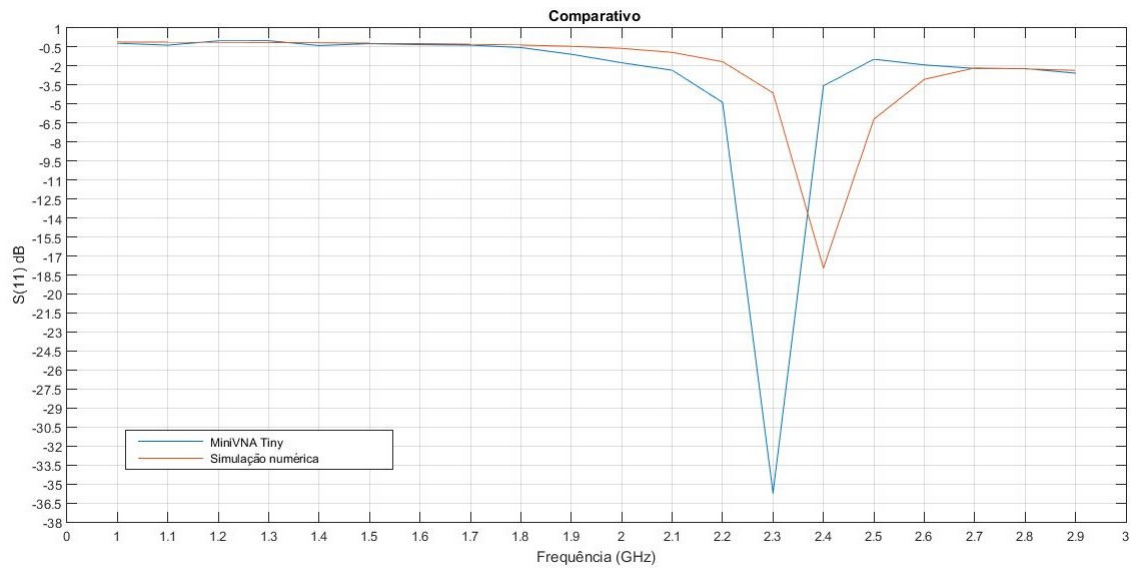
Fonte: Autoria Própria

Dessa forma pode-se constatar que esse modelo pode ser utilizado funcionalmente para o imageamento de câncer de mama a partir de rádio frequência.

4.3 Comparativo

Como parte para da comprovação de sua funcionalidade, faremos o comparativo entre a simulação numérica e o teste em laboratório do protótipo, como mostra a Figura 23.

Figura 23 – Comparativo entre a Simulação numérica e o teste em laboratório.



Fonte: Autoria Própria.

pode-se observar no gráfico comparativo, Figura 23, de que houve uma pequena mudança na frequência central, em que na simulação tivemos o pico em 2.4 GHz, com -17,9479 dB e no teste laboratorial obtive um pico de aproximadamente 2.3 GHz, com -35,72 dB. Como também em outros parâmetros tivemos pequenas alterações em seus valores, como por exemplo na banda de atuação, na simulação numérica tivemos um valor de 125 MHz em contrapartida ao teste, que nos mostrou uma banda de aproximadamente 77 MHz.

Essa discrepância entre os dados se deu devido a construção do modelo, em que sua maior parte foi desenvolvida de forma manual, causando uma pequena diferença na precisão da montagem da mesma. A não uniformidade do modelo também contribui para que exista essa diferença, em que na simulação o substrato é considerado como um objeto totalmente uniforme e o material físico possui pequenas variações de espessuras pontuais em seu corpo.

5 CONCLUSÕES

Foi desenvolvido uma antena em substrato flexível, especificamente com um bojo de silicone. O bojo de silicone utilizado para o substrato foi escolhido entre 12 (dose) materiais de silicone diferentes, em que essas amostras foram caracterizadas eletricamente e foi selecionada a que tivesse uma melhor relação entre a maior permissividade com a menor tangente de perdas. Todas as amostras de silicone caracterizadas são de bojos femininos de baixo custo e facilmente encontrados em farmácias e em lojas de utensílios femininos.

Na composição da antena utilizamos um adesivo de cobre para confeccionar o Plano de terra (*Ground*) e o *Patch*. O adesivo de cobre foi cortado com a ajuda de um equipamento de corte denominado Silhouette para que as dimensões do (*ground*) e do *patch* saíssem idênticos ao projeto eletromagnético. Para a sua conexão foi utilizado um conector SMA horizontal.

O projeto foi desenvolvido a partir de simulações numéricas com a ajuda do software *High Frequency Simulation Software* (Ansys HFSS), ferramenta computacional capaz de desenvolver simulações de campos eletromagnéticos. Nas simulações conseguimos definir as dimensões do (*ground*) e do *patch* para o funcionamento da antena na faixa de frequência desejada, que é na faixa de 2.4 GHz.

O protótipo da antena flexível foi testado com o miniVNA Tiny, medidor de vetorial de impedância muito utilizado em Rádio Frequência. Nas medições foi analisado primordialmente os valores em decibéis do parâmetro de reflexão (S11). O resultado experimental obteve uma boa correlação com os resultados simulados, na simulação chegamos a um valor de -17,9479 dB para uma frequência central de 2.4 GHz, contendo uma banda estreita de aproximadamente 125 MHz, no resultado experimental chegamos a um valor de -35,72 dB para uma frequência central de 2.313 GHz, contendo uma banda estreita de aproximadamente 77 MHz.

Por fim, com essa concordância entre os resultados simulados e o experimental da antena flexível de baixo custo, conseguimos evidenciar que esse protótipo se faz adequado para a utilização dentro de um sistema voltado para o auxílio da detecção de câncer de mama utilizando imageamento por micro-ondas na faixa ISM de 2.4 GHz, na faixa não licenciada do espectro, barateando o custo desse tipo de exame, que consequentemente viabilizará o seu acesso para vários hospitais como também o acesso de famílias mais carentes ao exame.

6 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como base no trabalho desenvolvido, se faz importante algumas recomendações para trabalhos futuros, entre elas destaca-se alguns pontos importantes:

- Investigação de mais amostras de substratos flexíveis;
- Caracterizar dieleticamente mais modelos de Substratos;
- Melhorar largura de banda da Antena, preferencialmente na faixa dos Gigahertz;
- Melhorar a aproximação do modelo mamário com o modelo real, utilizando mais tecidos;
- Investigação mais aprofundada das características dielétrica dos tecidos mamários.

REFERÊNCIAS

Al Ahmad, M., Al Natour, Z., Mustafa, F., Rizvi, T. A. (2018). Electrical characterization of normal and cancer cells. *IEEE Access*, 6, 25979-25986.

Bahrami, Hadi et al. Flexible sixteen monopole antenna array for microwave breast cancer detection. In: 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2014. p. 3775-3778.

Balanis, C. A. Teoria das antenas: análise e síntese. vol. 1 e 2. 3ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2009.

BARROS, V. E. Estudo do Efeito de Substrato Metamaterias em Parâmetros de Antenas de Microfita. Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação da UFRN. Natal, 2012.

CAETANO, L. M. Materiais Supercondutores HTS para Arranjos de Antenas e Aplicação de PBG para Micro-ondas. Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e de Computação da UFRN. Natal, 2014.

Callister Jr, WD e Rethwisch, DG (2020). Ciência e engenharia de materiais de Callister . John Wiley Sons.

Chandra, R., Zhou, H., Balasingham, I., Narayanan, R. M. (2015). On the opportunities and challenges in microwave medical sensing and imaging. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 62(7), 1667-1682.

Cheng, Y., Fu, M. (2018). Dielectric properties for non-invasive detection of normal, benign, and malignant breast tissues using microwave theories. *Thoracic cancer*, 9(4), 459-465.

Choi, W., Jung, J., Chung, K., Choi, J. (2005). Compact microstrip-fed antenna with band-stop characteristic for ultra-wideband applications. *Microwave and Optical Technology Letters*, 47(1), 89-92.

Costa, Larissa Di Leo Nogueira et al. Mortalidade por câncer de mama e condições de desenvolvimento humano no Brasil. *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 65, n. 1, 2019.

FILHO, V. A. A. Arranjo de Log-Periódicos Compactos em Microfita com Elementos Fractais de Koch. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFRN. Natal, 2010.

HOLANDA, S. (2016). Estudo e desenvolvimento de antenas de microfita utilizando tecido de malha a base de fibras têxteis compostas. 2016. 142 f (Doctoral dissertation, Dissertação (Mestrado)-Curso de Pós-Graduação em Sistemas de Comunicação e Automação, Universidade Federal Rural do Semi-Árido (UFERSA), Mossoró).

Huang, CL e Weng, MH (2001). Melhorou o alto valor Q de cerâmica dielétrica de micro-ondas $\text{MgTiO}_3\text{-CaTiO}_3$ em baixa temperatura de sinterização. *Materials Research Bulletin* , 36 (15), 2741-2750.

Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. A mulher e o câncer de mama no Brasil. 3. ed. rev. atual. Rio de Janeiro: INCA; 2018.

Lazebnik, M., Popovic, D., McCartney, L., Watkins, C. B., Lindstrom, M. J., Harter, J., ... Hagness, S. C. (2007). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Physics in medicine biology*, 52(20), 6093.

MEDEIROS, T. E. L. Antenas de Microfita sobre substrato dielétrico organizado de forma quase periódica. Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Sistemas de Comunicação e Automação da UFERSA. Mossoró, 2013.

Michałowska-Samonek, J., Miaskowski, A., Wac-Włodarczyk, A. (2012). Numerical analysis of high frequency electromagnetic field distribution and specific absorption rate in realistic breast models. *Przegląd Elektrotechniczny*, 88(12b), 97-99.

POZAR, David M. *Microwave Engineering*. 4 ed. United States of America: John Wiley Sons. p. 756. 2012.

Sarjoghian, S., Alfadhl, Y., Chen, X. (2016, November). On the limitation of ultra-wideband technique for medical scanning systems. In 2016 Loughborough Antennas Propagation Conference (LAPC) (pp. 1-4). IEEE.

Sha, L., Ward, E. R., Stroy, B. (2002, April). A review of dielectric properties of normal and malignant breast tissue. In Proceedings IEEE SoutheastCon 2002 (Cat. No. 02CH37283) (pp. 457-462). IEEE.

SOARES, M. D. Tutoriais Banda Larga: WLAN X Sistemas Móveis Celulares. (2004). Disponível em: <http://www.teleco.com.br/tutoriais/tutorialwlanx/pagina_3.asp>. Acesso em out. de 2015.

Volakis, J. L. (2007). Antenna engineering handbook. McGraw-Hill Education. Wentworth, S. M., Fundamentos de Eletromagnetismo com Aplicações em Engenharia, LTC, 2006.