



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO**  
**CENTRO DE TECNOLOGIA E GEOCIÊNCIAS**  
**DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**MARLON SILVA FERREIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE TOMÓGRAFO POR MICRO-  
ONDAS PARA IMAGEAMENTO DE TECIDOS BIOMÉDICOS**

**Recife**

**2018**

**MARLON SILVA FERREIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE TOMÓGRAFO POR MICRO-  
ONDAS PARA IMAGEAMENTO DE TECIDOS BIOMÉDICOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de Concentração: Fotônica.

Orientador: Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins.

**Recife**  
**2018**

Catálogo na fonte  
Bibliotecária Margareth Malta, CRB-4 / 1198

F383c	<p data-bbox="448 1003 1390 1126">Ferreira, Marlon Silva. Desenvolvimento de um protótipo de tomógrafo por micro-ondas para imageamento de tecidos biomédicos / Marlon Silva Ferreira. – 2018. 91 folhas, il., gráfs., tabs.</p> <p data-bbox="448 1160 1390 1283">Orientador: Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2018. Inclui Referências.</p> <p data-bbox="448 1317 1390 1417">1. Engenharia Elétrica. 2. Imagens médicas. 3. Tomografia por micro-ondas. 4. Tomógrafo. 5. Antenas. I. Lins, Emery Cleiton Cabral Correia. (Orientador). II. Título.</p> <p data-bbox="1082 1473 1150 1507">UFPE</p> <p data-bbox="507 1541 743 1574">621.3 CDD (22. ed.).</p> <p data-bbox="1086 1541 1273 1574">BCTG/2019-359</p>
-------	--

**MARLON SILVA FERREIRA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE TOMÓGRAFO POR MICRO-  
ONDAS PARA IMAGEAMENTO DE TECIDOS BIOMÉDICOS**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Pernambuco, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em: 28 / 09 / 2018.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Marcelo Cabral Cavalcanti (Coordenador do PPGE)

Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins (Orientador e Membro Titular Interno)

Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof.<sup>a</sup> Patrícia Silva Lessa (Examinadora Externa)

Universidade Federal de Pernambuco

---

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Marilú Gomes Netto Monte da Silva (Examinadora Externa)

Universidade Federal de Pernambuco

Aos que sempre me apoiaram, e nunca desacreditaram no meu investimento na educação, meus pais...

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus pais, pela luta de uma vida, dedicada a minha educação.

A minha noiva Daize, pelo incentivo ímpar para a realização desse Mestrado.

A todos os meus amigos, que, para mim, são como uma segunda família e deram-me suporte psicológico ao longo do projeto.

A todos os colegas de trabalho do laboratório, sejam eles professores, alunos ou técnicos, que, além da amizade, me deram suporte técnico e teórico para fundamentação e conclusão objetiva do projeto.

Agradeço também a instituição, pela possibilidade de ingresso e pesquisa na pós-graduação, seja por sua infraestrutura física, ou virtual.

Meu agradecimento especial ao professor Frederico Dias Nunes, que nunca deixou de acreditar em seus alunos, por maior que fosse o trabalho que nós déssemos a ele.

## RESUMO

Por mais de meio século, técnicas de reconstrução de imagens são utilizadas na medicina moderna como fontes de alta confiança no diagnóstico das mais diversas patologias. Entre as técnicas mais destacáveis pode-se citar: a Radiografia, a Ultrassonografia, a Tomografia Computadorizada e as Imagens por Ressonância Magnética. A técnica de tomografia por micro-ondas tem uma aplicação com menos de duas décadas de uso pré-clínico, mas com resultados promissores, onde a análise da interação das micro-ondas com tecidos biológicos podem gerar medidas que podem servir como uma fonte alternativa de exame clínico preventivo. Buscou-se, neste projeto, o desenvolvimento de um protótipo de tomógrafo para reconstrução de imagem por micro-ondas, onde antenas na faixa de micro-ondas possam ser empregadas na análise de tecidos biológicos. As antenas estudadas foram preparadas para funcionarem numa banda de frequência próxima de 2,0 GHz. Dois tipos de substratos foram usados para a confecção das antenas, o RF-4 e a Poliamida. As medidas de transmissão e detecção das micro-ondas foram feitas no ar e, posteriormente, na presença de uma haste metálica homogênea. A haste metálica foi utilizada por conta de sua propriedade condutiva. Inicialmente, as antenas foram testadas no *software* HFSS (ANSYS, EUA) e, depois de fabricadas, foi feita uma análise experimental com um analisador de redes. Três antenas foram analisadas, porém duas, uma de RF-4 e outra de Poliamida, apresentaram bons resultados na simulação e na análise experimental, já a terceira antena, também de Poliamida, foi descartada nas primeiras análises por não preencher as necessidades do projeto. Em análises posteriores, a segunda antena de Poliamida também foi descartada por baixa eficiência em distâncias acima de 6,0 cm. O modelo *Bow-Tie* elaborado em RF-4 acabou sendo a antena mais concisa para análises, com boa eficiência em distâncias acima de 6,0 cm, funcionando como esperado com o uso do tomógrafo por micro-ondas. Foi possível concluir que as antenas feitas de poliamida não possuíam bom comportamento em distâncias acima de 3,0 centímetros. Já a *Bow-Tie*, que foi feita em RF-4, se mostrou uma excelente escolha para a composição do tomógrafo. O tomógrafo foi capaz de detectar a presença da haste metálica como referência inicial de estudo, gerando resultados promissores.

**Palavras-chave:** Imagens médicas. Tomografia por micro-ondas. Tomógrafo. Antenas.

## ABSTRACT

For more than half a century, image reconstruction techniques are used in modern medicine as sources of high confidence in the diagnosis of the most diverse pathologies. Among the most notable techniques are: Radiography, Ultrasonography, Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging. The technique of microwave tomography has an application with less than two decades of preclinical use, but with promising results, where the analysis of the interaction of the microwaves with biological tissues can generate measures that can serve as an alternative source of preventive clinical examination. In this project, the development of a prototype of a tomograph for image reconstruction by microwave was sought, where antennas in the microwave range could be used in the analysis of biological tissues. The studied antennas were prepared to operate in a frequency band close to 2.0 GHz. Two types of substrates were used to make antennas, RF-4 and Polyamide. The microwave transmission and detection measures were taken in the air and, subsequently, in the presence of a homogeneous metal rod. The metal rod was used because of its conductive property. Initially, antennas were tested in the HFSS *software* (ANSYS, USA) and, after fabrication, an experimental analysis was performed with a network analyzer. Three antennas were analyzed, but two, one of RF-4 and one of Polyamide, presented good results in the simulation and in the experimental analysis, whereas the third antenna, also of Polyamide, was discarded in the first analyzes for not fulfilling the needs of the project. In subsequent analyzes, the second Polyamide antenna was also discarded for low efficiency at distances above 6.0 cm. The Bow-Tie model developed in RF-4 turned out to be the most concise antenna for analysis, with good efficiency at distances above 6.0 cm, functioning as expected with the use of the microwave tomograph. It was possible to conclude that antennas made of polyamide did not perform well at distances above 3.0 centimeters. The Bow-Tie, which was made in RF-4, proved to be an excellent choice for the composition of the tomograph. The tomograph was able to detect the presence of the metal rod as an initial study reference, generating promising results.

**Keywords:** Medical images. Tomography by microwave. Tomograph. Antennas.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Diferença de qualidade da imagem entre a Mamografia Convencional (analógica) e a Mamografia Digital .....	19
Figura 2 - Exemplo de retro-espalhamento .....	20
Figura 3 - Gráficos obtidos por Caudhary et al. ....	22
Figura 4 - Resultados obtidos por Joines et al. ....	24
Figura 5 - Resultados obtidos por Choi et al. ....	25
Figura 6 - Resultados gráficos de Lazebnik et al, 2007a .....	26
Figura 7 - Resultados gráficos do segundo estudo de Lazebnik et al, 2007b .....	27
Figura 8 - Estrutura criada para teste com paciente, usando o TSAR. ....	29
Figura 9 - Desenho do sistema proposto para o TSAR, com vista por cima e em perfil. ....	29
Figura 10 - Esquema do sistema elaborado visto por cima, sem a cuba. ....	32
Figura 11 - Visão tridimensional do sistema .....	32
Figura 12 - Desenho proposto do sistema elaborado por Bahrami .....	34
Figura 13 - Sistema ETRI.....	36
Figura 14 - Camadas mais externas da mama .....	38
Figura 15 - subestruturas da mama.....	39
Figura 16 - Comportamento do câncer In Situ e do Invasivo. ....	40
Figura 17 - Diagrama de radiação de uma antena qualquer e a largura de feixe. ....	47
Figura 18 - Circuito de casamento de impedância entre antena e gerador. ....	49
Figura 19 - RF-4 utilizado para produção da antena. ....	53
Figura 20 - Poliamida usada para a fabricação da antena .....	53
Figura 21 - MiniVNAtiny da MRS.....	54
Figura 22 - Estrutura de uma antena de microfita com <i>patch</i> .....	56
Figura 23 - Esquema de estrutura de uma antena <i>Bow-Tie</i> .....	57
Figura 24 - Estrutura de uma antena CPW .....	57
Figura 25 - À esquerda, observam-se os cabos coaxiais usados e, à direita, os conectores SMA. ....	59
Figura 26 - Switches empregados na metodologia .....	59
Figura 27 - Base do tomógrafo e localização das antenas. ....	61
Figura 28 - Protótipo do tomógrafo montado .....	62
Figura 29 - Parametrização da antena de poliamida .....	64
Figura 30 - Lado a lado o modelo da antena simulada no HFSS e da antena produzida no substrato flexível de Poliamida. ....	65
Figura 31 - Gráficos comparativos das perdas de retorno. ....	66
Figura 32 - O gráfico mostra a impedância característica das antenas em função da frequência. ....	67
Figura 33 - Comportamento da antena quando efetuado uma análise par a par em distâncias crescentes. ....	68
Figura 34 - Parâmetros da segunda antena de poliamida.....	69
Figura 35 - Antenas flexíveis de poliamida. ....	70

Figura 36 - Mostra-se a diferença entre a perda de retorno do modelo simulado e a perda de retorno da antena fabricada. ....	71
Figura 37 - Parâmetros da antena <i>Bow-Tie</i> . ....	71
Figura 38 - Modelo <i>Bow-Tie</i> simulado e o modelo <i>Bow-Tie</i> fabricado. ....	72
Figura 39 - Mostram a comparação entre a perda de retorno da antena simulada e da antena fabricada. ....	73
Figura 40 - Mostra-se as perdas de transmissão par a par (entre duas antenas, $S_{12}$ ) nas distâncias de 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm, respectivamente. ....	74
Figura 41 - Tomógrafo com as antenas fixadas e prontas para medição. ....	76
Figura 42 - Perdas de retorno para medidas efetuadas. ....	77
Figura 43 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX1) ....	78
Figura 44 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX5) ....	79
Figura 45 - Configuração visual entre as antenas transmissoras e receptoras. ....	79
Figura 46 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX2) ....	81
Figura 47 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX4) ....	81
Figura 48 - Configuração visual entre as antenas transmissoras e receptoras. ....	82
Figura 49 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX3) ....	83
Figura 50 - Configuração visual entre as antenas transmissoras e receptoras. ....	83

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultado reportado por Campbell e Land para as propriedades dielétricas de mama feminina.....	23
Tabela 2 - Resultados obtidos por Meaney em 900 MHz in vivo.....	24
Tabela 3 - Classificação de grupos baseados em % de tecido adiposo.....	26
Tabela 4 - Parâmetros da primeira antena de poliamida e seus valores em milímetros.....	64
Tabela 5 - Parâmetros da segunda antena de poliamida e seus valores em milímetros. ....	70
Tabela 6 - Parâmetros da antena <i>Bow-Tie</i> e seus valores em milímetros. ....	72

## LISTA DE SIGLAS

BAVA-D	<i>Balanced Antipodal Vivaldi Antenna with Dielectric Director</i>
CPW	<i>Coplanar Waveguide</i>
CST	<i>Computer Simulation Technology</i>
ETRI	<i>Electronics and Telecommunications Research Institute</i>
ETRI MT	<i>Electronics and Telecommunications Research Institute – Microwave Tecnology</i>
FDG-18	<i>Fludeoxyglucose F 18</i>
HFSS	<i>High-FrequencyStructureSimulator</i>
HFBW	<i>Half-Power Bandwidth</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
MATLAB	<i>MATrixLABoratory</i>
MRS	<i>Mini RadioSolutions</i>
PET-TC	<i>Positron Emission Tomography – Computed Tomography</i>
SMA	<i>SubMiniatureversion A</i>
TSAR	<i>TissueSensingAdaptive Radar</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
VNA	<i>Vector Network Analyser</i>

## LISTA DE SÍMBOLOS

$q_v$	Densidade de carga volumétrica no fio
$V$	Volume do fio
$A$	Área do fio
$L$	Comprimento do fio
$v_z$	Velocidade das cargas no eixo z
$J_v$	Densidade volumétrica de corrente no fio
$J_s$	Densidade superficial de corrente no fio
$q_s$	Densidade superficial de carga no fio
$I_z$	Densidade linear de corrente no eixo z do fio
$q_l$	Densidade linear de carga no comprimento l do fio
$l$	Comprimento de um fio de raio nulo
$\frac{dI_z}{dt}$	Diferencial matemático da densidade superficial de corrente do eixo z em relação ao tempo
$\frac{dv_z}{dt}$	Diferencial matemático da velocidade de cargas no eixo z em relação ao tempo
$a_z$	Aceleração cinética das cargas no eixo z
$D$	Diretividade de uma antena
$U$	Intensidade de radiação
$U_o$	Intensidade de radiação de uma fonte isotrópica
$P_{rad}$	Potência radiada total
$G$	Ganho da antena
$P_{in}$	Potência total de entrada aceita pela antena (considerando perdas)
$G_{abs}(\theta, \phi)$	Ganho absoluto, que leva em conta as perdas de retorno de descasamento
$\eta_o$	Eficiência total da radiação da antena
$Z_c$	Impedância característica da antena
$R_c$	Resistência característica da antena
$X_c$	Reatância característica da antena
$R_L$	Resistência ohmica característica da antena
$R_r$	Impedância radioativa da antena
$P$	Potência da antena
$R\{\}$	Parte real

$V_a$	Tensão de polarização da antena
$I^*$	Conjugado da corrente do circuito
$R_g$	Resistência ôhmica do gerador
$\Gamma$	Coefficiente de reflexão da tensão de entrada dos terminais da antena
$BW$	Banda de feixe
$f_i$	Frequência inicial da banda de feixe
$f_f$	Frequência final da banda de feixe
$f_0$	Frequência central da banda de feixe
$P_L$	É a potência fornecida à antena
$P^+$	É a potência não refletida
$S_{11}$	Perda de retorno de uma antena
$S_{21}$ ou $S_{12}$	Perda de transmissão da antena 1 com uma antena 2
$\epsilon_{eff}$	Permissividade dielétrica efetiva de um material
$S$	Comprimento entre as trilhas de terra da antena
$\epsilon_r$	Permissividade relativa do material
$h$	Espessura do material
$W$	Comprimento da trilha do plano radioativo da antena <i>Bow-Tie</i>
$Z_0$	Impedância de casamento da antena
$K(k)$	É o resultado da integral elíptica completa de primeiro tipo apresentado no capítulo 5
TX	Antena de transmissão
RX	Antena de recepção

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
1.1	TÉCNICAS CONHECIDAS, ESTABELECIDAS E EMPREGADAS PARA DIAGNÓSTICO MÉDICO .....	18
<b>1.1.1</b>	<b>A Mamografia.....</b>	<b>18</b>
<b>1.1.2</b>	<b>PET-TC (Tomografia Computadorizada Por Emissão De Pósitrons – Tomografia Computadorizada).....</b>	<b>19</b>
1.2	IMAGEAMENTO POR RADIAÇÃO DE MICRO-ONDAS .....	20
1.3	OBJETIVOS DA DISSERTAÇÃO .....	21
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>22</b>
2.1	SÉCULO XX .....	22
2.2	SÉCULO XXI .....	25
2.3	ALGUNS EXEMPLOS DE SISTEMAS DESENVOLVIDOS OU PROPOSTOS	27
<b>2.3.1</b>	<b>TSAR.....</b>	<b>28</b>
2.3.1.1	Descrição da Montagem do Sistema .....	28
2.3.1.2	Descrição de Funcionamento .....	30
2.3.1.3	Vantagens.....	30
2.3.1.4	Desvantagens.....	31
<b>2.3.2</b>	<b><i>Balanced Antipodal Vivaldi Antenna Array for Microwave Tomography.....</i></b>	<b>31</b>
2.3.2.1	Descrição da Montagem do Sistema .....	32
2.3.2.2	Vantagens.....	32
2.3.2.3	Desvantagens.....	33
<b>2.3.3</b>	<b><i>Flexible Sixteen Monopole Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection .....</i></b>	<b>33</b>
2.3.3.1	Descrição da Montagem do Sistema .....	34
2.3.3.2	Vantagens.....	35
2.3.3.3	Desvantagens.....	35

<b>2.3.4</b>	<b><i>Preclinical Prototype Development of a Microwave Tomography System for Breast Cancer Detection</i></b> .....	<b>35</b>
2.3.4.1	Descrição da montagem do sistema .....	36
2.3.4.2	Desvantagens.....	37
2.4	CONCLUSÕES DO CAPÍTULO .....	37
<b>3</b>	<b>ANATOMIA DA MAMA.....</b>	<b>38</b>
3.1	FORMATOS DA MAMA .....	38
<b>3.1.1</b>	<b>Mama Saudável .....</b>	<b>38</b>
<b>3.1.2</b>	<b>Mama cancerosa .....</b>	<b>39</b>
3.1.2.1	Definindo maligno e benigno.....	40
<b>4</b>	<b>ANTENAS.....</b>	<b>42</b>
4.1	TIPOS DE ANTENA .....	42
<b>4.1.1</b>	<b>Antenas a Cabo.....</b>	<b>42</b>
<b>4.1.2</b>	<b>Antena de Microfita de <i>Patch</i>.....</b>	<b>42</b>
<b>4.1.3</b>	<b>Antenas Coplanares.....</b>	<b>43</b>
<b>4.1.4</b>	<b>Conjunto de Antenas .....</b>	<b>43</b>
4.2	MECANISMO DE RADIAÇÃO .....	43
4.3	ANTENAS: PARÂMETROS FUNDAMENTAIS.....	45
<b>4.3.1</b>	<b>Diagrama de Radiação .....</b>	<b>45</b>
<b>4.3.2</b>	<b>Regiões de Campo.....</b>	<b>46</b>
<b>4.3.3</b>	<b>Largura de Feixe .....</b>	<b>46</b>
<b>4.3.4</b>	<b>Diretividade e Ganho.....</b>	<b>47</b>
<b>4.3.5</b>	<b>Impedância de Entrada .....</b>	<b>48</b>
<b>4.3.6</b>	<b>Largura de Banda e Perda de Retorno.....</b>	<b>50</b>
<b>5</b>	<b>MÉTODOS E MATERIAIS.....</b>	<b>51</b>
5.1	ESCOLHA DO MATERIAL E SUBSTRATO .....	52
5.2	REGIÃO DA BANDA E O ANALISADOR DE REDE .....	54

5.3	SÍNTESE DAS ANTENAS.....	54
<b>5.3.1</b>	<b>Tipos de antenas escolhidas para análise.....</b>	<b>55</b>
5.3.1.1	Antenas de microfita com <i>patch</i> .....	55
5.3.1.2	Antenas coplanares.....	57
<b>5.3.2</b>	<b>Adendo de materiais usados.....</b>	<b>59</b>
<b>5.3.3</b>	<b>Escolha do fantoma .....</b>	<b>59</b>
<b>5.3.4</b>	<b>Montagem do protótipo.....</b>	<b>60</b>
<b>6</b>	<b>RESULTADOS EXPERIMENTAIS .....</b>	<b>63</b>
6.1	TESTES DAS ANTENAS.....	63
<b>6.1.1</b>	<b>Parametrização, testes no HFSS e experimentos.....</b>	<b>63</b>
6.2	O TOMÓGRAFO.....	75
<b>6.2.1</b>	<b>Resultados da medição do tomógrafo .....</b>	<b>76</b>
6.3	CONCLUSÕES.....	84
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES GERAIS E OBJETIVOS FUTUROS.....</b>	<b>85</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>87</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Trabalhar com processamento de imagem é uma das formas mais eficazes de lidar com tecidos biológicos quando há a necessidade de se observar a suas estruturas internas sem haver algum tipo de dano ou processo invasivo, além de poder prevenir doenças associadas a tais tecidos (MADUREIRA et al., 2010). O Câncer de mama é uma doença em que muito se utiliza técnicas que empregam o processamento de imagem como ferramenta de análise clínica, seja pelo uso da mamografia, ultrassonografia, ou PET-TC (combinação da tomografia por emissão de pósitrons e da tomografia computadorizada).

O tipo de câncer que mais mata mulheres brasileiras é o câncer de mama (CANTINELLI et al., 2006), e a principal forma de combate é a detecção precoce (ARAÚJO DA SILVA & RIUL, 2011). Portanto, o câncer de mama é considerado um importante problema de saúde pública no Brasil, tendo, em 2012, a taxa de 12,1 óbitos por 100 mil mulheres (TOMAZELLI et al., 2017).

Para realizar a prevenção precoce ou detecção do câncer de mama, muitas técnicas de imageamento do tecido são aplicadas e, em algumas mulheres, a observação isolada de exames é suficiente para um bom diagnóstico da paciente. Entretanto, há a possibilidade de haver ainda suspeita em caso de má realização do exame, ou por conta de baixa resolução, ou da eficácia da técnica empregada (BERG et al., 2004), (WA et al., 2010 ). A análise em conjunto de mais de um tipo diferente de técnicas de imageamento para que detectem possíveis focos de tumores na mama mostram um aumento na eficácia do diagnóstico correto realizado pelo mastologista (WA et al., 2010 ).

A mastologia, ramo da medicina que estuda a anatomia mamária, segue, portanto, como uma especialização médica bastante afetada pela imprecisão na reconstrução da imagem da mama (TESSER & D'ÁVILA, 2016). Outro grande problema, na área da mastologia, é a queixa dos pacientes quanto ao estresse físico que algumas técnicas já empregadas geram (JÚNIOR et al., 2006), muitas vezes, provocando o abandono do retorno periódico do paciente devido aos traumas associados aos incômodos físicos durante o processo de exame (KEEFE et al., 1994)

Tais problemas enfrentados viabilizam a procura por novos meios que possam complementar o diagnóstico e melhorar a ergonomia e diminuição do estresse físico da paciente examinada. A técnica de Imageamento por Micro-ondas baseada em Radar para tecidos biológicos é uma técnica já estudada há décadas e, em algumas instituições, já

empregada em fase pré-clínica (KWON & LEE, 2016), como uma opção complementar e menos estressante para pacientes.

## 1.1 TÉCNICAS CONHECIDAS, ESTABELECIDAS E EMPREGADAS PARA DIAGNÓSTICO MÉDICO

No Brasil, através da rede pública de saúde, os pacientes são recomendados, primariamente, a fazer o autoexame das mamas como protocolo preventivo, e, em caso de alguma anormalidade detectada pelo paciente, o mesmo deve ir ao encontro de um especialista (ALBERTO et al., 2002). Salvo guarda quando tais pacientes possuem histórico familiar de câncer (predisposição genética, considerado o grupo de risco elevado), sendo recomendada a primeira mamografia por volta dos 30-35 anos (ARAÚJO DA SILVA & RIUL, 2011), além de exames periódicos para os de idade mais avançada (BATISTON et al., 2009).

Como atenção secundária para pacientes que possuem suspeita clínica de câncer, o protocolo a seguinte é o encaminhamento para a execução de exames clínicos que usam técnicas com o uso de processamento de imagem como um mecanismo de exame médico. Para mulheres com menos de 35 anos, o procedimento recomendado é o uso da ultrassonografia das mamas, já para as mulheres acima de 35 anos, a mamografia é o exame de mais incidência e recomendação, a partir dos 40 anos de idade, a mulher é indicada a fazer mamografia a cada dois anos e, após os 50, a ultrassonografia em conjunto com a mamografia positiva ou negativa é recomendado anualmente (ARAÚJO DA SILVA & RIUL, 2011).

### 1.1.1 A Mamografia

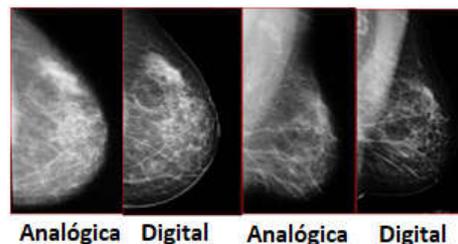
É a principal e mais recomendada forma de exame preventivo clínico para pacientes, e é usada a técnica da radiografia por raios X (KWON & LEE, 2016). Há duas modalidades que utilizam o mesmo princípio de funcionamento, porém divergem quanto à tecnologia empregada no processamento de imagem.

A mamografia por tela-filme, ou mamografia convencional, entre as duas, é mais barata e mais antiga, porém mais suscetível a erro no processamento de imagem, aproximadamente 20% das imagens formadas são consideradas descartáveis e inviáveis para análise (IARED et al., 2011). A mama é comprimida por duas placas, já que os raios X empregados para formação da imagem possuem, propositadamente, menor intensidade radioativa que o

processo de radiografia convencional e, portanto, é mais difícil para os raios atravessarem o tecido biológico com essa menor intensidade. A imagem, então, é gravada em filmes radiográficos (IARED et al., 2011).

A mamografia digital (ou computadorizada) se diferencia da convencional apenas na composição da imagem captada, ela é automaticamente convertida em sinais digitais e armazenada em um computador e exibida em telas conectadas ao computador de armazenamento. A mamografia digital tem a vantagem de ter a imagem facilmente processada por programas computacionais que consigam acelerar e melhorar o processo de formação e visualização da imagem capturada, aumentando o contraste, ou melhorando as delimitações de contorno das estruturas internas do tecido biológico (IARED et al., 2011), a figura 1 mostra a diferença de nitidez entre as imagens obtidas por uma mamografia por filme (analógica) e a digital.

Figura 1 - Diferença de qualidade da imagem entre a Mamografia Convencional (analógica) e a Mamografia Digital.



Fonte: <http://www.radioinmama.com.br/dadostomossintese.html>.

### 1.1.2 PET-TC (Tomografia Computadorizada Por Emissão De Pósitrons – Tomografia Computadorizada)

O PET é um exame avaliativo por uso de imagem que observa o comportamento do metabolismo das estruturas analisadas, tais como osso, músculo, fígado, etc. Junto com tomógrafos computadorizados, permite-se cruzar as informações das imagens metabólicas (do PET) com as anatômicas (da tomografia computadorizada), por isso a junção dos nomes.

Em alguns casos, o uso do PET-TC também é usado, porém, não se recomenda o uso da técnica para pacientes em estágio inicial, pela baixa sensibilidade do dispositivo em detectar lesões pequenas, mas acaba sendo fundamental em estágios mais avançados do câncer, como na localização da metástase (ARZTEGUI et al., 2017). O PET-TC precisa da inserção endovenosa do líquido radiofármaco FDG-18, que nada mais é que uma composição em baixa

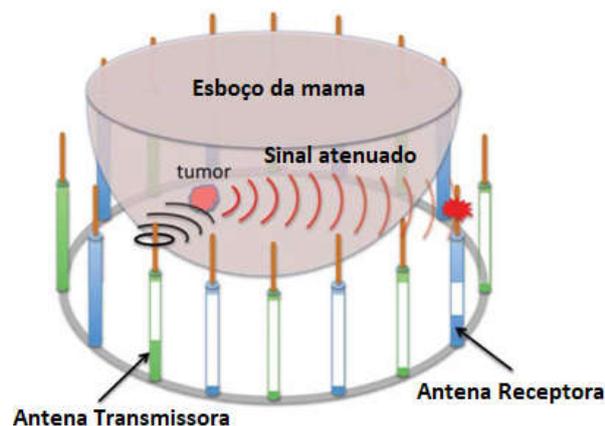
dose de um líquido radio-ativador, o flúor 18, em conjunto com glicose. A inserção desse fármaco ocorre pela capacidade do tomógrafo captar o radio-ativador, contido no radiofármaco, e em doses baixíssimas e seguras para o corpo humano. A adição da glicose é feita devido ao grande consumo energético que a maioria das células cancerosas exerce quando já presentes na mama (AROSZTEGUI et al., 2017).

## 1.2 IMAGEAMENTO POR RADIAÇÃO DE MICRO-ONDAS

O imageamento por micro-ondas é uma técnica não invasiva, com radiação não-iônica, indolor e, como já há décadas de estudo acadêmico estabelecido na área (MOHR, 2016), há padrões estabelecidos para que não ocorra nenhum tipo de dano ao corpo humano (FOSTER, 2001) e (MADJAR, 2016). No imageamento por micro-ondas, a radiação é emitida em direção ao tecido biológico e parte da radiação incidente que consegue penetrar no tecido e atingir partes internas dele é retro-espalhada e enviada a um ponto receptor, no caso, uma antena receptora usada para a captura do sinal de retorno.

E, portanto, através da radiação retro-espalhada, torna-se possível medir a localização de possíveis nódulos, tumores e calcificações dentro do tecido biológico, sendo assim chamado também de técnica de imageamento por micro-ondas baseado em radar. Entretanto, para saber como utilizar a técnica, é de fundamental importância conhecer as diferenças entre as propriedades dielétricas características de tecidos biológicos e de todo o meio que o compõe para saber caracterizar o objeto captado pelo radar (MOHR, 2016), a figura 2 ilustra o mecanismo de comportamento do retro-espalhamento.

Figura 2 - Exemplo de retro-espalhamento



Fonte: <http://plato.fea.ugent.be/mijnscripties/export1.jsp?nr=15120&view=ntpPD>.

### 1.3 OBJETIVOS DA DISSERTAÇÃO

Como objetivo geral, é proposto neste trabalho o desenvolvimento de um protótipo de tomógrafo na faixa micro-ondas com a capacidade de caracterização de tecidos biológicos através da reconstrução de imagens. Dando ênfase ao câncer de mama.

Quanto a objetivos específicos, o trabalho é composto de:

- Revisão bibliográfica sobre propriedades dielétricas de tecidos mamários malignos;
- Revisão bibliográfica de projetos de antenas e sistemas experimentalmente aplicados ou teoricamente propostos que seguem o mesmo viés de estudo de tomografia por micro-ondas;
- Comparar dados das antenas propostas em revisões bibliográficas com simulações no mesmo ambiente sugerido para comprovar se há adequação ao sistema proposto neste trabalho;
- Simulação, adaptação e produção de antenas compatíveis com a faixa de frequência sugerida para estudo nos meios do ar e do fantoma;
- Adaptação de um modelo experimental de um sistema tomográfico com análise de um fantoma proposto em literatura;

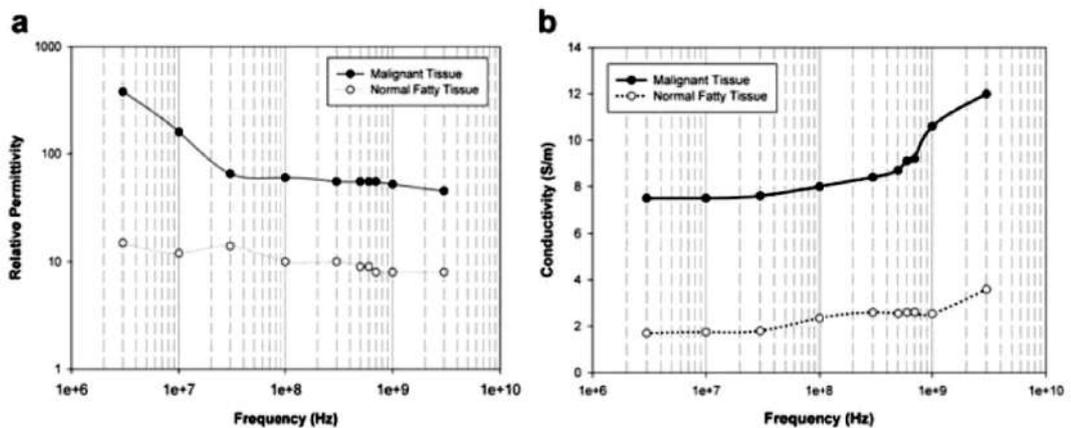
## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Ao longo da revisão, foram exploradas referências que utilizaram dados que se aproximem e respaldem a proposição do projeto inicial, ou seja, foram fatores determinantes para análise: a faixa de frequências de estudo que compreendessem e corroborassem com a faixa estipulada para o trabalho elaborado como em (FOSTER, 2001), materiais de substratos possíveis de trabalhar com as limitações do laboratório e composições geométricas mais realistas com uma construção experimental de um sistema tomográfico.

### 2.1 SÉCULO XX

Ao longo de mais de três décadas, foram efetuados diversos estudos sobre as propriedades dielétricas de tecidos biológicos dos mais diversos órgãos humanos, saudáveis ou com alguma patologia (GABRIEL C, 1996; GABRIEL C et al., 1996a; GABRIEL S. et al., 1996b & GABRIEL S. et al., 1996c). Focado apenas no estudo da mama, um dos primeiros foi, em 1984 (CHAUDHARY et al., 1984), medindo as propriedades dielétricas dos tecidos das mamas normal e cancerígena, em ex vivo (fora do corpo), no intervalo de 3MHz a 3GHz, na temperatura de 25°C. Os resultados obtidos levaram Chaudhary et al. a concluir e evidenciar uma diferença nas propriedades dielétricas de tecidos de mamas humanas dentro da faixa de frequência analisada, como mostrado na figura 3, com destaque nas frequências abaixo de 100 MHz, onde foi vista mais discrepância. Acabou firmando-se como um primeiro banco de dados para estudos posteriores na área.

Figura 3 - Gráficos obtidos por Chaudhary et al.



Fonte: CHAUDHARY et al. (1984).

(a) é permissividade relativa e (b) é a condutividade de um tecido saudável e um tecido com câncer. Faixa de frequência entre 3 MHz e 3 GHz.

Oito anos depois, em 1992, Campbell e Land usaram 3,2 GHz como frequência para análise de mama feminina (CAMPBELL & LAND, 1992). O objetivo do estudo era prover informações detalhadas nessa frequência exata, para o uso de termografia em micro-ondas. Em Campbell e Land, foi o foco da análise: o tecido adiposo, tecido normal da mama, o tumor benigno na mama, e o maligno. Concluíram que, de fato, há diferença significativa entre o tecido normal e o tecido com tumor (independentemente se maligno ou benigno) quanto as suas propriedades dielétricas, como mostrado na tabela 1:

Tabela 1 - Resultado reportado por Campbell e Land para as propriedades dielétricas de mama feminina

<b>Tipo de tecido</b>	<b>Permissividade relativa</b>	<b>Condutividade (S/m)</b>	<b>Porcentagem de água</b>
<b>Tecido Adiposo</b>	2,8-7.6	0,54-2,9	11-31
<b>Tecido sadio</b>	9,8-46	3,7-34	41-76
<b>Tecido benigno</b>	15-67	7-49	62-84
<b>Tecido maligno</b>	9-59	2-34	66-79

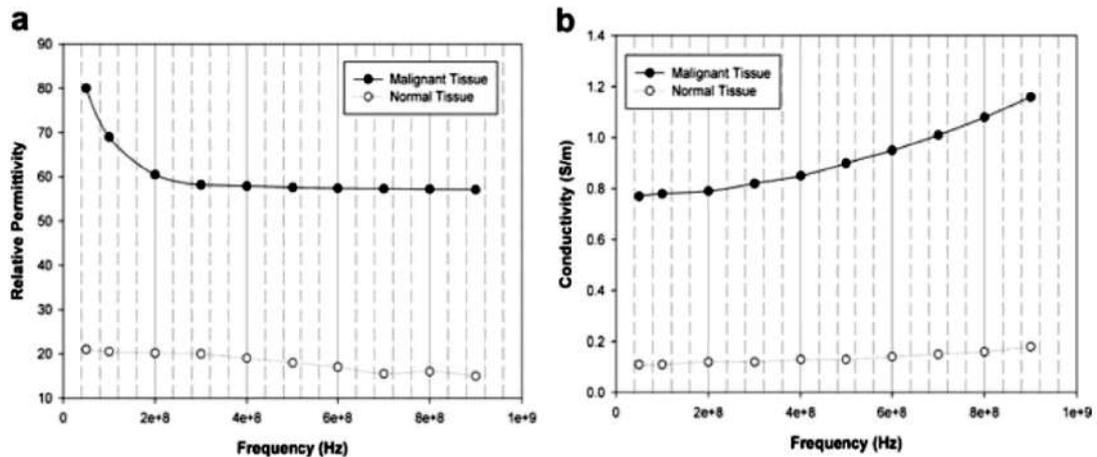
Fonte: O Autor (2018).

Porém, concluiu-se também que a mesma coisa não pode ser dita sobre a diferença das propriedades dielétricas entre o tecido com tumor maligno e o com o tumor benigno e, talvez, não possam ser diferenciadas apenas pelo uso das propriedades dielétricas.

Anos após, em 1994 Joines et al. e Meaney et al. em 2000, usaram frequências próximas para composição de seus respectivos estudos, enquanto Joines et al. analisou numa região de espectro variando de 0 à 900 MHz, Meaney et al. fixou a frequência de 900 MHz para análise dos dados e usou um protótipo de tomógrafo por micro-ondas. Tanto Joines et al. quanto Meaney et al. mediram as propriedades dielétricas de tecidos de mamas normais, embora só o primeiro tenha medido de mamas com tumor maligno. Joines et al. foi realizado com material ex vivo, já Meaney et al. foi realizado com material in vivo (ou seja, não houve extração de tecido do corpo do paciente) (JOINES et al., 1994) e (MEANEY et al., 200).

O primeiro estudo, Joines et al., concluiu que, durante o intervalo de frequência, houve significativa diferença entre os tecidos normais e malignos, próximo de 233%) para a permissividade elétrica e 577% para a condutividade, como mostrado nos gráficos a e b da figura 4.

Figura 4 - Resultados obtidos por Joines et al.



Fonte: JOINES et al. (1994).

(a) representa a diferença de permissividade relativa e (b) a condutividade. Faixa de frequência entre 50 e 900 Mhz.

Já o segundo estudo (MEANEY et al., 2000), em 900 MHz, observou-se que a permissividade para tecidos de mama normais tiveram resultados muito maiores que aos de 900 MHz feito por Joines et al., como mostrado na tabela 2. A variação, entretanto, não aproximava significativamente os valores das mamas normais com os valores das mamas com tumor maligno. Meaney et al. procurou expor também a possível relação entre o valor da média da permissividade elétrica e a densidade radiográfica do tecido, visto que pacientes dos estudos que foram catalogados com alta quantidade de gordura (tecido adiposo), tiveram resultados diferentes dos demais pacientes, resultando em valores heterogêneos. Os pacientes com mais gordura apresentaram média de permissividade relativa de 31, enquanto os heterogêneos variavam entre 35 e 36.

Tabela 2 - Resultados obtidos por Meaney em 900 MHz in vivo.

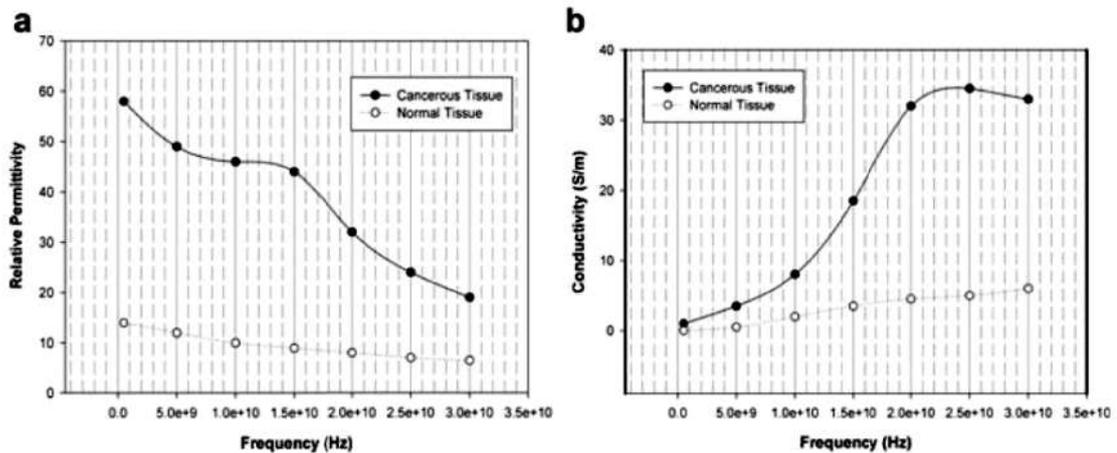
Paciente	Idade	Permissividade relativa média	Condutividade média (S/m)
1	76	17,22 ± 11,21	0,5892 ± 0,3547
2	57	31,14 ± 4,35	0,6902 ± 0,3650
3	52	36,44 ± 6,24	0,6869 ± 0,3156
4	49	35,43 ± 3,93	0,5943 ± 0,3841
5	48	30,85 ± 7,22	0,6350 ± 0,3550

Fonte: O Autor (2018)

## 2.2 SÉCULO XXI

No início da primeira década, em 2004, Choi et al. mediu e comparou as propriedades dielétricas do tecido da mama junto com linfonodos (em metástase e saudáveis), a faixa de frequência foi de 0,5 a 30 GHz, e é evidenciado a diferença entre os tecidos, como mostrado na figura 5:

Figura 5 - Resultados obtidos por Choi et al.



Fonte: CHOI et al (2004).

Mostra as diferenças entre a permissividade relativa (a) e a condutividade (b) entre tecidos saudáveis e tecidos com câncer.

Um dos mais recentes e mais bem estabelecidos estudos também ocorre na primeira década deste século, em 2007 (LAZEBNIK et al., 2007b). O estudo considerou as análises anteriores pouco criteriosas, com baixo espaço amostral de pacientes, limitados tipos de tecidos examinados e baixa região espectral de análise (abaixo dos 3.2 GHz). A principal mudança efetuada foi na separação de estudos para tecidos normais e tecidos cancerígenos. O primeiro da série de dois estudos, (LAZEBNIK et al., 2007a), se concentrou em apenas examinar tecidos saudáveis. Mudanças na coleta e categorização dos dados foram implementadas, usaram, como fonte de tecidos mamários saudáveis, amostras de tecidos de mama que foram removidos por cirurgia de redução de mama. Agora, cada tecido coletado era categorizado mediante a quantidade de tecido adiposo, glandular e fibroglandular que a amostra contivesse.

O estudo classificou três diferentes grupos e expandiu o espaço amostral para um total de 354 pacientes, tal como mostra a tabela 3.

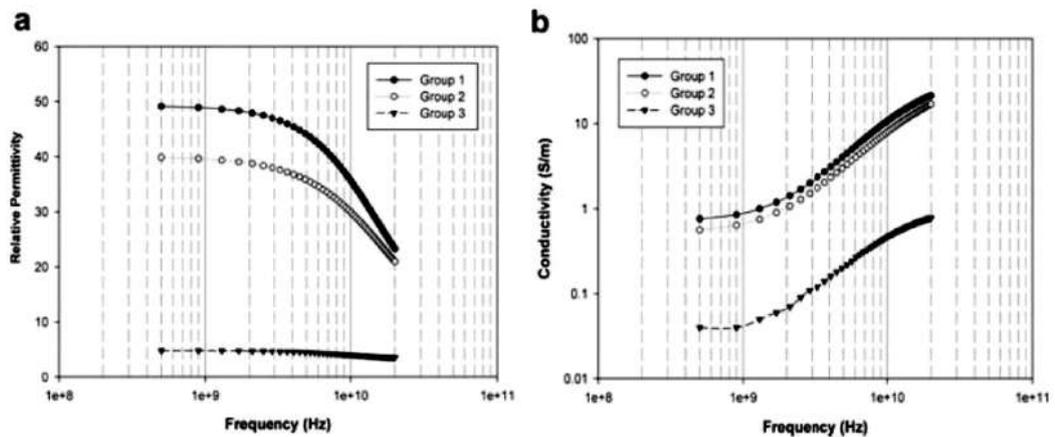
Tabela 3 - Classificação de grupos baseados em % de tecido adiposo

Grupo #	% de tecido adiposo	Quantidade de pacientes
1	0-30	99
2	31-84	84
3	84-100	171

Fonte: O Autor (2018).

Através do uso de equações Cole-Cole foi feito para o ajuste gráfico dos valores da permissividade média e da condutividade. A figura 6 mostra os gráficos a e b obtidos.

Figura 6 - Resultados gráficos de Lazebnik et al, 2007a



Fonte: LAZEBNIK et al (2007a).

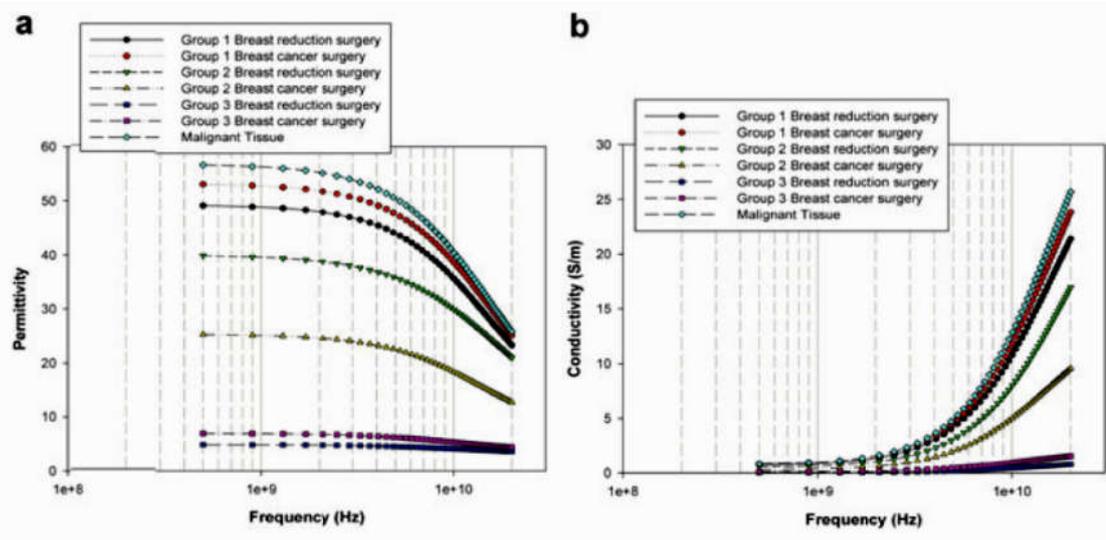
Os gráficos mostram a discrepância entre as permissividades relativas de cada grupo (a) e entre as condutividades de cada grupo (b).

Como é possível perceber pelo gráfico, Lazebnik et al. conseguiu evidenciar uma variação muito heterogênea para cada categoria de grupo estudado, validando a importância primordial da concentração de tecido adiposo, próximo do que sugeriu Meaney et al. (MEANEY et al., 2000). A razão para os outros estudos prévios não terem constatado esses resultados tão heterogêneos é o fato de que os tecidos coletados foram de regiões ao redor da região do tumor, e não de dentro da região do tumor, como estudado por ele mesmo (LAZEBNIK et al., 2007a). Ou seja, tumores ocorrem frequentemente no tecido glandular, que possuem maior concentração adiposa do que a área que envolve a região típica do tumor.

Posteriormente, junto com a classificação do primeiro estudo, o segundo estudo (LAZEBNIK et al, 2007b) considerou outros tecidos, dessa vez usando tecidos de mama com tumor maligno e com benigno. Mais uma vez, expandiu o espaço amostral de pacientes e

aumentou a banda de frequência da varredura indo de 0,5 a 20 GHz. Os gráficos dos resultados obtidos são mostrados pela figura 7.

Figura 7 - Resultados gráficos do segundo estudo de Lazebnik et al, 2007b



Fonte: LAZEBNIK et al (2007b).

Agora, aglutinando todos os grupos e os dois tipos de tecidos, saudável e com câncer. Os gráficos mostram a diferença de permissividade relativa (a) e condutividade (b) entre cada classificação.

Lazebnik et al., 2007b, constatou uma diferença de 10% para a condutividade dos tecidos saudáveis para os tecidos malignos e 8% para a permissividade média, em 5 GHz. Esses resultados mostram uma concordância quanto à existência de diferença nas propriedades dielétricas entre o tecido saudável e o cancerígeno, tal como explicitado previamente (CHAUDHARY et al., 1984) e (JOINES et al., 1994). A redução na porcentagem da diferença, quando comparado com os estudos passados, ocorre exatamente pelo maior rigor no critério de ajuste das densidades de tecido adiposo nas regiões de estudo.

Esse cenário heterogêneo nas propriedades dielétricas, mostra uma gama de possibilidades e desafios com perfis mais definidos para o imageamento com uso de micro-ondas (LAZEBNIK et al., 2007a e 2007b).

### 2.3 ALGUNS EXEMPLOS DE SISTEMAS DESENVOLVIDOS OU PROPOSTOS

A necessidade de novos meios menos invasivos e danosos que complementem o diagnóstico médico faz com que novas técnicas laboratoriais para detecção e monitoramento de mudança de comportamento de tecidos biológicos ganhem espaço em grupos de pesquisa

(MOHR, 2016). O câncer de mama, por exemplo, usa como técnica padrão de imageamento a radiografia por raios X (mamografia), um processo de radiação danoso ao corpo humano, dado sua capacidade ionizante.

A ideia dos novos sistemas propostos nessas últimas décadas, que se utiliza de imageamento por micro-ondas, é justamente diminuir a periculosidade de dano causado pelos métodos atuais. Além disso, o barateamento de materiais necessários de produção, quando comparados aos maquinários de raios X, ou então a redução do incômodo físico associado ao processo de captura de dados, ou a diminuição de novos e repetidos exames.

Outra grande vantagem do uso da tomografia por micro-ondas é que há uma maior capacidade de sensibilidade no processamento de imagem, visto que na faixa micro-ondas, os tumores possuem um maior contraste do que nas faixas utilizadas para raios X (MOHR, 2016), embora necessite geralmente de mais poder computacional.

Por fim, foi procurado estudar um compilado de sistemas de tomografia por micro-ondas para revisão de literatura, e elucidação de ideias cabíveis a realidade do estudo sugerido, segue então, os observados como de maior interesse.

### **2.3.1 TSAR**

O sistema conhecido como TSAR, ou, em tradução livre, radar adaptativo de sensoriamento em tecido (BOURQUI et al., 2012). Foi projetado e realizado no Departamento de Engenharia Elétrica da universidade canadense de Calgary.

O grupo nomeou o sistema como um sistema multi-estático, com apenas um único acoplamento de antena que realiza a leitura por reflexão de campo atenuado. O termo multi-estático, nesse caso, é referido para explicitar que, embora haja capacidade de movimento da única antena na rotação para leitura do objeto de estudo in vivo, ainda há a necessidade de efetuar a leitura de maneira estática. Ou seja, com a antena parada no local e ângulo escolhido para coleta de amostra. Já nos demais sistemas, o termo multi-estático é usado para sistemas de múltiplas antenas fixas, mas que se localizam em regiões diferentes do objeto de estudo.

#### **2.3.1.1 Descrição da Montagem do Sistema**

O sistema consiste de uma cama horizontalmente disposta sobre um tanque cilíndrico preenchido de óleo de canola. A mulher a ter a mama medida deita-se com o peitoral contra a

mesa e uma das mamas é colocada em um orifício circular feito na mesa, como mostrado na figura 8, que se conecta com o tanque cilíndrico preenchido com o óleo de canola.

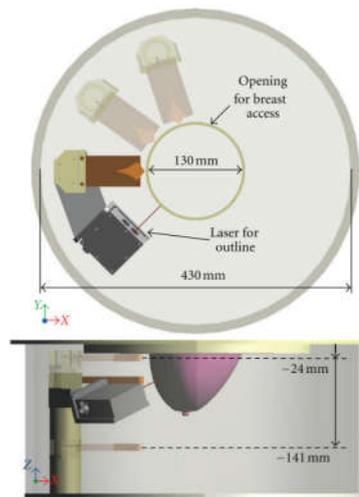
Figura 8 - Estrutura criada para teste com paciente, usando o TSAR.



Fonte: BOURQUI et al. (2012).

O óleo, por sua vez, é usado para possibilitar o casamento de impedância entre a pele da mama e o sensor atrelado ao braço mecânico, que possui a antena e um laser, laser esse que verifica e grava o contorno externo da mama analisada. O óleo de canola possui permissividade relativa de 2,5, com condutividade abaixo de 0,04 S/m, para até 12 GHz.

Figura 9 - Desenho do sistema proposto para o TSAR, com vista por cima e em perfil.



Fonte: BOURQUI et al. (2012).

O braço, que carrega a antena e o laser, percorre todo o eixo lateral do cilindro em 360°, o laser, por sua vez, faz movimentos verticais (eixo z do cilindro), essa região vertical de varredura estende-se de 24 mm a 141 mm abaixo do topo da tampa do tanque cilíndrico, como

mostrado na figura 9. A abertura da tampa possui 130 mm, enquanto a abertura para o sensor do laser se localiza a 70 mm do centro de abertura da tampa, para evitar o contato com a pele da mama. Para monitorar o procedimento, uma câmera é colocada ao lado do tanque ligada à tela de controle do operador.

### 2.3.1.2 Descrição de Funcionamento

Medidas em micro-ondas são coletadas através de uma antena de projeto personalizado. No TSAR, foi utilizada uma antena Vilvaldi antipodal balanceada com um diretor (BAVA-D) com uma largura de banda de 2,4 GHz até 18 GHz. A função desse diretor é estreitar o feixe a fim de concentrar mais energia que incidirá a mama, possibilitando uma maior penetração do campo incidido. Como o sistema é usado no domínio da frequência, as medidas são efetuadas por um analisador de rede. Para transformação dos dados do domínio da frequência para o domínio do tempo, o sistema se utiliza de um processo de ponderação com o espectro do pulso Gaussiano diferenciado, obtido pela seguinte expressão:

$$V(t) = V_0 * (t - t_0) * \exp\left(-\frac{t-t_0}{\tau}\right), \quad (2.1)$$

onde  $V_0$  é usado para ajustar a amplitude do pulso,  $\tau = 62,5 \text{ ps}$ , e  $t = 4\tau$ .

### 2.3.1.3 Vantagens

A vantagem do sistema em relação aos mais comuns na literatura, que utilizam uma única antena estática de captura de sinal, é a capacidade de varredura do objeto de estudo em diversas localizações estratégicas, nos mais diversos ângulos, dentro das limitações do sistema. Essa capacidade de mobilidade do sistema gera uma maior quantidade de dados e facilita o processamento através de um maior conhecimento topológico da mama.

A fonte de laser no braço giratório, por sua vez, fornece conhecimento prévio do formato da mama através de um mapeamento óptico, e gera mais dados para o algoritmo de delimitação das regiões de contorno entre a mama e o óleo de canola.

Como não há múltiplas antenas para captura, não há necessidade do uso de *switch* para o analisador de rede usado, pois não há processamento de múltiplos sinais, tornando a aparelhagem mais barata.

O grupo já comparou e conseguiu aferir resultados promissores com a simulação, teste com fantoma e teste com paciente, embora ainda precise de algum aperfeiçoamento para melhores resultados com o paciente.

#### 2.3.1.4 Desvantagens

Na composição do sistema, usa-se apenas uma antena, e mesmo que haja a capacidade de posicionamento e deslocamento do braço de captura, isso torna o sistema mais lento que outros sistemas que utilizam múltiplas antenas. Uma das principais ideias iniciais de imagear usando micro-ondas é a diminuição do tempo de coleta de medidas, o sistema em questão leva cerca de 30 minutos (BOURQUI et al., 2012), contando a calibração obrigatória e a medida da mama.

A aparelhagem deve ser precisa em sua parte mecânica, como há necessidade de sempre fazer a calibração do sistema antes de cada coleta de dados dos objetos de estudo, os mecanismos de deslocamento e variação vertical dos sensores devem funcionar sob certos critérios de intervalos de erros aceitáveis, ou seja, erros serão sempre gerados pela imprecisão natural do sistema, já que, para calibrar, é necessário sempre efetuar duas rodadas de medidas, uma sem a amostra, sendo o tecido real ou o fantoma, e outra com a amostra, usando o posicionamento idêntico dos sensores usados em ambas as coletas.

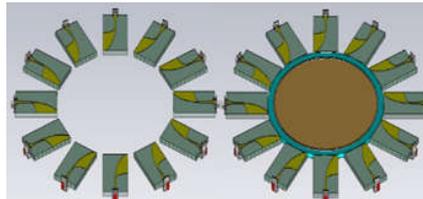
#### ***2.3.2 Balanced Antipodal Vivaldi Antenna Array for Microwave Tomography***

O *Balanced Antipodal Vivaldi Antenna Array for Microwave Tomography* (em tradução livre: conjunto de antenas Vivaldi antipodais balanceadas para tomografia por micro-ondas) foi elaborado por um grupo de pesquisa londrino, da escola de Ciências Matemáticas e Naturais da *King's College* de Londres (SYED et al., 2014). O sistema é montado por uma composição de múltiplas antenas, através do uso de doze antenas Vivaldi antipodal balanceadas, que servem para a realização de tomografia por micro-ondas. Os efeitos de casamento foram medidos com e sem o uso de um fantoma dentro do intervalo de frequência de 0,5 a 5 GHz.

### 2.3.2.1 Descrição da Montagem do Sistema

O conjunto de antenas usadas na elaboração do sistema é composto por doze antenas com 30 graus de separação entre os elementos adjacentes. Elas são dispostas lateralmente em uma cuba semi-esférica, próximas à lâmina de corte da entrada do objeto de estudo. A cuba possui um raio de 104 mm, com cada antena equidistante do centro do hemisfério, como mostrado na figura 10 e figura 11.

Figura 10 - Esquema do sistema elaborado visto por cima, sem a cuba.



Fonte: SYED et al. (2014).

Figura 11 - Visão tridimensional do sistema



Fonte: SYED et al. (2014).

O sistema foi simulado em *CST Microwave Studio*, um programa com ferramentas especializadas em simulações 3D de componentes em altas frequências.

A antena proposta tem duas camadas de substrato de *RT/duroid 6002* com permissividade relativa de 2,94, os componentes metálicos da antena são compostos por cobre recozido, a antena é excitada por uma porta de guia de onda coaxial com conector SMA. O plano de aterramento e o *patch* têm o mesmo perfil de curvas, mas na direção oposta, quando relacionados um ao outro.

### 2.3.2.2 Vantagens

É um sistema composto por múltiplas antenas, o que possibilita um fluxo maior de dados coletados, além de uma abrangência maior varredura de sinal, dado que a composição

de antenas circunda a cuba e consegue incidir o sinal de maneira mais distribuída no objeto de estudo, seja um fantoma, ou tecido biológico, possivelmente diminuindo o tempo de medida.

### 2.3.2.3 Desvantagens

A geometria do *design* do sistema limita o formato do objeto a ser medido, tornando um sistema mais dedicado e menos adaptável a formatos diversos. Também fixa as antenas em uma composição rígida, não havendo flexibilidade das antenas e limita posicionamento delas.

A presença de múltiplas antenas gera duas alternativas de medição, o uso de switch com o analisador de redes, ou a coleta manual de cada antena para o processamento dos dados coletados, o *switch* gera encarecimento do sistema, já a coleta manual torna o sistema mais lento e, portanto, menos eficiente, embora venha a baratear a medição. O material do substrato não é dos mais fáceis para se encontrar no mercado brasileiro.

O grupo ainda não possui um algoritmo de reconstrução no momento do artigo, só mostrando um protótipo para a irradiação e leitura dos sinais das antenas, sem processar a imagem dos sinais de leitura.

### ***2.3.3 Flexible Sixteen Monopole Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection***

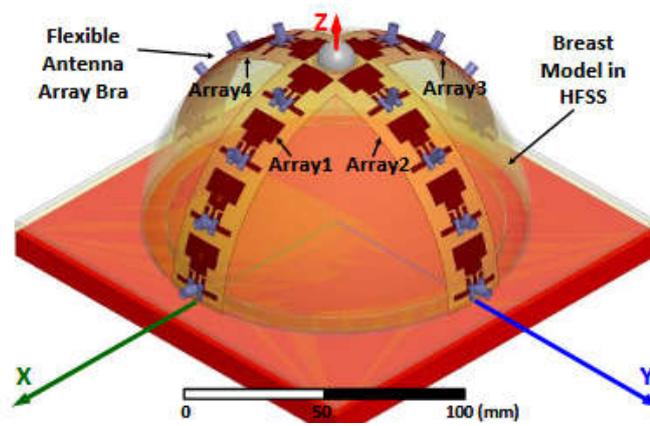
Ao contrário dos demais sistemas apresentados, este sistema proposto, como o próprio título induz (em tradução livre: conjunto de dezesseis antenas monopolos flexíveis para detecção de câncer mamário por micro-ondas), utiliza-se de antenas flexíveis para captura de medidas. A ideia proposta é de aperfeiçoar a captura ao deixar a antena em contato direto com as camadas de tecidos biológicos, afim de uma maior penetração do sinal irradiado, ou seja, evitar maiores reflexões causados por não homogeneidades dentro do meio biológico estudado, além das reflexões causadas por mudanças de meios por (BAHRAMI et al., 2014).

Permitir a flexibilidade das antenas requer, também, reduzir as dimensões das antenas, para fim de reduzir problemas que envolva dobrá-las, o que promove uma diminuição do erro associado com o posicionamento das antenas (BOURQUI et al., 2010). Foram utilizadas antenas monopolo, dado a estrutura simples e as suas propriedades de banda-larga, o que torna a antena de fácil fabricação.

### 2.3.3.1 Descrição da Montagem do Sistema

O sistema é composto por um conjunto de antenas flexíveis monopolos de UWB, operando na faixa de 2 GHz a 5 GHz, num formato de sutiã, como mostra a figura 12. O sistema fora inicialmente modelado e simulado em 3D no HFSS, modelando o meio não homogêneo do tecido biológico, a fim de capturar o real comportamento da antena na proximidade do meio estudado, seja a mama ou um fantoma.

Figura 12 - Desenho proposto do sistema elaborado por Bahrami



Fonte: BAHRAMI et al. (2014).

Para tanto, o meio biológico estudado foi simulado seguindo três parâmetros elétricos: permissividade relativa, perda tangencial e densidade de massa. O meio não homogêneo, modelado em HFSS, é composto por multicamadas, incluindo pele, gordura, glânde e músculo. A perda dielétrica quantifica dissipação dielétrica inerente quando o meio dielétrico interage com onda eletromagnética (HUANG, 2012). A densidade de massa é necessária para o cálculo de taxa de absorção específica média (MADJAR, 2016).

Os substratos usados para a fabricação da antena seguem a proposta de serem tão flexíveis e maleáveis quanto possível, para uma boa adequação do formato do meio estudado (no caso, a mama). Foi usado um tipo de poliamida Kapton. A antena é conectada a uma linha de transmissão de 50 Ohms de impedância sobre o intervalo de frequência desejado, enquanto é alimentada com um conector SMA. A profundidade de transmissão é calculada pela antena enquanto em contato com a mama. As dimensões da antena foram otimizadas para atingir coeficientes de reflexão, ou perda de retorno ( $S_{11}$ ), abaixo de -10 dB para todo o intervalo da frequência de interesse.

A taxa de absorção específica média foi usada como parâmetro para assegurar que não houvesse dano ao tecido, nas simulações efetuadas, fora percebido que, ao atingir potência maior que 2.6 mW por cada antena no conjunto de antenas dentro do intervalo de frequência estabelecido, valores maiores poderiam causar dano no tecido da mama pelas especificações (MADJAR, 2016).

#### 2.3.3.2 Vantagens

É um sistema de múltiplas antenas flexíveis, o que permite o sistema estar em contato direto com o tecido, além de adaptar ao formato desejado do tecido requerido para medida.

O modelo da antena é simples e de fácil fabricação (antena monopolo), o que permite uma fácil reprodução de sua geometria.

#### 2.3.3.3 Desvantagens

A presença de múltiplas antenas gera duas alternativas de medição, uma é o uso de *switch* com o analisador de redes, ou então a coleta manual de cada antena para o processamento dos dados coletados, o *switch* gera encarecimento do sistema, já a coleta manual torna o sistema mais lento e, portanto, menos eficiente, embora venha a baratear a medição.

O sistema também não possuía, até a data da publicação, nenhum algoritmo de reconstrução, e estava apenas em teste simulado, precisando ser ainda aperfeiçoado pelo grupo.

### **2.3.4 Preclinical Prototype Development of a Microwave Tomography System for Breast Cancer Detection**

ETRI MT (Instituto de Pesquisa de Eletrônicos e Telecomunicações, em tradução livre) é o grupo responsável pelo ETRI MT *System*, que consiste num sistema multi-estático de antenas fixas em torno de uma câmara-receptáculo. Essa câmara tem, por sua vez, uma estrutura fixa análogo ao TSAR, ao contrário do grupo canadense, esse sistema possui múltiplas antenas e não há leitura óptica no processo de reconstrução do meio medido. É produzido pelo grupo coreano ETRI, que é um grupo de pesquisa na área de informação e tecnologia da comunicação.

### 2.3.4.1 Descrição da montagem do sistema

Em uma cama plana, com um orifício que serve de entrada para a mama, numa câmara onde as antenas ficam situadas para o processo multi-estático de captura de dados. A câmara possui um conjunto de 16 antenas monopolos circundando o seu formato cilíndrico, na base da câmara. Cada monopolo consiste de um cabo coaxial semirrígido de, aproximadamente, 24 mm de comprimento. As antenas operam na faixa de 500 MHz até 3 GHz. Um líquido para casar a impedância do meio com o alimentador é utilizado, o que permite também, as dimensões citadas para a antena e o comprimento de onda proposto para sua radiação. O líquido utilizado para casamento tem propriedades dielétricas similares ao do seio humano, é uma solução de propileno glicol em água destilada, o que ajuda a reduzir as reflexões da superfície da mama (SON et al., 2010). A figura 13 mostra a composição da montagem física dos aparelhos do sistema.

Figura 13 - Sistema ETRI



Fonte: SON et al. (2010).

O conjunto de antenas podem se mover no plano vertical da câmara, com passos de 20 mm em ordem de capturar diferentes planos de imagem. E o diâmetro da zona de imageamento é de 14 mm dentro do conjunto de antenas, essa zona é a área onde a mama fica para a captura de medidas.

Cada antena é usada individualmente como transmissora, enquanto, ao mesmo tempo, as outras 15 operam como receptoras de sinal. O que gera um total de 240 capturas coerentes em cada frequência de análise, para cada plano de análise requerido. A potência de transmissão é de 10 dBm para cada antena (SON et al., 2010).

#### 2.3.4.2 Desvantagens

É composto por antenas fixas, não há capacidade de moldar o formato ao corpo que deseja ser estudado, além, também, de necessitar de um líquido para poder casar a interface entre o alimentador e o tecido biológico.

O formato coaxial semirrígido das antenas não é de fácil reprodução em laboratório, diferentemente das antenas impressas em substrato flexível ou em RF4.

### 2.4 CONCLUSÕES DO CAPÍTULO

Foi possível constatar o desenvolvimento de estudos e uma base de dados suficientes para a elaboração de projetos com o uso de micro-ondas para a reconstrução de imagens de tecidos biológicos, mais especificamente, na mama. Chaudhary et al. foi capaz de estabelecer indícios verossímeis que fundamentaram a base da linha de pesquisa de diversos grupos. Lazebnik et al., 2007a e 2007b, conseguiram expandir, melhorar e sofisticar o critério de análise, classificação e processamento de dados, conseguindo se estabelecer como um dos mais influentes no meio.

Além disso, como visto em muitos sistemas, eles estão apostando em diversos tipos de modelos de protótipo de tomógrafo, com as mais diversas composições de antenas, sejam elas rígidas ou flexíveis. Alguns já conseguiram resultados mais sólidos no âmbito experimental, (BOURQUI et al. 2012) e (SON et al., 2010), enquanto outros modelos ainda estão em fase de simulação de dados e processo de melhoria de parâmetros do projeto, (AHSAN et al., 2015) e (BAHRAMI et al., 2014).

É possível constatar também, que alguns grupos já conseguiram dados promissores para um uso pré-clínico, através do uso de fantomas e triagem humana com uso de pacientes para melhoria do sistema, (BOURQUI et al. 2012) e (SON et al., 2010).

### 3 ANATOMIA DA MAMA

No capítulo seguinte, faz-se necessário explicar um pouco sobre as propriedades dielétricas de tecidos mamários sendo eles cancerígenos ou não, inicialmente expondo um pouco sobre a anatomia mamária, para fim de fundamentação e compreensão do projeto proposto.

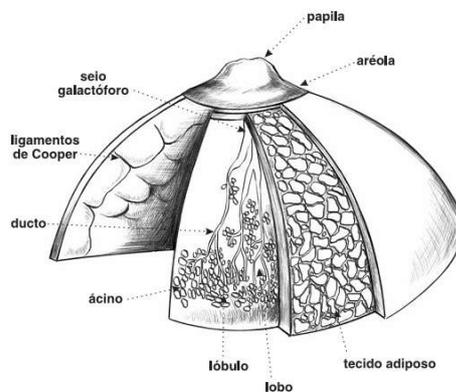
#### 3.1 FORMATOS DA MAMA

As mamas possuem as mais diversas formas e tamanhos, o que leva a necessidade de projetar um sistema que comporte a maior diversidade possível de formatos, fazendo com que o desenho do sistema seja um fator preocupante (CONCEIÇÃO, 2011). Outro fator preocupante é o amadurecimento e envelhecimento biológico da mama, que altera as propriedades biológicas e dielétricas da mesma (DIXON, 2006) e (DRAKE, 2014). A composição dos diferentes formatos e das mudanças com a idade tem a necessidade de que estudos prévios estabeleçam um perfil amostral de comportamento médio, tornando o estudo mais confiável.

##### 3.1.1 Mama Saudável

Embora em diferentes formatos e tamanhos, a mama tem a aproximação de um formato pontiagudo cônico com base circular que abrange três estruturas principais: a pele, o tecido subcutâneo (ou adiposo) e o tecido mamário (composto por estroma e elementos epiteliais, ou ramificações ductais) como mostrado na figura 14.

Figura 14 - Camadas mais externas da mama

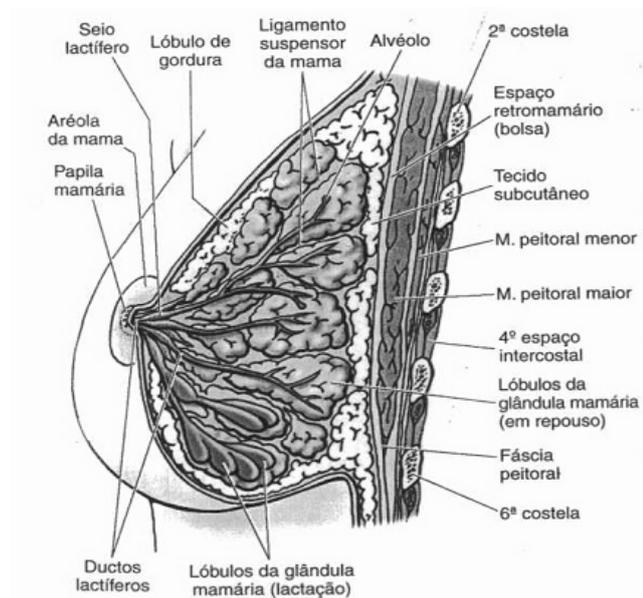


Fonte: <http://www.drjuarez.com.br/index.php/artigos/65-anatomia-da-mama>.

O tecido adiposo é a gordura e um dos principais responsáveis pela forma e tamanho da mama e o divisor da parte do tecido mamário (lobo) e a pele.

Em cada mama, separado por tecidos fibrosos, existem de 15 a 20 lobos mamários independentes, em formato piramidal. Estão neles, os lobos, onde ficam as glândulas produtoras de leite. Os lobos são compostos por estruturas internas conhecidas como lóbulos, tendo de 20 a 40 deles, que são o conjunto de ácinos, que, de fato, são as glândulas produtoras de leite. Como mostrado na figura 15, esses lobos são conectados a ramificações ductais (ductos lactíferos), que se expandem e seguem até o mamilo, ou papila mamária, onde é envolvido por um conjunto de pele pigmentada anelar, chamada de aréola.

Figura 15 - subestruturas da mama



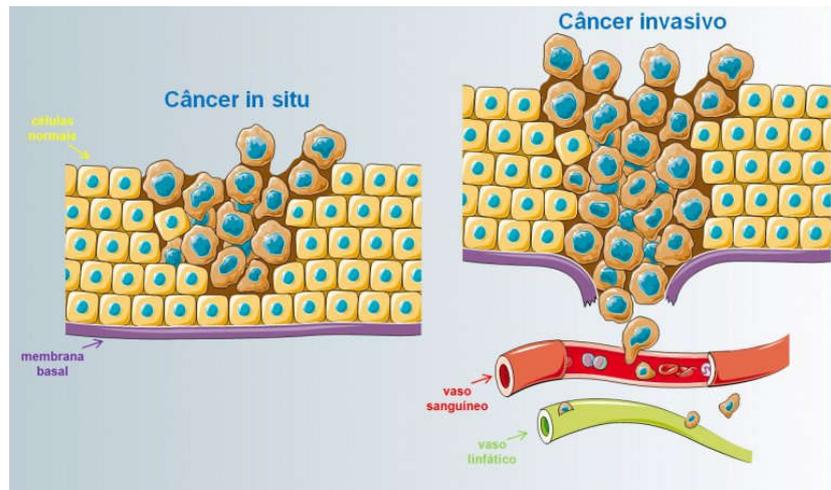
Fonte: <http://www.drjuarez.com.br/index.php/artigos/65-anatomia-da-mama>.

### 3.1.2 Mama cancerosa

Como já dito, as mulheres com idades mais avançadas são as mais suscetíveis a ter câncer de mama (BATISTON, 2009). O principal fator para a ocorrência para câncer de mama em mulheres é a passagem por diversas mudanças genéticas antes de se tornarem, de fato, tumores malignos (GOLDBLUM, 2008). Existem múltiplos fatores de riscos que podem provocar essas mutações, como: sobrepeso, alcoolismo, alterações hormonais, a idade e a hereditariedade genética da doença, especialmente as duas últimas, as mais importantes a se observar (ARAÚJO, 2011) e (THULER, 2003).

Há dois tipos de câncer que são categorizados na mama, o invasivo e o *in situ* (também chamado não invasivo). O não invasivo é geralmente diagnosticado na fase inicial do câncer, quando as células afetadas e mutantes estão superficiais a membrana basal dos ductos dos lóbulos e não conseguiram rompê-la espalhando pelos vasos sanguíneos e pelo linfoma, que estão logo após essa membrana. E, embora tenha caráter maligno, o mesmo não possui comportamento maligno de se espalhar pelos vasos adjacentes a membrana, como o invasivo tem. A figura 16 mostra o esquema comportamental dos dois tipos de câncer.

Figura 16 - Comportamento do câncer In Situ e do Invasivo.



Fonte: <http://drrodrigomoraes.com/tipos-de-cancer/>.

Em geral, o câncer é definido como um crescimento desordenado de células que se espalham indiscriminadamente no corpo (INCA, 2018), geralmente o sistema imunológico humano tende a destruir tais células através de um mecanismo chamado apoptose, também conhecido como suicídio celular. Entretanto, as mutações são demasiadamente rápidas e em grande escala, impossibilitando o controle requerido (HORNER, 2009).

### 3.1.2.1 Definindo maligno e benigno.

É como ocorre crescimento numérico das células do tumor que definem que tipo de tumor ele é. Para tumores benignos, o crescimento é vagaroso e se assemelham ao seu tecido original, tendo como maior problema relacionado a seu crescimento a compressão que o mesmo pode efetuar em órgãos próximos a sua área de crescimento. Já o tumor maligno, a

taxa de replicação é altíssima ao tanto que conseguem se espalhar, por metástase, para diferentes partes do corpo e destruir tecidos saudáveis ao redor (MARIA, 1999).

## 4 ANTENAS

A definição portuguesa para antenas é descrita como condutor metálico que permite emitir ou captar ondas eletromagnéticas, para o IEEE, em suas definições padrões de termos para antenas (IEEE Std 145-1983), o dispositivo é dito como um meio radiador ou receptor de ondas de rádio. Por fim, uma antena nada mais é que um elemento, estrutura, ou dispositivo que viabiliza um processo de transferência de sinais eletromagnéticos, podendo ser usado como um emissor do sinal, ou como um receptor do sinal, para fins de comunicação. As antenas possuem aproximadamente de 130 anos de história devidamente documentada (primeiro sistema de rádio feito por Heinrich Rudolf Hertz), sendo um dos processos de comunicação sem fio mais importantes dos dias atuais (VISSER, 2012) e (BALANIS, 2012). Antes da descrição das características de cada tipo de antena, é necessário compreender fundamentos básicos de funcionamento da mesma, e é para isso que esse capítulo serve.

### 4.1 TIPOS DE ANTENA

Há diversos tipos de antenas modeladas e usadas formalmente em diferentes livros e artigos, aqui serão discutidas brevemente as empregadas no estudo do protótipo do sistema.

#### 4.1.1 Antenas a Cabo

São os tipos de antenas mais comuns de se encontrar no dia-a-dia da vida cotidiana. Elas estão praticamente em todo lugar, dado a demanda pela agilidade de comunicação entre a população mundial. São as antenas para carros, construções, navios, celulares, rádios, compostos pelos mais diversos formatos, como loops circulares, formato helicoidal circular, dipolos retos, etc.

#### 4.1.2 Antena de Microfita de *Patch*

É um dos modelos que ganhou popularidade ainda na década de 1970, durante a corrida espacial. Hoje, são facilmente encontradas no uso científico, governamental e comercial. Sua principal forma é através do uso de um substrato de permissividade elétrica relativa conhecida escolhida para cada necessidade. Esse substrato possui um laminado metálico onde serão formados os *patch* (são pequenos caminhos metálicos moldados em diferentes formas) em

dimensões micrométricas. Esses caminhos, ou *patch*, são de fácil e barata fabricação, com fácil análise e atrativa característica de radiação (BALANIS, 2012). Foram usados esses modelos para o projeto proposto, descrições mais técnicas no capítulo 5.

#### 4.1.3 Antenas Coplanares

Também chamadas de antenas CPW, sigla em inglês, são antenas que se parece muito com antenas de microfita, embora haja apenas face metalizada do substrato em apenas um dos lados da antena, tendo o plano de aterramento dela no mesmo lado do plano de radiação. Mais dados no Capítulo 5. Ganhou popularidade nesse último século, pelo uso de uma única face do substrato (NAIDU e MALHOTRA, 2015; KHAN et al., 2017; KHALEEL et al., 2012; LIU et al., 2014).

#### 4.1.4 Conjunto de Antenas

É quando um conjunto de antenas são postos num mesmo meio e trabalham em conjunto, isso porque talvez uma antena só não seja suficiente para atender as características da radiação requisitada, um exemplo seria um conjunto de múltiplas antenas de microfita. Embora seja óbvia a sua caracterização, o aglutinamento das antenas pode gerar novas características dielétricas que diferem das características das antenas analisadas isoladamente.

Há também outros exemplos de antenas, porém o trabalho só se atém a antenas de microfita com *patch* e suas variações, não tendo necessidade de aprofundamento destas.

### 4.2 MECANISMO DE RADIAÇÃO

A fonte de radiação eletromagnética é uma carga acelerada ou desacelerada (VISSER, 2012), ou seja, sua alimentação é provida por um meio, geralmente por cabo, onde cargas elétricas em movimento acelerado fornecem alimentação elétrica necessária para execução operacional de uma antena (BALANIS, 2012). Onde, num fio com um dado volume  $V$ , possui uma densidade volumétrica de carga associada, dado por  $q_v$  (Coulombs/m<sup>3</sup>). Dentro desse volume, as cargas se distribuem numa dada área  $A$  (m), através de um fio de comprimento  $L$  (m), e deslocam-se numa velocidade  $v_z$  (m/s). E, portanto, tem-se que a densidade de corrente, que é a densidade de carga  $q_v$  multiplicada pela velocidade  $v_z$  de seu deslocamento, pode ser mostrada como  $J_v$  (Amperes/m<sup>2</sup>), onde:

$$J_v = q_v * v_z \quad (4.1)$$

Para fios condutores ideais, ou com alta condutividade, as cargas tendem a ir para superfície e a equação muda para uma análise de superfície do fio, logo:

$$J_s = q_s * v_z \quad (4.2)$$

Para fios com raio praticamente nulo,  $A \simeq 0$ :

$$I_z = q_l * v_z \quad (4.3)$$

Partindo da suposição que o fio que se alimenta a antena é um fio de raio praticamente zero, para fins de simplificação, usa-se a equação 4.3 para expor que, através de discretizações (BALANIS, 2012), a equação se limita a:

$$l \frac{dz}{dt} = l q_l \frac{dv_z}{dt} = l q_l a_z \quad (4.4)$$

O que permite dizer, que só há radiação se houver aceleração, positiva ou negativa, de cargas que alimentem a antena. Balanis afirma que a equação 4.4 pode ser considerada a relação básica entre carga e corrente, e também representa a relação fundamental da radiação eletromagnética (BALANIS, 2012).

Quando as cargas são aceleradas próximas a fonte de alimentação e desaceleradas no extremo conectado a antena, ondas de radiação são geradas em ambos extremos e ao longo do fio. As reflexões internas na extremidade da antena são produzidas pelo acúmulo de cargas na região, que produzem forças contrária de movimento, através da indução de campo associado a concentração delas.

Por fim, é a aceleração de cargas por um campo elétrico produzido por uma fonte e a sua desaceleração provocada por descontinuidades de impedância (forças contrárias), que são os mecanismos responsáveis pela radiação eletromagnética.

## 4.3 ANTENAS: PARÂMETROS FUNDAMENTAIS

Há a necessidade de se explicar alguns parâmetros intrínsecos as antenas que são responsáveis para descrever o desempenho delas. Nem todos os parâmetros precisam ser especificados para uma descrição mais completa do desempenho de uma antena, embora sejam inerentes (LIU et al., 2014). Essa seção é exatamente para mostrar os principais que serão usados diante da dissertação.

### 4.3.1 Diagrama de Radiação

É a representação gráfica das propriedades da radiação de uma antena em função de coordenadas espaciais (LIU et al., 2014), como mostrado na figura 17. É geralmente determinado na região de campo distante (*Far-Field region*), sendo representado como uma função de coordenadas direcionais. Sua principal propriedade é a descrição de distribuição em duas ou três dimensões da energia que consegue ser irradiada pela antena ao longo de um caminho percorrido. Os diagramas são, em sua maioria, normalizados em relação a seu valor máximo, na escala de decibéis (dB), com o intuito de acentuar os detalhes de valores diminutos que eventualmente aparecem e são chamados de lóbulos laterais.

Os principais diagramas de radiação gerados são:

- Diagrama de campo (em escala linear)
- Diagrama de potência (em escala linear)
- Diagrama de potência (em decibéis, dB)

Todos esses três diagramas representam suas respectivas magnitudes, em suas respectivas normalizações e escalas, como uma função do espaço angular.

Esses diagramas são compostos por um conjunto de lóbulos, classificados como lóbulos lateral, secundário, lateral e posterior.

Defini-se lóbulo principal: É o lóbulo como o lóbulo de radiação que contém a direção máxima de radiação.

Define-se lóbulo secundário: É qualquer outro lóbulo de radiação que não seja o principal. O que vale dizer que lóbulos laterais e posteriores são lóbulos secundários. Em geral, os lóbulos secundários possuem radiação em direções indesejadas que devem ser minimizadas.

Define-se lóbulo lateral: É qualquer lóbulo secundário que não esteja na mesma direção do principal.

Define-se lóbulo posterior: É o lóbulo que faz uma diferença angular com  $180^\circ$  com o lóbulo principal. Ou seja, um lóbulo secundário oposto, em ângulo, ao principal.

Outro fator de importância é o nível de lóbulo lateral, que nada mais é que a razão entre a densidade de potência do lóbulo lateral em questão, pela do lóbulo principal. Espera-se um nível de lóbulo lateral maior, em magnitude, que -20 dB.

### 4.3.2 Regiões de Campo

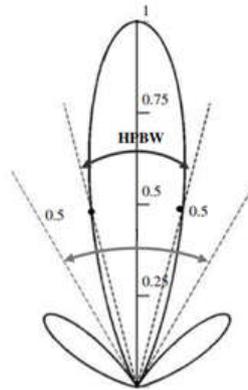
Há três regiões de campos que envolvem as antenas, são elas: região de campo próximo reativo, região de campo próximo radiante e região de campo distante (VISSER, 2012). Essas regiões são assim determinadas com o intuito de identificar o comportamento das estruturas de campo. Cada região possui características de estrutura de campo específicas e não provocam mudanças abruptas quando uma fronteira de região é ultrapassada.

O protótipo funciona na região de campo próximo radiante (ou região de Fresnel). Essa região é uma inter-região localizada entre a região de próximo reativo e a região de campo distante. Nessa região, predomina-se o campo radiante e a distribuição angular dos campos depende da distância da antena (VISSER, 2012). A condição de existência da região é dada pela seguinte relação de fronteira: para região mínima  $R \geq 0,62\sqrt{D^2/\lambda}$ , para região máxima  $R < \frac{2D^2}{\lambda}$ , sendo R a distância entre a antena e a região e D a dimensão máxima da antena, com a dimensão D sendo grande em relação ao comprimento de onda  $\lambda$ .

### 4.3.3 Largura de Feixe

É a separação angular de dois pontos de lados opostos, e idênticos, do máximo do diagrama, ou seja, do lóbulo principal. É também chamado de Largura de Feixe de Meia Potência (do inglês HFBW, *Half-Power Bandwidth*), onde é justamente o ponto onde se concentra metade da potência irradiada (BALANIS, 2012). Possui relação inversa com o número de lóbulos laterais, ou seja, ao aumentar o número de lóbulos, há uma diminuição da largura de feixe da antena. A figura 17 ilustra a largura de feixe num diagrama de radiação de uma antena qualquer.

Figura 17 - Diagrama de radiação de uma antena qualquer e a largura de feixe.



Fonte: BALANIS (2012).

#### 4.3.4 Diretividade e Ganho

Pela nova resolução do IEEE, que substituiu o termo ganho diretivo por diretividade, a diretividade é definida como a razão entre a intensidade de potência na direção de uma fonte não isotrópica (que irradia numa direção limitada) pela intensidade de radiação média de uma fonte isotrópica (fonte que irradia radialmente, esfericamente). E a radiação média de uma antena é igual a toda potência radiada pela antena dividido pelo fator de  $4\pi$ . Matematicamente é escrito como:

$$D = \frac{U}{U_o} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} ; \quad (4.5)$$

sendo D uma variável adimensional.

Sendo uma figura de mérito, a diretividade de uma fonte não isotrópica será sempre maior que uma unidade, visto que, para fontes ideais isotrópicas, a diretividade é igual para todas as direções e, portanto, uma unidade.

O ganho é muito relacionado à diretividade, sendo a medida que leva em consideração tanto a eficiência como a capacidade diretivas da antena. O ganho é definido como uma razão entre a intensidade de radiação de uma antena não isotrópica, pela intensidade de alimentação dessa antena (diferente de potência radiada), caso ela fosse idealmente isotrópica.

Logo:

$$G = 4\pi \frac{U(\theta, \phi)}{P_{in}} \quad (4.6)$$

O ganho não leva em conta perdas por descasamento de impedância, ou perda de retorno, e perda de polarização. A grandeza que leva em conta tais perdas, é o Ganho Absoluto, que é igual a diretividade multiplicado por um fator de eficiência da antena, tal que:

$$G_{abs}(\theta, \phi) = \eta_o D(\theta, \phi) \quad (4.7)$$

Logo, quando a impedância da linha de transmissão ( $Z_{in}$ ) está devidamente casada com a impedância característica da antena ( $Z_c$ ), tem-se que ( $|\Gamma| = 0$ ), ou seja, a reflexão é zero e, portanto, o ganho é igual ao ganho absoluto,  $G = G_{abs}$ .

#### 4.3.5 Impedância de Entrada

Antenas não são consideradas como dispositivos autossuficientes (VISSER, 2012), fazendo sempre parte de um sistema. Portanto, além de saber as características radioativas é necessário também saber as características de impedância da mesma. A antena pode ser convertida, para a análise de circuitos, como um conjunto de impedância complexa, portanto, a impedância característica de uma antena é dada como:

$$Z_c = R_c + X_c(\omega); \quad (4.8)$$

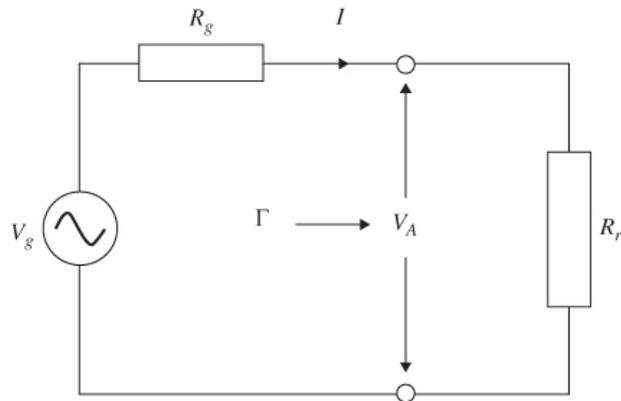
Onde  $R_c$  é a parte real (resistiva) da impedância e  $X_c(\omega)$  é a parte imaginária (reativa) da antena, variante na frequência. Tal qual a parte real é composta por duas partes, uma sendo a parte de perda térmica (associado à resistência ôhmica,  $R_L$ , geralmente baixa em antenas) e a perda radioativa,  $R_r$ , que é o desejável no projeto de uma antena. Portanto:

$$R_c = R_L + R_r; \quad (4.9)$$

A perda reativa é considerada uma energia que não se dissipa, e fica sendo mantida na região de campo próximo reativo, onde se estocada por processos de reflexão de onda.

Para poder efetuar a análise de casamento de carga, considera-se as perdas reativas e ôhmicas nulas, sobrando apenas cargas de perda por radiação, ou seja, a resistência de radiação da antena. E, ao conectá-la a um gerador com uma impedância de entrada  $R_g$ , consegue a representação dada pela figura 18:

Figura 18 - Circuito de casamento de impedância entre antena e gerador.



Fonte: HUBREGT (2012).

Por definição, a potência entregue pelo gerador para a antena é dada por:

$$P = \frac{1}{2} R \{V_A I^*\}. \quad (4.10)$$

onde  $R\{\}$  representa o número complexo do número contido na  $\{\}$  e  $I^*$  é o conjugado do valor de  $I$ , a corrente no circuito.

Numa série de simplificações, onde apenas precisamos lidar com números reais, e derivando a potência em função da resistência radioativa a fim de encontrar a máxima potência transferida, encontra-se que:

$$R_r = R_g. \quad (4.11)$$

Ou seja, para que haja a máxima transferência de potência entre o gerador e a antena, precisa-se casar a antena de modo que a mesma possua resistência de radiação igual à resistência do gerador. Porém, como isso é um cálculo feito por aproximação, no modelo real, também há a necessidade de que a mesma possua reflexão perto de zero, ou seja,  $X_c = 0$ . E, da teoria de redes micro-ondas, o coeficiente de reflexão é dado por  $\Gamma$ , como na figura 18, e é conhecido que:

$$\Gamma = \frac{R_r - R_g}{R_r + R_g}. \quad (4.12)$$

A impedância de uma antena varia em função da frequência, assim como seu casamento de impedância, afinal, as reatâncias ( $X_c(\omega)$ ) inerentes a antena variam com a frequência. Ou seja, isso significa que a antena só operará casada em restritas bandas de frequências, onde o centro dessas frequências, chamada de frequência de ressonância, será a frequência de melhor casamento da antena e as reatâncias presentes são praticamente nulas ou desprezíveis.

#### 4.3.6 Largura de Banda e Perda de Retorno

É o intervalo de frequências em que algum mérito da antena é observado. Ou seja, é a faixa de frequências dividida por uma frequência central, na qual algum parâmetro da antena, como a perda de retorno, tem valores dentro dos aceitáveis (BALANIS, 2012). O casamento de impedância de uma antena é dado por um ou mais conjuntos de largura de banda, onde a frequência central de cada conjunto tende a ser a frequência de melhor casamento da mesma.

Portanto, a largura de banda é calculada por

$$BW = \frac{f_i - f_f}{f_0} * 100\%, \quad (4.13)$$

onde,  $f_i$  é a frequência inicial do intervalo,  $f_f$  é a frequência final e  $f_0$  é a frequência central, e, no caso de análise de perda de retorno, é chamada de frequência de ressonância.

O padrão associado a bons casamentos de impedância é quando uma antena possui uma perda de retorno (também chamado de  $S_{11}$ ) de aproximadamente -10 dB, onde  $|\Gamma|^2 \leq 0.1$ , sendo  $\Gamma$  o coeficiente de reflexão da onda, isso significa que, em -10 dB, há retorno de apenas 10% da potência do gerador, assim sendo, a antena consegue usar 90% da potência que o gerador fornece, aumentando a sua eficiência de radiação.

A perda de retorno e o coeficiente de reflexão são relacionados por

$$P_L = P^+(1 - \Gamma^2), \quad (4.14)$$

onde  $P_L$  é a potência fornecida a antena e  $P^+$  é a potência não refletida no cabo de alimentação do gerador de onda. Portanto, percebe-se que o módulo do coeficiente de reflexão ao quadrado  $|\Gamma|^2$  é a porcentagem de potência que não consegue ser fornecida a antena. Convertendo o módulo ao quadrado em decibéis, consegue-se a perda de retorno, que é

$$\Gamma_{dB} = -10 \log (|\Gamma|^2)$$

e, para  $|\Gamma|^2 \leq 0.1$ , calculando, obtém-se  $\Gamma_{dB} = -10$  dB.

## 5 MÉTODOS E MATERIAIS

Esse capítulo é relativo à apresentação dos processos de simulação e experimentação do projeto proposto, baseando-se na revisão bibliográfica efetuada. Será mostrado o processo de simulação e experimentação de cada antena, problemas encontrados que afirmam ou contradizem alguma parte da revisão e também problemas na execução e andamento do projeto, bem como as hipóteses que expliquem os problemas bem como para as possíveis soluções deles.

No projeto, coube priorizar algumas ressalvas que cabiam nas limitações instrumentais do laboratório, ditos mais adiante, bem como respeitar a possibilidade de barateamento e fácil fabricação como parte do modelo de proposta.

Aqui se cabe explicitar os primeiros critérios que o projeto precisou firmar para poder torná-lo mais condizente com a realidade do laboratório, como também para padronizar o modelo de desenvolvimento, estabelecendo:

- Escolha do material;
- Escolha do substrato;
- Região de banda;
- Escolha, simulação, produção e experimentação das antenas;
- Criação e Padronização de um fantoma;
- Escolha de montagem do sistema;

Primeiro, escolheu-se dois tipos diferentes de materiais para analisar possibilidades futuras de uso do projeto. Com materiais rígidos, como o RF4, limita-se o *design* do sistema, ao contrário da poliamida, devido a sua flexibilidade. Entretanto, é necessário verificar a eficiência reproduzida nos resultados de cada material, e como isso influencia na escolha dele.

A escolha do substrato é, também, outro fator de relevância na aplicabilidade do projeto. Cada substrato possui suas próprias características dielétricas, fazendo com que mudanças na simulação e em meio experimental precisem ser realizadas. Os substratos escolhidos foram o RF4, material bastante empregado na fabricação de antenas, e a poliamida, material que começou a se tornar popular (ALSAGER, 2011; KHALEEL, 2012; BAHRAMI, 2014; RAAD, 2016).

A banda de frequência escolhida para trabalhar foi limitada pelo nosso analisador de rede, também chamado VNA (*Vector Network Analyzer*). Como usamos o *MiniVNA Tiny*, com

banda funcional de 1 MHz a 3 GHz, a banda de frequência escolhida foi de 1.5 GHz a 2,5 GHz.

Após a escolha das antenas, realizaram-se simulações em *software* para a obtenção de resultados de referência. Após as simulações e constatado que as antenas funcionavam de acordo com as necessidades do projeto, as antenas foram fabricadas. E, no fim, os resultados simulados e experimentais foram comparados para comprovação. As antenas foram simuladas no *software* HFSS (ANSYS, USA).

Para poder realizar medições fora do campo da simulação, há a necessidade da elaboração de um meio que sirva como um meio emulador das propriedades que se aproximem de uma mama, ou seja, um fantoma deve ser estabelecido para que seja possível iniciar medições efetivas. Para elaboração do fantoma, foi sugerida a preparação de um meio líquido, numa composição de 80% de glicerina pura e 20% de água destilada, como sugerido em (PAGLIARI et al., 2015), porém, as antenas não se comportavam como desejado, com resultados não condizentes entre a simulação e o experimental, o que provocou a mudança para um modelo mais simples, onde uma haste metálica ficaria no centro do sistema como obstáculo e seria o responsável pela reflexão do sinal, onde o ar seria o meio que ele estaria imerso.

Próximo passo foi escolher um desenho para o sistema do tomógrafo, onde possa seguir um roteiro lógico da estrutura de preparo para o início das medições, como se trata de um protótipo inicial de baixo orçamento, fora elaborado um modelo mais modesto, com o uso de alguns *switches* em uso com o VNA, que auxiliariam na coleta de dados, melhorando a capacidade da coleta. Além disso, uma base construída com a ajuda de uma impressora 3D foi usada na montagem.

## 5.1 ESCOLHA DO MATERIAL E SUBSTRATO

Os materiais escolhidos levaram em considerações alguns fatores importantes, como a rigidez, a facilidade de compra no mercado nacional, preço, facilidade da técnica de fabricação das antenas ao usar os materiais e durabilidade.

O primeiro testado foi um material rígido, facilmente encontrado em lojas virtuais e físicas, muito utilizado para fabricação de circuitos impressos e antenas microfita devido ao seu baixo custo e fácil manuseio (PLAGIARI et al., 2015), o RF-4, mostrado na figura 19. O substrato possui espessura de 1,6 mm com constante dielétrica ( $\epsilon_r$ ) de 4,4 e fator de perda

( $\tan\delta$ ) de 0,019 e é composto em cada lado, por uma camada laminada de cobre de espessura de 0,035 mm (FARNELL, s.d.).

Figura 19 - RF-4 utilizado para produção da antena.



Fonte: O Autor (2018).

A poliamida é material flexível, de relativo baixo custo (figura 20), e, como RF-4, facilmente encontrado em lojas virtuais. Foi utilizada justamente pela possibilidade de flexibilização sem grandes distorções nas respostas desejadas e baixa perda de tangente, na espessura de 0,0508 mm, com constante dielétrica ( $\epsilon_r$ ) de 3,5 e fator de perda ( $\tan\delta$ ) de 0,002, em sua face, possui uma camada laminada de cobre de espessura de 0,035 mm (KHALEEL, 2012).

Figura 20 - Poliamida usada para a fabricação da antena



Fonte: O Autor (2018).

Na foto destaca-se a sua flexibilidade, a parte laranja é a poliamida, a parte mais brilhante, o laminado de cobre.

## 5.2 REGIÃO DA BANDA E O ANALISADOR DE REDE

Para fazer os testes experimentais das antenas produzidas, com o uso de teste de perda de retorno (tipicamente chamado de  $S_{11}$ ) e perda de transmissão par a par (também chamado de  $S_{12}$ ), o analisador de rede usado foi o MiniVNA Tiny, da empresa MRS, o mesmo da figura 21. O analisador de redes é pequeno, portátil e relativamente barato, cerca de 600 dólares, porém sua capacidade analítica é limitada. Ele cobre uma faixa de frequência entre 1 MHz a 3 GHz, o que faz com que os projetos das antenas tenham que se enquadrar nessa faixa. Uma facilidade que o mesmo emprega, é a fácil alimentação, que é conseguida através do uso de 5V, numa corrente de, no máximo, 370 mA. Vem incluso com o cabo USB para alimentação e um conjunto de impedâncias para efetuar a calibração do analisador de redes. Em suas duas saídas, se encontram a saída DUT e a saída DET, que são os responsáveis pela análise de perdas de retorno e de transmissão,  $S_{11}$  e  $S_{12}$ , respectivamente.

Figura 21 - MiniVNAtiny da MRS



Fonte: O Autor (2018).

Foto ilustrando o analisador de rede usado e seus componentes.

## 5.3 SÍNTESE DAS ANTENAS

Para poder fazer as medidas analógicas de rádio frequência necessárias, foram escolhidas antenas já testadas em diversas literaturas, modelos compatíveis com os pré-requisitados pelas nossas limitações experimentais. Diversos artigos foram consultados

(KHALEEL et al., 2102; RAAD et al., 2016; BAHRAMIABARGHOUEI et al., 2015; KHALEEL et al., 2012; SURAJ e GUPTA, 2009; RAHIM et al., 2005), onde alguns deles foram usados como base para reprodução e adequação das antenas na faixa de frequência necessária. Os testes das antenas foram realizados no *software* HFSS (*High-Frequency Structure Simulator*) e, posteriormente, no ar, apenas as perdas de retorno foram realizadas no *software*. Tanto a perda de retorno, quanto a de transmissão foram testados experimentalmente com o uso do *MiniVNA Tiny*, da MRS (*Mini Radio Solutions*).

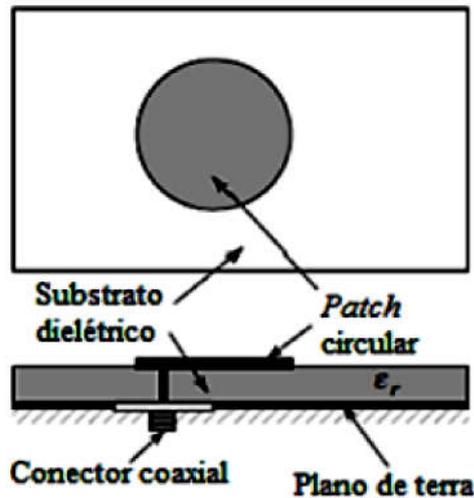
### 5.3.1 Tipos de antenas escolhidas para análise

No uso do RF-4, foram modeladas antenas microfita com *patch* do tipo *Bow-Tie*, e apenas essa única versão de antena *patch* foi modelada.

Foram escolhidos, para o uso de antenas flexíveis, dois tipos diferentes, uma antena de microfita com *patch* e três modelos diferentes de antenas coplanares, também chamadas antenas CPW. Esses modelos foram escolhidos devido ao grande uso na literatura acadêmica, à facilidade de produção e a capacidade de miniaturização destas antenas.

#### 5.3.1.1 Antenas de microfita com *patch*

É composta por três camadas laminadas de material, onde se localiza, na primeira camada, o plano terra da antena, o substrato dielétrico, na segunda camada e, na terceira camada, o plano de radiação (BALANIS, 2012). O *patch* da microfita é desenhado na lâmina de cobre da camada de radiação da antena, um conector SMA (*Sub Miniature version A*) é colocado em qualquer local do *patch*, atravessando a estrutura do substrato, tal que a estrutura interna do condutor do SMA se conecte com o plano do *patch* e feche contato com o esse plano, já a parte externa do condutor SMA fecha contato com o plano terra, as estruturas do conector SMA são separadas e isoladas devidamente para não haver curto-circuito de contato entre os condutores. A figura 22 mostra o detalhamento visual.

Figura 22 - Estrutura de uma antena de microfita com *patch*

Fonte: BALANIS (2005).

- **Relação matemática das antenas de microfita com *patch* do estilo *Bow-Tie***

A figura 23 mostra o esquema de uma antena de microfita com *patch* tipo *Bow-Tie*. A geometria numa antena é de fundamental importância, afinal, o desenho da mesma provoca mudança significativa na permissividade efetiva da antena criada, a espessura do substrato também deve ser considerada. Para parametrizar a antena, segue a seguinte relação matemática:

Para o cálculo da permissividade efetiva do material (RAHIM, 2005):

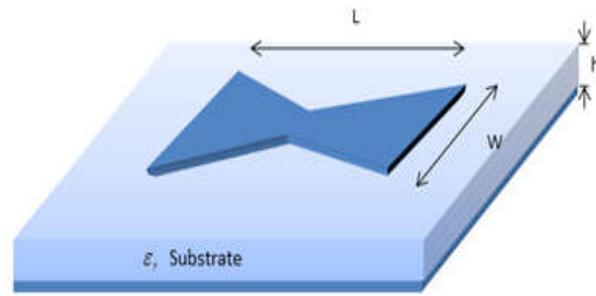
$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left[ \left[ 1 + 12h/W \right]^{-1/2} \right], \quad (5.1)$$

onde  $\epsilon_{eff}$  é a permissividade efetiva do material,  $\epsilon_r$  é a permissividade relativa do material,  $h$  é a espessura do material e  $W$  o comprimento da base do desenho da antena, como mostrado na figura 23.

Para o cálculo da impedância característica,  $Z_0$ , do material empregado:

$$Z_0 = \frac{60}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} \ln \left[ \frac{8h}{W} + \frac{W}{h} \right], \quad (5.2)$$

Figura 23 - Esquema de estrutura de uma antena *Bow-Tie*.

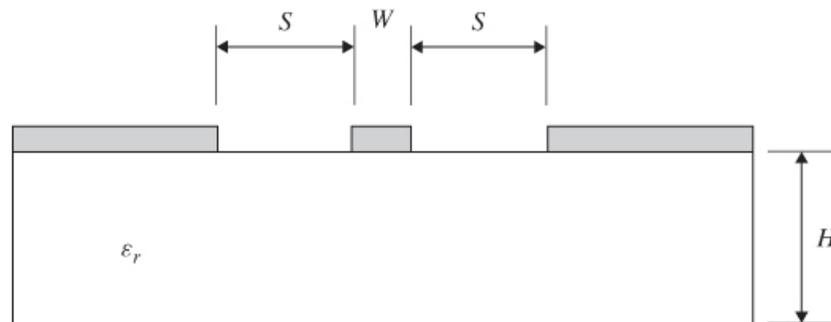


Fonte: LIAQAT (2018).

### 5.3.1.2 Antenas coplanares

Diferentemente das antenas de microfita com *patch*, as antenas coplanares possuem sua metalização (laminado de cobre) apenas em uma das faces do material dielétrico, de tal forma que o plano de terra se encontra no mesmo plano de radiação. O benefício, quando comparado com a antena de microfita, é justamente a redução no trabalho de fabricação e também na simplificação da estrutura da antena (HUBREGT, 2012). A figura 24 mostra a estrutura de uma antena coplanar.

Figura 24 - Estrutura de uma antena CPW



Fonte: HUBREGT (2012).

- **Relação matemática das antenas Coplanares**

Tal qual a *Bow-Tie*, a variação da geometria de cada antena Coplanar também causa impacto nas respostas de parametrização da mesma, portanto, deve-se tomar cuidado com o desenho e na espessura da mesma, para não provocar problemas com casamento de

impedância e inviabilizar a geometria da antena para a frequência de análise. Para parametrizar a antena Coplanar, seguiu-se a seguinte relação matemática baseado em (HUBREGT, 2012; GHIONE & NALDI, 1984; HILBERG, 1969):

Para o cálculo da permissividade efetiva do material:

$$\varepsilon_{eff} = 1 + \frac{\varepsilon_r - 1}{2} \frac{K(k') K(k_1)}{K(k) K(k'_1)}, \quad (5.3)$$

Para o cálculo da impedância característica do material empregado (GHIONE, G, 1984):

$$Z_0 = \frac{30\pi}{\sqrt{\varepsilon_{eff}}} \frac{K(k')}{K(k)}, \quad (5.4)$$

Para a obtenção da permissividade efetiva do material, tem-se que:

$$k = \frac{W}{W + 2S}, \quad (5.5)$$

E

$$k_1 = \frac{\sinh\left(\frac{\pi W}{4H}\right)}{\sinh\left(\frac{(W+2S)\pi}{4H}\right)} \quad (5.6)$$

A função K, na primeira equação, é a integral elíptica completa de primeiro tipo e  $k' = \sqrt{1 - k^2}$ .

A razão das funções elípticas completas na equação da permissividade efetiva foi aproximada por (HILBERG, 1969), tal que:

$$\frac{K(k)}{K(k')} \approx \begin{cases} \frac{1}{2\pi} \ln \left[ 2 \frac{\sqrt{1+k} + \sqrt[4]{4k}}{\sqrt{1+k} - \sqrt[4]{4k}} \right] \text{ para } 1 \leq \frac{K}{K'} \leq \infty, \frac{1}{\sqrt{2}} \leq k \leq 1 \\ \frac{2\pi}{\ln \left[ 2 \frac{\sqrt{1+k'} + \sqrt[4]{4k'}}{\sqrt{1+k'} - \sqrt[4]{4k'}} \right]} \text{ para } 0 \leq \frac{K}{K'} \leq 1, 0 \leq k \leq \frac{1}{\sqrt{2}} \end{cases} \quad (5.7)$$

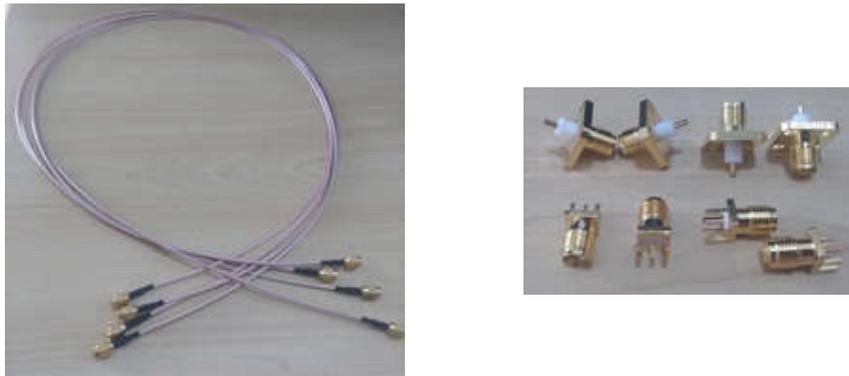
### 5.3.2 Adendo de materiais usados

Para fazer as devidas conexões entre as antenas e o analisador de rede foram usados:

- Conectores fêmeas SMA de 50  $\Omega$ ;
- Cabos coaxiais machos de 50  $\Omega$ ;
- Instrumentação de soldagem e multímetro digital;
- Switch para cabos coaxiais de modelo HMC253ALC4 (HITTITE, s.d.);
- Conectores de carga para calibração do analisador de rede (material incluso com a compra do analisador);

As figuras 25 e 26 mostram os conectores, cabos coaxiais e *switch*, usados na montagem.

Figura 25 - À esquerda, observam-se os cabos coaxiais usados e, à direita, os conectores SMA.



Fonte: O Autor (2018).

Figura 26 - Switches empregados na metodologia



Modelo HMC253ALC4.

Fonte: O Autor (2018).

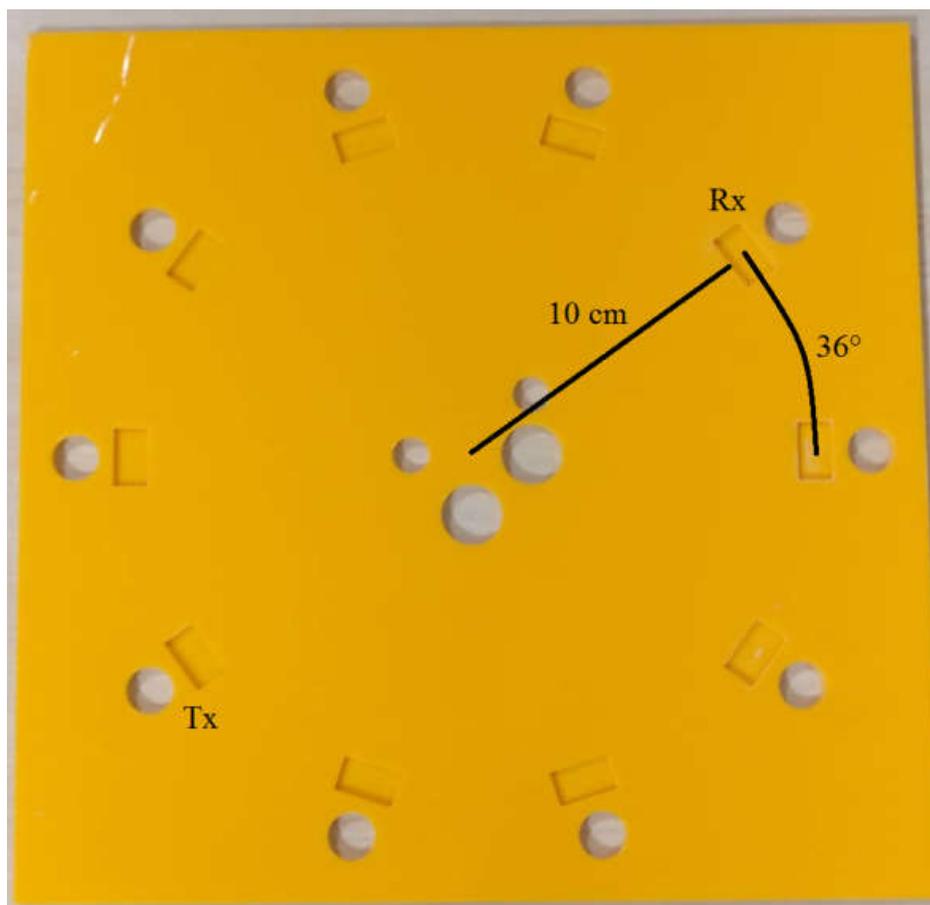
### 5.3.3 Escolha do fantoma

Para poder checar a adequação experimental das antenas, os testes de casamento de impedância, da perda de retorno e de transmissão foram efetuados primeiramente no ar, sem obstáculos que pudessem gerar algum tipo de perda de informação ou alteração de resultado final. Após a checagem dos resultados, há a necessidade de checar a adequação das antenas no fantoma, o primeiro fantoma consistiria de uma composição líquida de glicerina com água destilada, numa proporção de 80% para glicerina e 20% para água destilada, seguindo o modelo de (PLAGIARI et al., 2015). Entretanto, nossas antenas (tanto a rígida, quando a flexível) mostraram um comportamento anormal em seus resultados quando imergidos no fantoma, para adaptação de um novo modelo para análise, modificamos o modelo para uma haste metálica imersa no ar. A haste metálica nos permite obter respostas de retro-espalhamento do campo, visto que a mesma, por ser um material altamente condutor, não permite a penetração da onda, porém retro-espalha o campo elétrico incidido na haste, gerando uma detecção por radar.

### 5.3.4 Montagem do protótipo

Primeiro, uma configuração de montagem precisou ser escolhida e suas características precisaram ser estabelecidas. Para isso, escolheu-se que, para uma melhor precisão dos dados, deve-se ter um conjunto par a par de antenas, onde uma atuaria como transmissora (TX), e a outra seria a receptora de sinal (RX), ambas separadas por  $180^\circ$ , assim, as antenas estão face a face, onde haveria uma maior e melhor distribuição do sinal transmitido por TX e recebido por RX. Vale ressaltar que a situação de recepção e transmissão não se alterna entre as antenas. Essas antenas estão dispostas num conjunto de 10 antenas, numa distribuição circular, com raio de 10 cm, aproximadamente, da antena até o centro da base do sistema e com uma diferença de  $36^\circ$  entre o centro de cada antena, como mostra a figura 27.

Figura 27 - Base do tomógrafo e localização das antenas.



Fonte: O Autor (2018).

A montagem final do protótipo, junto com as antenas, os switches e o analisador de rede, usando uma das duas antenas propostas, está de acordo com a figura 28.

Figura 28 - Protótipo do tomógrafo montado



Fonte: O Autor (2018).

Os *switches*, como mostrado na figura 28, servem para aumentar a quantidade das antenas conectadas simultaneamente no analisador de rede, que só possui uma entrada e uma saída para efetuar as medições, como mostra a figura 21. Logo, sem os *switches*, seria necessário fazer a troca manual do cabeamento de cada antena toda vez que fosse realizar alguma medição. Como mostrado na figura 26, o *switch* possui oito possíveis entradas, e, usando dois *switches*, estende-se a possibilidade para sete conexões de antenas atuando como receptor em um dos *switches*, com sete conexões atuando como transmissora no outro. A oitava entrada de cada *switch* é usada para fazer a conexão direta com o analisador de redes, um na entrada de recepção (DUT) e o outro na entrada de transmissão (DET), entradas mostradas na figura 21.

## 6 RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Nesse capítulo são mostrados todos os resultados obtidos, sejam por testes ou resultados finais, simulados ou experimentais, explicando as razões por trás e as hipóteses de eventuais erros.

### 6.1 TESTES DAS ANTENAS

Como mencionando anteriormente, as antenas foram testadas para verificação de adequação dos parâmetros propostos para o projeto inicial, onde:

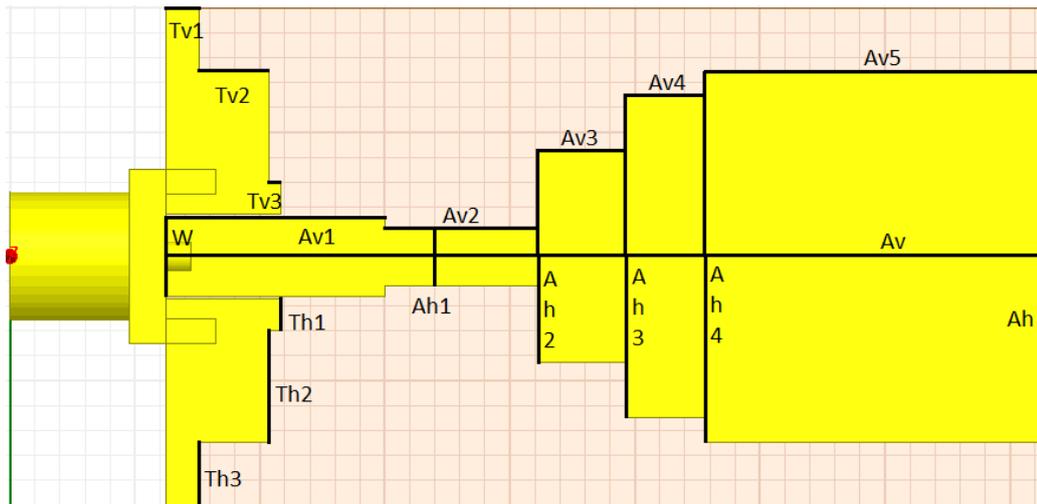
- O casamento de impedância das antenas deve estar em  $50 \Omega$ , devido aos cabos coaxiais e conectores SMA, na frequência desejada.
- A banda de frequência para a perda de retorno e perda de transmissão deveria estar dentro 1,5 GHz a, no máximo, 2,5 GHz.
- A ressonância das antenas, na perda de retorno, deveria obter picos de potência de, pelo menos -10 dB, para que fosse garantida uma transmissão de pelo menos 90% da potência enviada.

Foram testados, em simulação, no *software* HFSS, três modelos de antenas, seguindo as propostas de geometrias dos seguintes artigos (BAHRAMI et al., 2014; RAHIM et al., 2005; RAAD et al., 2016).

#### 6.1.1 Parametrização, testes no HFSS e experimentos

A primeira antena que foi realizada a simulação foi baseada no artigo (BAHRAMI et al., 2014), com modificações nos parâmetros geométricos do plano de irradiação, seguindo a parametrização da figura 29.

Figura 29 - Parametrização da antena de poliamida.



Fonte: O Autor (2018).

A fim de encaixar a antena com parâmetros que permitissem a adequação do casamento de impedância de  $50 \Omega$  na frequência desejada deste projeto, de 1,5 GHz a 2,5 GHz, foram alteradas algumas partes de parametrização do artigo. Os parâmetros foram usados como indicado na tabela 4.

Tabela 4 - Parâmetros da primeira antena de poliamida e seus valores em milímetros.

Parâmetro	Valor (mm)	Parâmetro	Valor (mm)	Parâmetro	Valor (mm)
W	3,2	Av1	8,75	Th3	8,3
Ah	2,4	Av2	6,125	Tv1	1,3
Ah1	8,5	Av3	3,5	Tv2	2,8
Ah2	13	Av4	3,15	Tv3	0,5
Ah3	15	Av5	13,475		
Ah4	20	Th1	1,3		
Av	35	Th2	5,8		

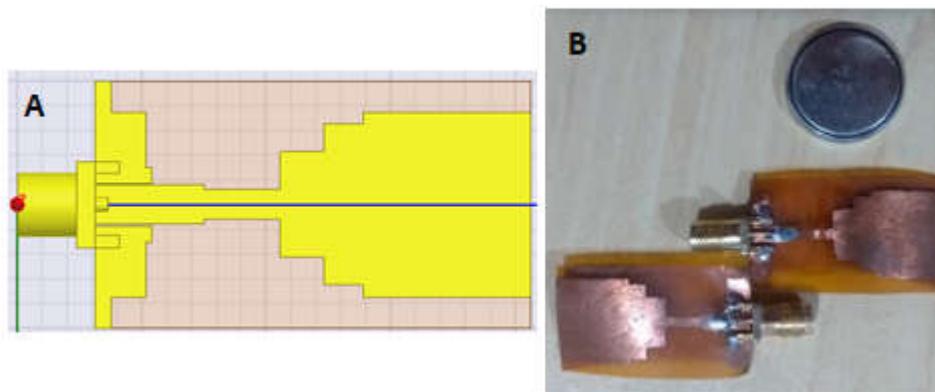
Fonte: O Autor (2018).

O modelo simulado no HFSS e o modelo fabricado são mostrados na figura 30A e 30B, respectivamente, e pode-se ver que o substrato usado é a poliamida, material flexível, como proposto no artigo (BAHRAMI et al., 2014).

Para o cálculo do casamento de impedância das antenas, foram usadas as equações 5.3 a 5.7.

Com os dados da simulação em mãos e com as antenas fabricadas, bastou comparar os gráficos de perda de retorno ( $S_{11}$ ) e impedância na frequência de maior retorno com os mesmos dados coletados no analisador de redes e conferir se os mesmos coincidiam com os dados simulados.

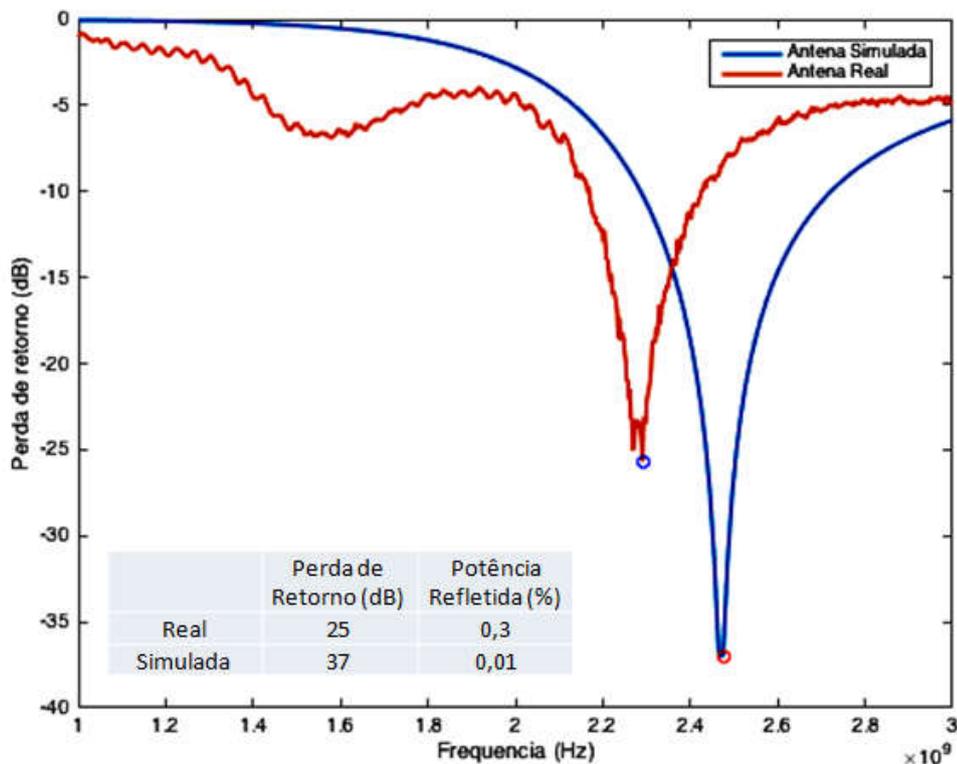
Figura 30 - Lado a lado o modelo da antenna simulada no HFSS e da antenna produzida no substrato flexível de Poliamida.



Fonte: O Autor (2018).

Logo, como perda de retorno simulada e experimental da antenna projetada, foi possível obter a figura 31, comparando os resultados obtidos entre a antenna real e a antenna simulada.

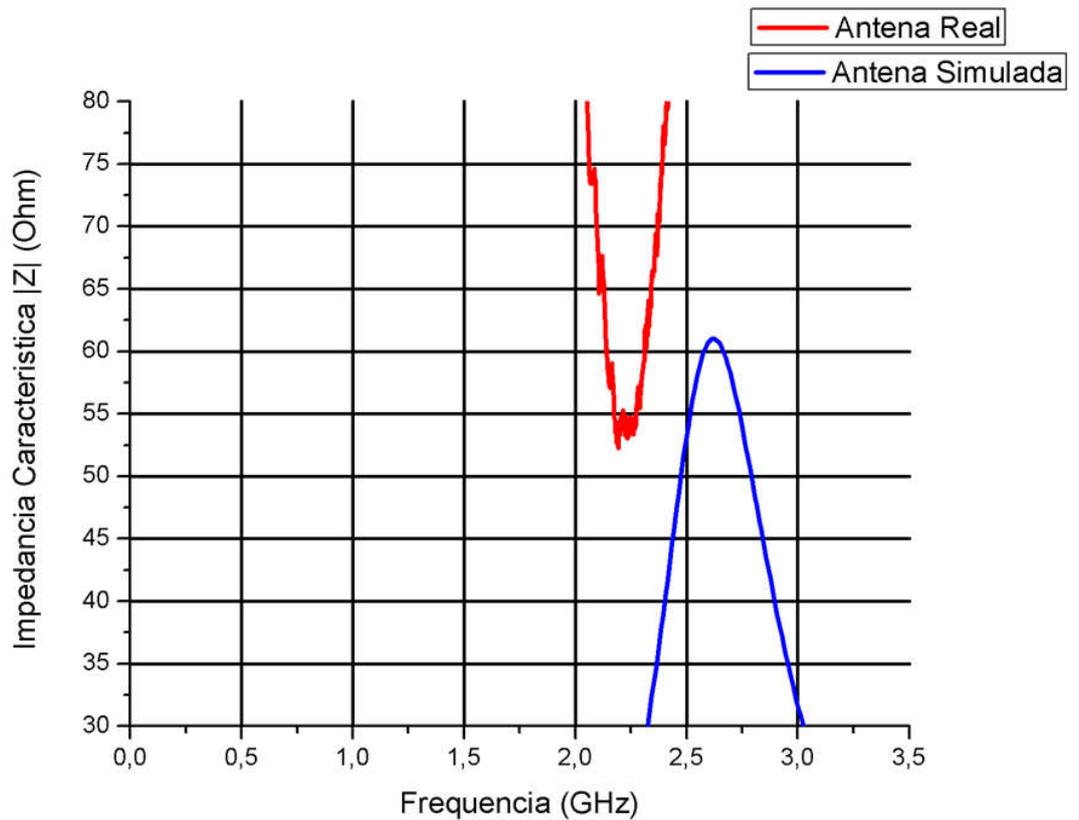
Figura 31 - Gráficos comparativos das perdas de retorno.



Fonte: O Autor (2018).

Ambas possuem, em sua perda de retorno, uma grande similaridade, a maior diferença é a da magnitude da perda, cuja simulada alcançou valores próximos de 37 dB de perda de retorno, significando 0,01% de perda de potência entregue a antena em sua frequência de ressonância (2,5 GHz). Já a antena real chegou a uma perda próxima a 25 dB, significando 0,3% de perda da potência entregue a antena. As frequências ressonância ficaram com valores próximos, cerca de 10% de diferença, mas dentro da faixa que pode ser utilizada pelo analisador de redes e da desejada para o experimento. Foi analisado o gráfico da distribuição das impedâncias características das antenas em função do tempo, para verificação do casamento de impedância da antena.

Figura 32 - O gráfico mostra a impedância característica das antenas em função da frequência.

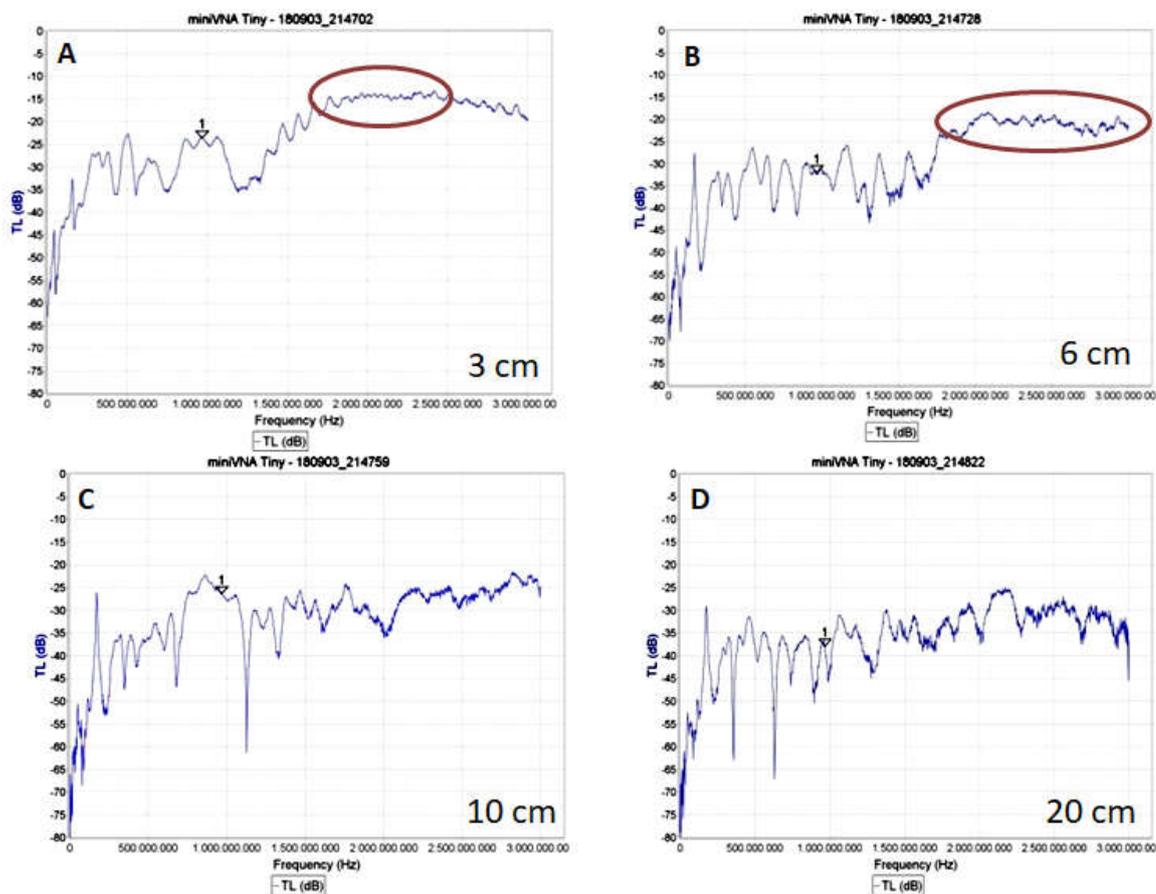


Fonte: O Autor (2018).

É possível perceber, ao olhar o gráfico da figura 32, que em ambos os casos, a frequência central possui, como esperado, casamento de impedância de 50  $\Omega$ , aproximadamente. Pela figura 32, a antena fabricada teve impedância característica próxima de 52  $\Omega$  em aproximadamente 2,25 GHz, enquanto a simulada teve impedância característica de 50  $\Omega$  em aproximadamente 2,5 GHz. Uma diferença de 3,85% entre os valores das impedâncias e de 10% entre os valores das frequências. Porém, a antena ainda se enquadra dentro da faixa de frequência desejada para a análise (entre 1,5 GHz e 2,5 GHz), numa aproximação de perda de retorno aceitável (eram desejadas perdas maiores que 10 dB), com 25 dB de perda de retorno. O segundo passo foi realizar o teste de perda de transmissão par a par, em diferentes distâncias, e observar o comportamento que o afastamento da antena produziu experimentalmente. Para isso, se distanciou, de maneira a deixar as antenas face a face, em quatro distâncias diferentes, primeiro a 3 cm, depois a 6 cm, depois a 10 cm e, por fim, a 20 cm. O intuito é ver se as antenas permitem bons resultados quando postas em

diferentes distâncias. Os resultados observados são mostrados nos gráficos A, B, C e D da figura 33, e seguem a ordem de afastamento das antenas.

Figura 33 - Comportamento da antena quando efetuado uma análise par a par em distâncias crescentes.



Fonte: O Autor (2018).

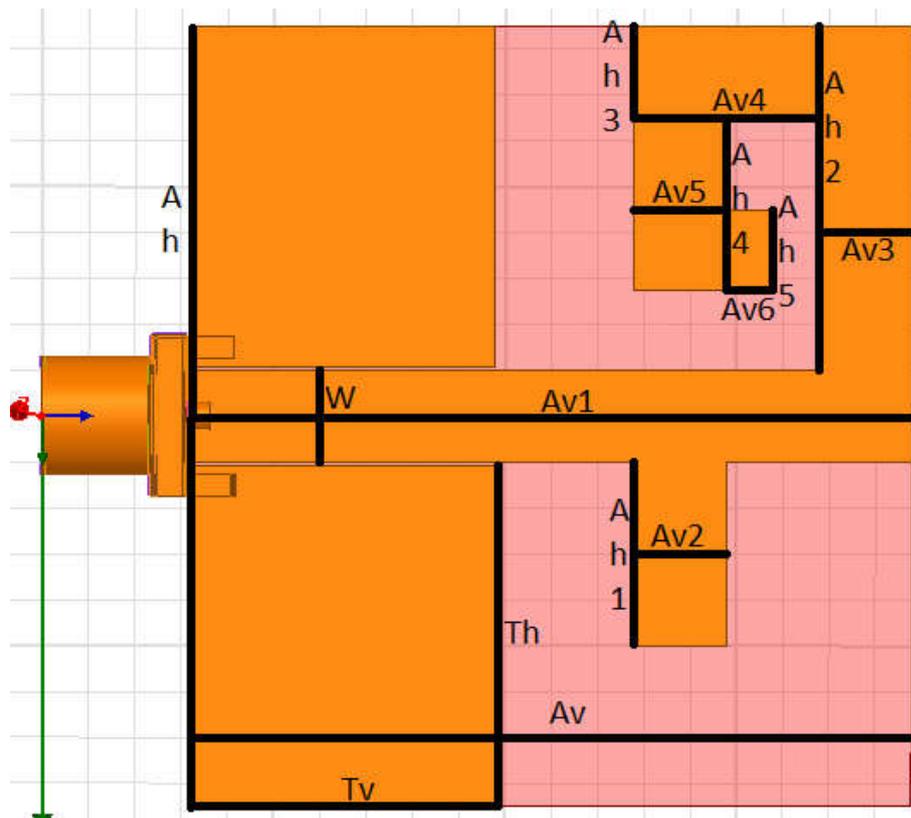
Da esquerda para a direita, de cima para baixo, os gráficos mostram os distanciamentos de 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm entre o par de antenas.

Pelos gráficos da figura 33, é possível perceber que, em curtas distâncias (gráfico A e B), a antena demonstra uma boa resposta de perda de transferência em torno do intervalo de frequência do casamento de impedância da antena (no intervalo de 2 GHz à 2,5 GHz). Porém, a partir do momento em que ela começa a se distanciar para médias e grandes distâncias (gráficos C e D), o comportamento já começa a ficar confuso entre as frequências que não apresentam o casamento de impedância e a banda de largura da perda de transmissão da antena já não é mais perceptível. Portanto, a antena flexível se mostrou com um bom comportamento seletivo para perda de retorno, mas com baixa potência para poder efetuar

transmissões em distâncias acima de 3 cm. Uma hipótese é que a própria proposta do artigo de *design* do sistema difere da proposta realizada neste trabalho (BAHRAMI et al., 2014). O modelo foi elaborado para trabalhar em contato com a pele e com baixa distância entre as próprias antenas e o tecido a ser analisado, apresentando baixo ganho para grandes distâncias. Sendo assim, essa antena flexível foi excluída do projeto do tomógrafo.

O segundo modelo de antena analisado foi outro de antena flexível, baseado no do artigo (RAAD et al., 2016). Foram executadas algumas modificações nos parâmetros desta antena para a realização do seu casamento de impedância em  $50\Omega$  na frequência próxima de 2 GHz, porém os resultados dessa antena não foram satisfatórios e, com uso da análise do resultado da perda de retorno, foi preferido evitar o uso com o tomógrafo. As medidas experimentais não garantiram, também, boa precisão com as simuladas. Os parâmetros usados são mostrados na figura 34.

Figura 34 - Parâmetros da segunda antena de poliamida.



Fonte: O Autor (2018).

Os valores usados na parametrização são expostos na tabela 5.

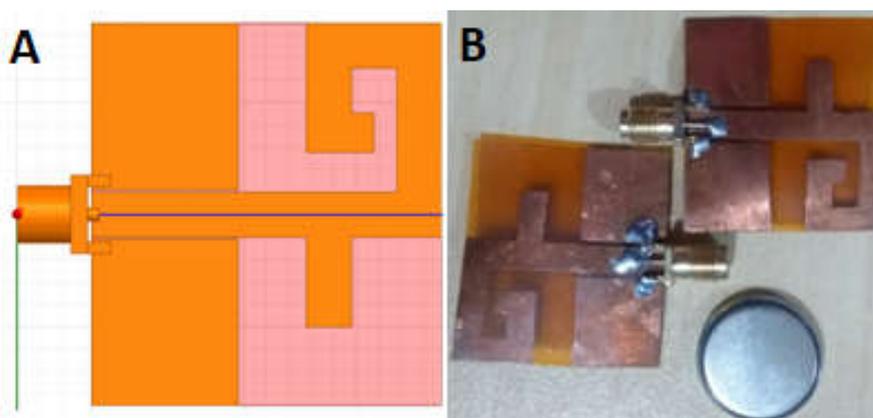
Tabela 5 - Parâmetros da segunda antena de poliamida e seus valores em milímetros.

Parâmetro	Valor (mm)	Parâmetro	Valor (mm)	Parâmetro	Valor (mm)
Th	14,825	Av5	4	Ah5	3,5
Tv	13	Av6	2		
W	4	Ah	34		
Av1	31	Ah1	8		
Av2	4	Ah2	15		
Av3	4	Ah3	4		
Av4	4	Ah4	7,5		

Fonte: O Autor (2018).

Figura 35A e 35B mostram a antena simulada e a antena produzida, respectivamente:

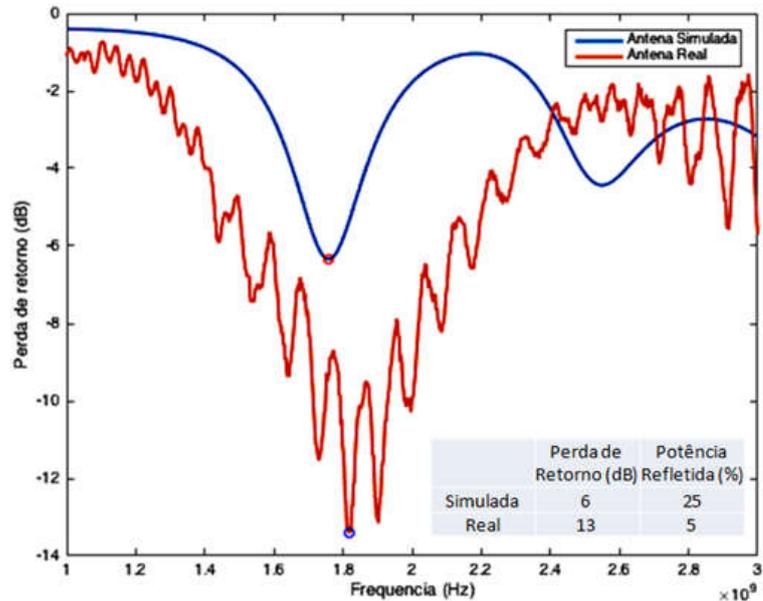
Figura 35 - Antenas flexíveis de poliamida.



Fonte: O Autor (2018).

Para tanto, verificou-se a perda de retorno, simulada e experimental, mostrada pela figura 36.

Figura 36 - Mostra-se a diferença entre a perda de retorno do modelo simulado e a perda de retorno da antenna fabricada.



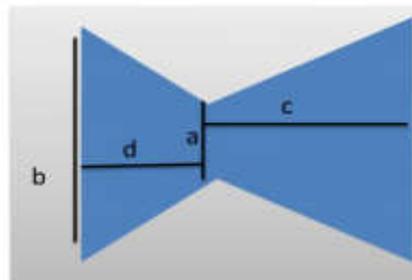
Fonte: O Autor (2018).

Logo, observando a figura 36, nota-se uma baixa perda de retorno da antena simulada de 6 dB. Espera-se, para um melhor casamento de impedância da antena com o analisador de redes, perdas de retorno acima de, pelo menos, 10 dB. Quanto por parte da antena experimental, embora a mesma mostrasse perda de retorno de 12 dB, a presença de segundas ondulações provocadas por ruído e a não garantia dada pela simulação de que outras antenas produzidas poderiam gerar a mesma perda de retorno na produção real das antenas, resolveu-se desistir deste modelo.

Por fim, testou-se a antena *Bow-Tie* baseada no Rahim et al., 2005, com uso de simulação e experimentalmente, coletando os gráficos de perda de retorno da antena.

A antena *Bow-Tie* foi parametrizada de acordo com a figura 37.

Figura 37 - Parâmetros da antena *Bow-Tie*.



Fonte: O Autor (2018).

Os parâmetros e seus valores são mostrados na tabela 6.

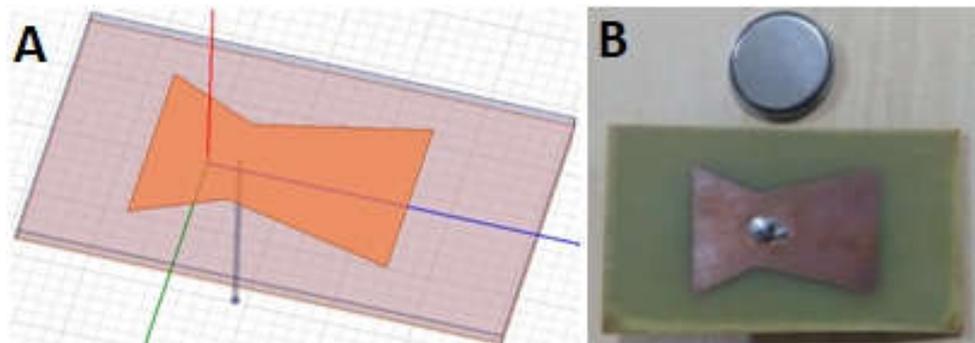
Tabela 6 - Parâmetros da antena *Bow-Tie* e seus valores em milímetros.

Parâmetro	Valor (mm)
a	12
b	22
c	21
d	11

Fonte: O Autor (2018).

A antena modelada na simulação e o fabricado são mostrados na figura 38A e 38B, lado a lado.

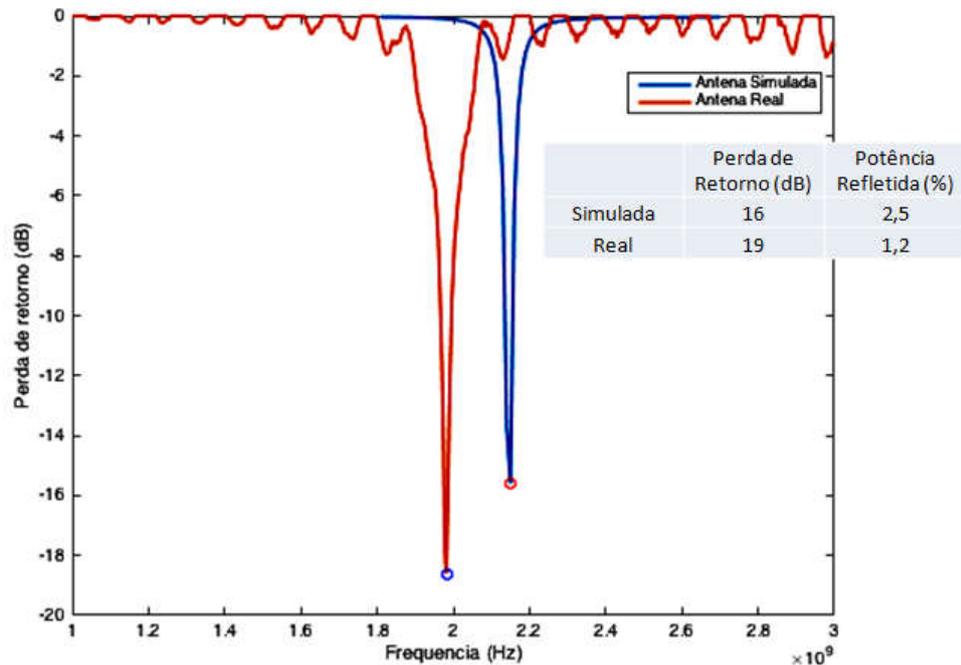
Figura 38 - Modelo *Bow-Tie* simulado e o modelo *Bow-Tie* fabricado.



Fonte: O Autor (2018).

A mesma análise foi efetuada para a *Bow-Tie*. Inicialmente, foram simuladas as perdas de retorno da antena, logo após, as perdas de retorno da antena fabricada. Entretanto, para a *Bow-Tie*, foi efetuado o casamento de impedância na frequência de 2 GHz. E, para tanto, gerados os gráficos da figura 39.

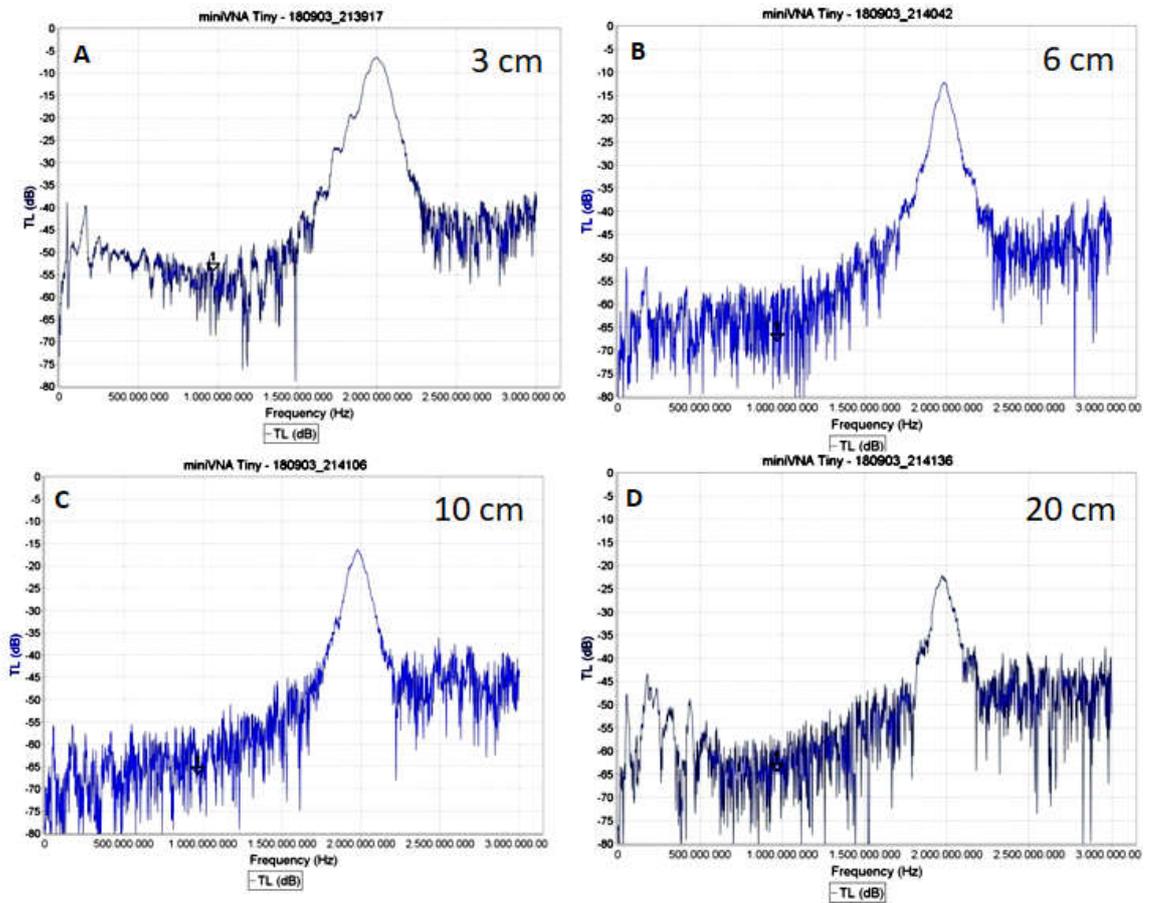
Figura 39 - Mostram a comparação entre a perda de retorno da antena simulada e da antena fabricada.



Fonte: O Autor (2018).

Observa-se, no gráfico da figura 39, que há uma boa adequação na antena em questão. A antena consegue ficar na faixa de banda desejável para o projeto (1,5 GHz a 2,5 GHz) e possui uma boa perda de retorno para a antena simulada (16 dB), na frequência de ressonância (2,2 GHz, aproximadamente), significando uma perda de 2,5% da potência que foi destinada a antena. Para a antena fabricada também há uma boa perda de retorno (19 dB) em sua frequência de ressonância (2 GHz, aproximadamente), significando uma perda de apenas 1,2% da potência aplicada na antena. A frequência de ressonância varia um pouco entre a experimental e a simulada, cerca de 10% de diferença, mas dentro da faixa que pode ser utilizada pelo analisador de redes e da desejada para o experimento. Portanto, assim como a primeira antena flexível, usou-se a *Bow-Tie* para fazer medidas com perdas de transmissão em diversas distâncias face a face uma da outra, nas mesmas distâncias que na da flexível, 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm. Os resultados obtidos são mostrados na figura 40, nas imagens A, B, C e D.

Figura 40 - Mostra-se as perdas de transmissão par a par (entre duas antenas,  $S_{12}$ ) nas distâncias de 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm, respectivamente



Fonte: O Autor (2018).

Ao contrário da antena flexível, a *Bow-Tie* conseguiu manter um padrão nos picos da perda de transmissão numa frequência estável e distinguível, além de conseguir manter esse padrão a média e a longa distância, quando afastados a antena emissora e a receptora. O que nos permite entender que há mais potência entregue na antena *Bow-Tie* do que no caso das antenas flexíveis de poliamida. Sendo assim, a *Bow-Tie* foi selecionada para a composição do tomógrafo, sendo usada para o conjunto de antenas que irão medir a presença de um objeto, próximo do centro da base do tomógrafo, com o uso de medidas de perda de transmissão par a par, onde cada antena fica face a face numa diferença angular de  $180^\circ$ , como descrito em 5.4.4 e como mostrado na figura 27.

## 6.2 O TOMÓGRAFO

Com um formato circular, um conjunto de 10 antenas, separadas por 36° de cada uma, onde estas antenas estão miradas face a face para uma antena oposta, distanciadas por quase 20 cm de diâmetro, como mostrado na figura 41. As antenas passam por um teste de perda de transmissão sem objeto algum no centro da base do tomógrafo, os resultados são obtidos, tanto para perda de retorno quanto perda de transmissão, e são armazenados num computador por um programa feito em MATLAB, com o auxílio de um Arduino *MEGA*.

Posteriormente, um objeto é introduzido no centro (no caso, uma haste metálica homogênea), ou em alguma outra região próxima do centro. As lacunas circulares do acrílico servem justamente para colocação do objeto a ser medido, esse objeto é então bombardeado pela radiação das antenas transmissoras que estão fazendo testes de perda de transmissão. As antenas atuam par a par, ou seja, uma antena de transmissão emite apenas para uma antena receptora, enquanto todas as outras antenas permanecem desligadas.

O objeto bombardeado espalhará parte da radiação dessas antenas emissoras, alterando a percepção de potência das antenas receptoras que tenham sofrido com perdas de potência devido a essas reflexões causadas pelo objeto. Como essas antenas são feitas de materiais dielétricos, os processos de reflexão, absorção e espalhamento das antenas desligadas podem ser considerados desprezíveis, já que não estão polarizadas (excitadas).

Ao armazenar essas perdas de transmissão que sofreram diminuição na potência recebida, e comparar os resultados com os resultados das perdas de transmissão sem o objeto espalhador, conseguimos uma informação de presença do objeto.

As antenas *Bow-Tie*, que demonstraram bom desempenho para transmissões a longas distâncias e nos testes de perda de retorno e de perda de transmissão, foram usadas no tomógrafo. O tomógrafo ganha forma pela disposição das antenas no entorno da base, formando o conjunto de antenas que farão a varredura do objeto. A figura 41 mostra a composição das antenas e suas ordens quanto a transmissor e receptor.

Figura 41 - Tomógrafo com as antenas fixadas e prontas para medição



Fonte: O Autor (2018).

Tomógrafo visto por cima.

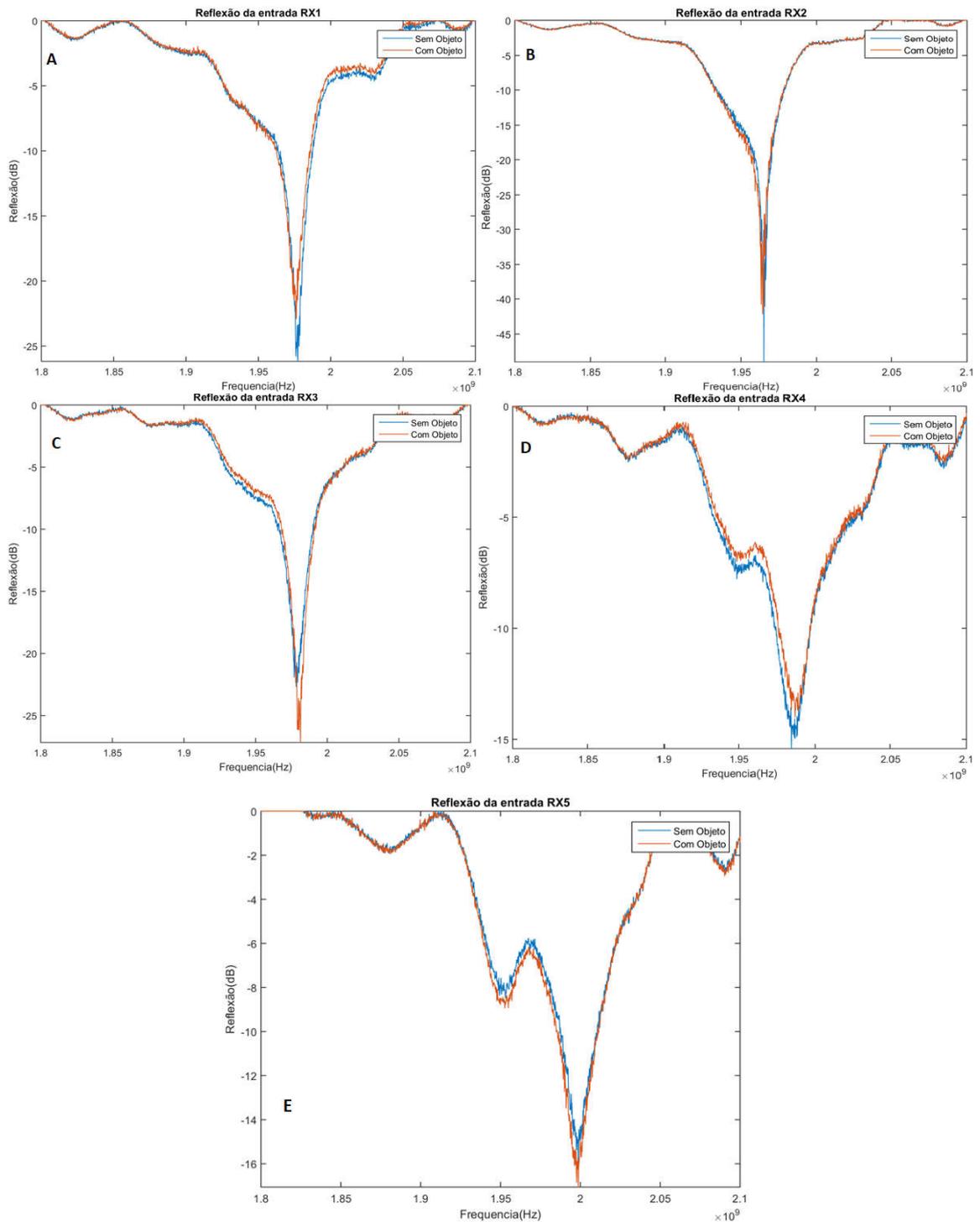
### 6.2.1 Resultados da medição do tomógrafo

Inicialmente, para iniciar as medidas, precisa-se de uma calibração do sistema, para haver uma medida basal e saber mudanças comportamentais do tomógrafo, portanto, foram efetuadas medidas de perda de retorno (reflexão) e de transmissão sem objetos no interior do tomógrafo.

Posteriormente, foi colocado um objeto a ser medido, e como mencionado em 5.4.3, foi uma haste metálica cilíndrica. A haste foi posta no orifício de menor raio, contido a 2 cm do centro da base, que fica situado entre o TX1 e o RX3, onde se realizou dois tipos de varreduras, a primeira foi a da perda de retorno (com e sem a haste), ou reflexão, e a segunda foi a da perda de transmissão (com ou sem a haste).

Os gráficos A, B, C, D e E, da figura 42, mostram os resultados para as perdas de retorno.

Figura 42 - Perdas de retorno para medidas efetuadas



Fonte: O Autor (2018).

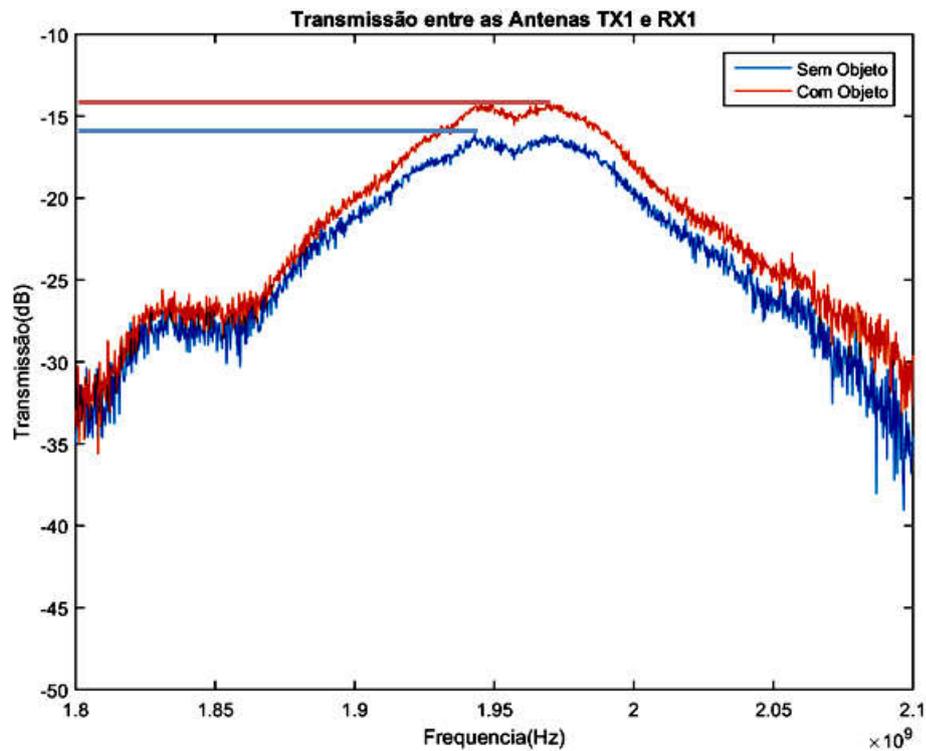
Com (laranja) e sem (azul) a presença da haste metálica, para verificação inicial de adequação do tomógrafo.

Para os gráficos de transmissão, a fim de não poluir com excesso de gráficos, optou-se por usar uma configuração TXn-RXm (Antena transmissora n – Antena Receptora m) de um

único  $n$  ( $n = 1$ ), ao invés de todas as configurações possíveis (todos os  $n$  variando de 1 a 5), logo, a configuração escolhida foi TX1-RX $m$  (com  $m$  variando de 1 a 5).

Os gráficos da perda de retorno da figura 42 permitem concluir que o casamento de impedância da antena com a impedância de saída do gerador, mesmo com a presença da haste de ferro, ainda continua com a frequência de ressonância estável, próximo dos 2 GHz, tal como sem a haste. Tanto sem, quanto com a presença da haste, nas figuras 42A, 42B, 42C, 42D e 42E, as maiores perdas de retorno estão situadas com picos que variam entre 1,95 GHz e 2 GHz, tendo uma variação de 50 MHz, que, comparada com a banda desejada (de 1,5 GHz a 2,5 GHz), é um valor correspondente a apenas 5% de diferença. Ou seja, os picos das perdas se situaram em frequências bastante próximas entre si.

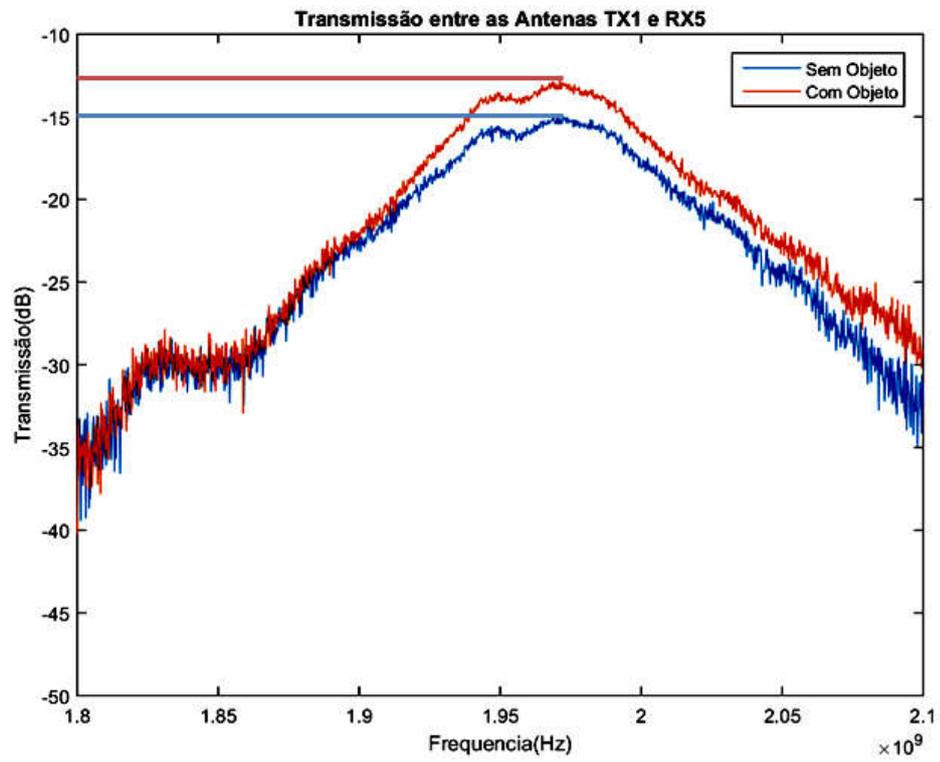
Figura 43 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX1)



Fonte: O Autor (2018).

Com (laranja) e sem (azul) a presença da haste metálica

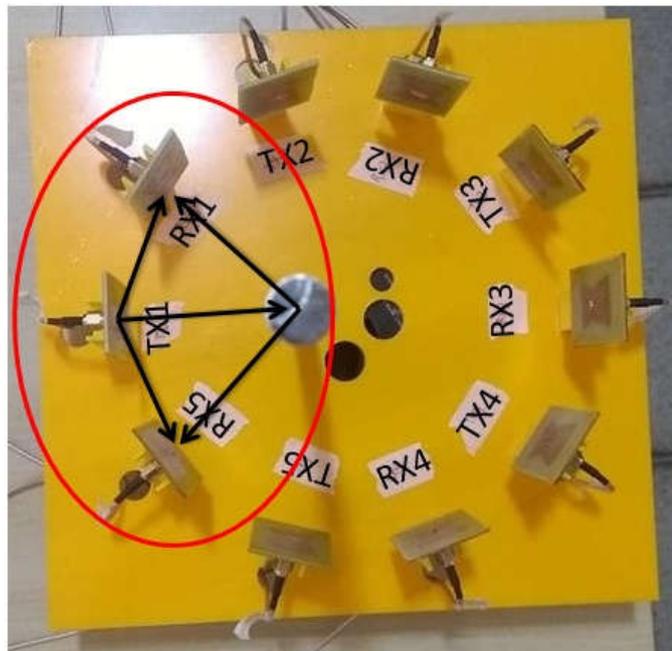
Figura 44 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX5)



Fonte: O Autor (2018).

Com (laranja) e sem (azul) a presença da haste metálica

Figura 45 - Configuração visual entre as antenas transmissoras e receptoras



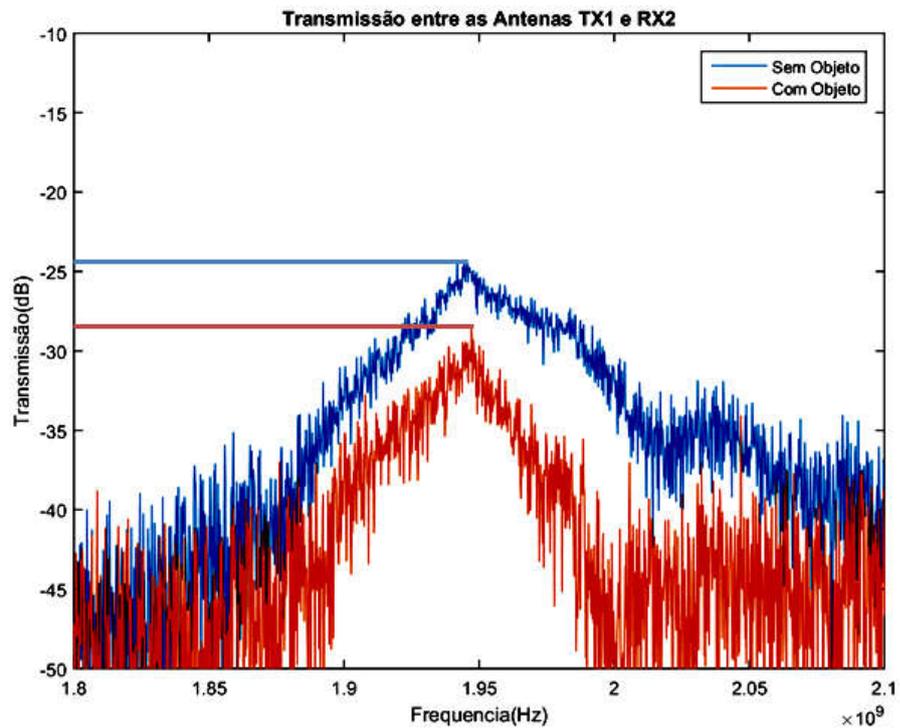
Fonte: O Autor (2018).

Com destaque para as configurações TX1-RX1 e TX1-RX5

Os gráficos das transmissões são mais complexos, porém, fáceis de interpretar. As figuras 43 e 44 são referentes às perdas de transmissões entre a antena transmissora 1 e a antena receptora 1 (TX1-RX1) e entre o transmissor 1 e a antena receptora 5 (TX1-RX5), respectivamente. Estes gráficos são de antenas que possuem uma configuração geométrica similar, tal como destacado na figura 45, e, portanto, ambas possuem comportamento similar. Ambas as configurações (TX1-RX1 e TX1-RX5), sem a haste como obstáculo, possuem uma comunicação de contribuição simples, onde apenas o sinal irradiado pela antena transmissora é recebido pela antena receptora, sem haver reflexão contributiva suficiente ao redor. Já, com a presença da haste, para ambas as configurações há duas contribuições de sinal, a primeira é da antena transmissora, e é a mais contributiva, e a segunda é das reflexões geradas pela haste dos sinais emitidos pela antena transmissora que atingem a haste.

Por fim, espera-se, com a haste, que haja um acréscimo no sinal final recebido pela antena receptora, tal como corrobora os gráficos das figuras 43 e 44. Na figura 43 verifica-se que, sem a haste, a perda de transmissão é de 16 dB, enquanto a perda de transmissão com a haste é de 14 dB, ou seja, há uma menor perda de sinal percebido pela antena receptora quando a haste está presente. Já, na figura 44, o mesmo ocorre, porém com valores diferentes. Enquanto sem a haste, a perda de transmissão de sinal é de 15 dB, com a haste, a perda de transmissão é 12 dB, mostrando um aumento de sinal percebido com a presença da haste.

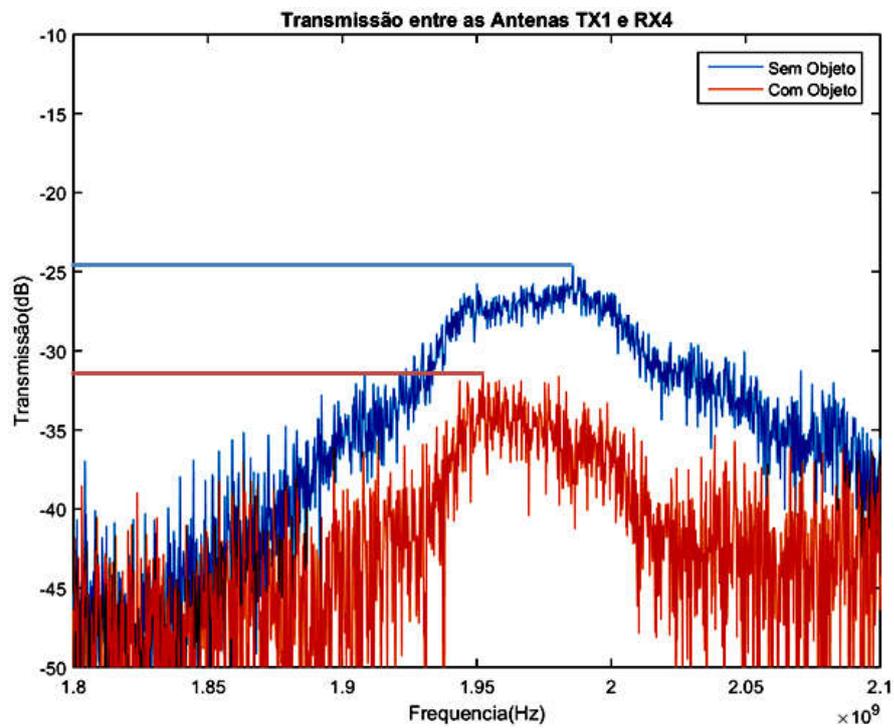
Figura 46 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX2)



Fonte: O Autor (2018).

Com (laranja) e sem (azul) a presença da haste metálica

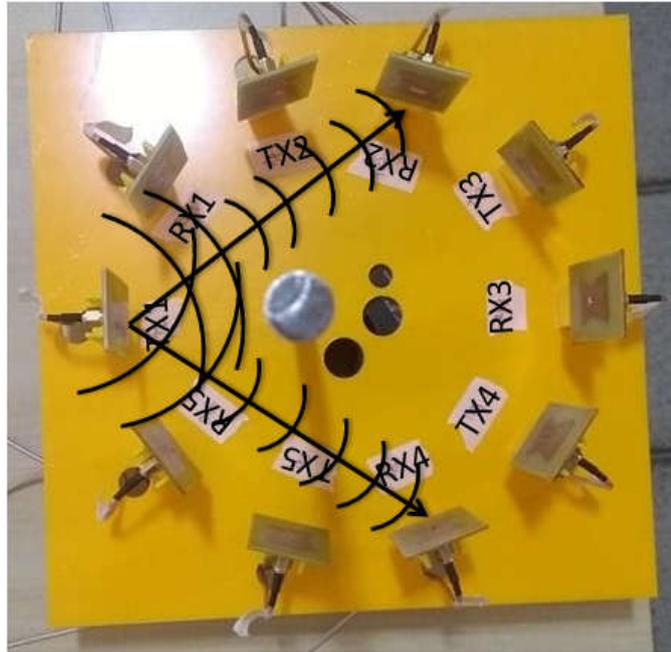
Figura 47 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX4)



Fonte: O Autor (2018).

Com (laranja) e sem (azul) a presença da haste metálica

Figura 48 - Configuração visual entre as antenas transmissoras e receptoras



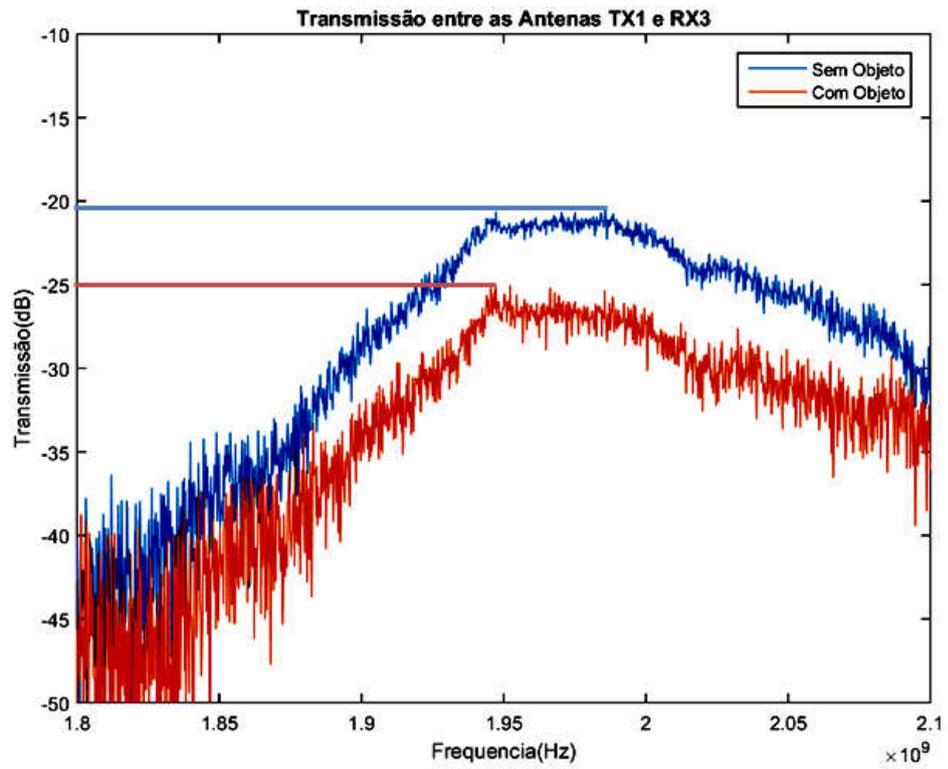
Fonte: O Autor (2018).

Com destaque para as configurações TX1-RX2 e TX1-RX4.

Já para a configuração de comunicação entre a antena de transmissão 1 e as antenas receptoras 2 e 4 (TX1-RX2 e TX1-RX4, respectivamente), observa-se que são os pontos onde a barra de ferro praticamente fica como obstáculo, impedindo o transporte de parte do sinal da antena transmissora 1 para as antenas receptoras 2 e 4, como mostra a figura 48. Logo, sem a presença da haste, é esperado que haja uma comunicação de contribuição simples, sem interferência de bloqueio de parte do sinal recebido por ambas as antenas receptoras. Já com a presença da haste, a mesma atua como um bloqueador do sinal, interrompendo parcialmente o sinal transmitido pela antena transmissora 1 para as antenas receptoras 2 e 4.

E, como visto nos gráficos da figura 46 e 47, é possível verificar esse comportamento. Enquanto o gráfico da figura 46, sem a haste, há uma perda de transmissão de 24 dB, com a haste, há uma perda de transmissão de 27 dB. E, para o gráfico da figura 47, sem a presença da haste, o perda de transmissão é de 25 dB e, com a haste, é de 33 dB. Verifica-se, com isso, que a haste funciona com um atenuador de sinal e diminui a potência do sinal recebido pelas antenas receptoras.

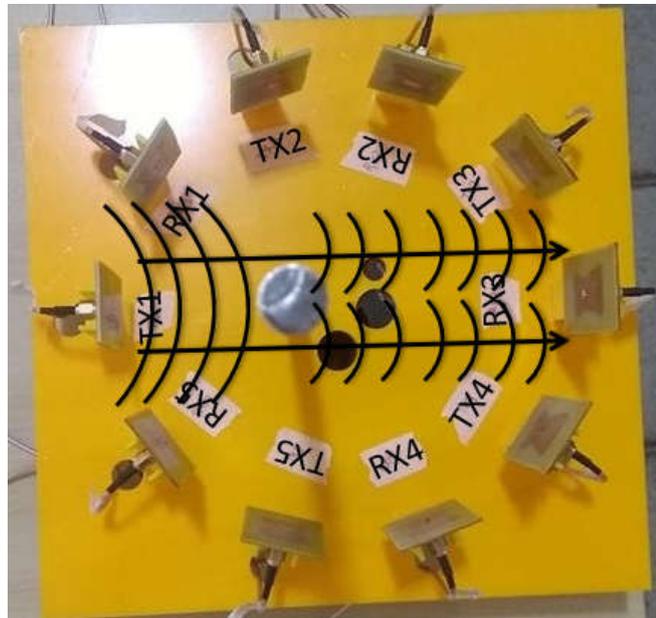
Figura 49 - Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX3)



Fonte: O Autor (2018).

Com e sem a presença da haste metálica.

Figura 50 - Configuração visual entre as antenas transmissoras e receptoras



Fonte: O Autor (2018).

Com destaque para a configuração TX1-RX3.

Quanto ao TX1-RX3, a configuração geométrica entre o transmissor e o receptor é praticamente retilínea, e a haste metálica fica situada entre as antenas em questão, como mostra a figura 50. Nesse caso, a haste, mais uma vez, atua como atenuador de parte do sinal, servindo como obstáculo.

Portanto, na presença da haste, espera-se que o sinal receptado pela antena receptora 3 seja menor que o sinal receptado na ausência da haste. E verifica-se que, dado o gráfico da figura 49, com a ausência da haste, a perda de transmissão é de 21 dB, enquanto na presença da haste, a perda de transmissão é de 25 dB. Portanto, confirmando a atenuação do sinal transmitido para a antena receptora 3, devido a presença da haste.

### 6.3 CONCLUSÕES

Foi possível elaborar testes que permitissem verificar a adequação de diversos tipos de antenas, podendo obter critérios que justifiquem e analisem a figura de mérito destas para o projeto do tomógrafo.

Verificou-se que uma das antenas flexíveis modificadas possui boas respostas quanto à perda de retorno, porém, quando foram postas a prova para distâncias acima de 3 cm de distâncias, o modelo que foi capaz de simular e fabricar adequadamente não conseguiu corresponder sua eficiência na transmissão.

Por fim, foi possível o uso da antena de microfita com *patch* no modelo *Bow-Tie* para o uso no tomógrafo, a antena conseguiu corresponder bem aos testes e conseguiu efetuar medições interpretáveis no uso do tomógrafo.

## 7 CONCLUSÕES GERAIS E OBJETIVOS FUTUROS

Este capítulo é referente à apresentação das conclusões gerais da dissertação e dos resultados.

Nesta dissertação, foi assumido como objetivo, o desenvolvimento de um protótipo de tomógrafo por micro-ondas para tecidos biomédicos, dado a grande demanda por novos modelos clínicos menos invasivos, mais seguros e menos dolorosos a saúde humana.

Para tal, esta análise firmou-se num conjunto de conceitos amplamente estudados por décadas e por diversos grupos acadêmicos ao redor do mundo.

E, para a obtenção dos conceitos e técnicas, a primeira coisa a se fazer foi uma realização aprofundada de uma revisão de literatura que permeasse cronologicamente a linha de estudo envolvendo os tecidos da mama e, usando esse estudo, agregar conhecimento a técnicas da área da engenharia que permitam transformar o conhecimento teórico e técnico em aplicação.

O trabalho envolveu o estudo básico de anatomia da mama, para compreensão conceitual dos termos empregados e conscientização sobre o que a revisão tanto menciona no estudo de propriedades dielétricas em mamas com tecido saudável e maligno. Também houve a necessidade de aprimorar conhecimentos já fundamentados na graduação da engenharia eletrônica, como a teoria fundamental do funcionamento de antenas e sua síntese.

Deste estudo, foram obtidos diversos resultados a cerca do objetivo proposto, como a capacidade de efetuar a síntese de antenas, saber analisar sua eficiência e problemas típicos associados a suas propriedades paramétricas.

Mas, principalmente, foi possível obter resultados promissores quanto ao desenvolvimento do tomógrafo, mesmo que ainda não se tenha conseguido o uso prático de fantasmas, ou de tecidos biomédicos.

O presente estudo ainda mostra algumas limitações, como a ausência de um fantoma, a falta de um algoritmo para reconstrução de imagem que esteja funcional, e de possíveis melhorias na elaboração de antenas mais bem estudadas e num enfoque específico da proposição do estudo.

Futuras investigações podem tornar as antenas menores, flexíveis e viáveis para esse sistema tomográfico, ou partir para o uso de metamateriais que possam dar uma nova cara para o modelo proposto.

Sugere-se também o término do algoritmo de reconstrução de imagem, a fim de conclusão de estudo.

Então, por fim, esse texto se constitui como uma elaboração de um conhecimento básico e fica como contribuição para uma elaboração de um sistema tomográfico que seja mais sofisticado e eficiente. Passível a melhorias, porém com resultados promissores e condizentes com a literatura previamente revista.

## REFERÊNCIAS

- ABRIEL, S; LAU, R W; GABRIEL, C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. **Physics In Medicine And Biology**, v. 41, n. 11, p.2271-2293, 1 nov. 1996c.
- AHSAN, S. et al. Balanced Antipodal Vivaldi Antenna for Microwave Tomography. *In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON WIRELESS MOBILE COMMUNICATION AND HEALTHCARE*, 4., 2014, London. **Proceedings** [...]. local: ICST, 2014. p.316-319.
- ALSAGER, A. F. Design and Analysis of Microstrip Patch Antenna Arrays. **Título do periódico**, v. 42, n. 1, p. 1–80, 2011.
- AROTEGUI, A. P. C. et al. 18F-FDG PET/CT in breast cancer: Evidence-based recommendations in initial staging. **Tumor Biology**, v. 39, n. 10, p.1-23, out. 2017.
- BAHRAMI, H. et al. Flexible sixteen monopole antenna array for microwave breast cancer detection. *In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY*, 36., 2014, Chicago. **Proceedings** [...] local: IEEE. p.3775-3778, ago. 2014.
- BAHRAMIABARGHOUEI, H. et al. Flexible 16 Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection. **IEEE Transactions On Biomedical Engineering**, v. 62, n. 10, p.2516-2525, out. 2015.
- BALANIS, C.. **Antenna Theory**. Chicester: Wiley, 2012.
- BATISTON, A. P. et al. método de detecção do câncer de mama e suas implicações. **Cogitare Enfermagem**, v. 14, n. 1, p.59-64, 12 mai. 2009.
- BERG, W. A. et al. Cystic Breast Masses and the ACRIN 6666 Experience. **Radiologic Clinics Of North America**, v. 48, n. 5, p.931-987, set. 2010.
- BERG, W. A. et al. Diagnostic Accuracy of Mammography, Clinical Examination, US, and MR Imaging in Preoperative Assessment of Breast Cancer. **Radiology**, v. 233, n. 3, p.830-849, dez. 2004.
- BOURQUI, J.; SILL, J. M.; FEAR, E. C. A Prototype System for Measuring Microwave Frequency Reflections from the Breast. **International Journal Of Biomedical Imaging**, v. 2012, p.1-12, 2012.
- BOURQUI, J.; OKONIEWSKI, M.; FEAR, E. C. Balanced Antipodal Vivaldi Antenna With Dielectric Director for Near-Field Microwave Imaging. **IEEE Transactions On Antennas And Propagation**, v. 58, n. 7, p.2318-2326, jul. 2010.
- CAMPBELL, A. M.; LAND, D. V. Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 GHz. **Physics In Medicine And Biology**, v. 37, n. 1, p.193-210, 1 jan. 1992.

CANTINELLI, F. S. et al. A oncopsiquiatria no câncer de mama: considerações a respeito de questões do feminino. **Archives Of Clinical Psychiatry (São Paulo)**, v. 33, n. 3, p.124-133, 2006.

CHOI, J. W. et al. Microwave Detection of Metastasized Breast Cancer Cells in the Lymph Node; Potential Application for Sentinel Lymphadenectomy. **Breast Cancer Research And Treatment**, v. 86, n. 2, p.107-115, jul. 2004.

CLÍMACO, F. M. de S. et al. Biópsia Percutânea Estereotáxica no Diagnóstico das Lesões Mamárias Subclínicas. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**, v. 21, n. 2, p.69-76, mar. 1999.

CONCEIÇÃO, R. C. et al. Numerical modelling for ultra wideband radar breast cancer detection and classification. **Progress In Electromagnetics Research B**, v. 34, p.145-171, 2011.

CONCEIÇÃO, R. C.; MOHR, Johan Jacob; O'HALLORAN, Martin. An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection. **Biological And Medical Physics, Biomedical Engineering**, p.1-45, 2016.

DIXON JM. **ABC of breast diseases**. New Jersey: John Wiley & Sons, 2006. v. 69.

DRAKE, R.L.; VOGL, W.; MITCHELL A.W.M. **Gray's anatomy for students**. 2. ed. London: Elsevier Health Sciences, 2014.

FOSTER, K.R. **Exposure limits for radiofrequency energy**: three models. Disponível em: [https://www.who.int/peh-emf/meetings/day2Varna\\_Foster.pdf](https://www.who.int/peh-emf/meetings/day2Varna_Foster.pdf). Acesso em: 20 ago. 2018.

FR4 data sheet. Disponível em: <https://www.farnell.com/datasheets/1644697.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2018.

FREITAS JÚNIOR, R. et al. Desconforto e dor durante realização da mamografia. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 52, n. 5, p.333-336, out. 2006.

GABRIEL, C; GABRIEL, S; CORTHOUT, E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. **Physics In Medicine And Biology**, v. 41, n. 11, p.2231-2249, 1 nov. 1996a.

GABRIEL, S; LAU, R W; GABRIEL, C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. **Physics In Medicine And Biology**, v. 41, n. 11, p.2251-2269, 1 nov. 1996b.

GHIONE, G.; NALDI, C. Analytical formulas for coplanar lines in hybrid and monolithic MICs. **Electronics Letters**, v. 20 , n. 4, 16 Feb., 1984.

GOLDBLUM, J.; WEISS, S.; FOLPE, A. L. **Enzinger and Weiss's Soft Tissue Tumors**. 6. ed. London: Elsevier, 2008.

HILBERG, W. From Approximations to Exact Relations for Characteristic Impedances. **IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques**, v. 17, n. 5, p.259-265, mai. 1969.

HMC253ALC4 Datasheet. Disponível em: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/hmc253alc4.pdf>. Acesso em: 20 ago. 2018.

HORNER, M. et al. **Seer cancer statistics review, 1975–2006**. Bethesda, MD: National Cancer Institute, 2009.

HUANG, S. Y. Loss tangent. disponível em: [http://people.sutd.edu.sg/~huangshaoying/wp-content/uploads/2014/04/SYHUANG\\_notes\\_losstangent.pdf](http://people.sutd.edu.sg/~huangshaoying/wp-content/uploads/2014/04/SYHUANG_notes_losstangent.pdf). Acesso em 20/08/2018

IARED, W. et al. Comparative evaluation of digital mammography and film mammography: systematic review and meta-analysis. **Sao Paulo Medical Journal**, v. 129, n. 4, p.250-260, 2011.

INCA. O que é câncer? Disponível em: <https://www.inca.gov.br/o-que-e-cancer>. Acesso em 20/08/2018

JOINES, W. T. et al. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz. **Medical Physics**, v. 21, n. 4, p.547-550, abr. 1994.

KEEFE, F. J. et al. Mammography pain and discomfort: a cognitive-behavioral perspective. **Pain**, v. 56, n. 3, p.247-260, mar. 1994.

KHALEEL, H. R. et al. A Compact Polyimide-Based UWB Antenna for Flexible Electronics. **IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters**, v. 11, p.564-567, 2012.

KHALEEL, H. R.; AL-RIZZO, H. M.; RUCKER, D. G.; MOHAN, S. A compact polyimide-based UWB antenna for flexible electronics. **IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.**, v. 11, p. 564–567, 2012.

KHALEEL, Haider R.; AL-RIZZO, H. M.; RUCKER, D. G.. Compact Polyimide-Based Antennas for Flexible Displays. **Journal Of Display Technology**, v. 8, n. 2, p.91-97, fev. 2012.

KHAN, M. W. A. et al. Miniature Coplanar Implantable Antenna on Thin and Flexible Platform for Fully Wireless Intracranial Pressure Monitoring System. **International Journal Of Antennas And Propagation**, v. 2017, p.1-9, 2017.

KWON, S.; LEE, Seungjun. Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection. **International Journal Of Biomedical Imaging**, v. 2016, p.1-26, 2016.

LAZEBNIK, Mariya et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. **Physics In Medicine And Biology**, v. 52, n. 10, p.2637-2656, 23 abr. 2007a.

LAZEBNIK, Mariya et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. **Physics In Medicine And Biology**, v. 52, n. 20, p.6093-6115, 1 out. 2007b.

LIAQAT, M. **Development of flexible microwave antennas for breast cancer imaging system**. Orientador: Frederico Dias Nunes. 2018. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2018.

LIU, H.; ZHU, S.; WEN, P. Flexible CPW-Fed Fishtail-Shaped Antenna for Dual-Band Applications. **IEEE Antennas And Wireless Propagation Letters**, v. 13, p.770-773, 2014.

MADJAR, H. M. Human radio frequency exposure limits: An update of reference levels in Europe, USA, Canada, China, Japan and Korea. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ELECTROMAGNETIC COMPATIBILITY, 2016. **Proceedings** [...]. local: EMC EUROPE, set. 2016. p.467-473.

MADUREIRA, L. C. A. et al. Importância da imagem por ressonância magnética nos estudos dos processos interativos dos órgãos e sistemas. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, Salvador, v. 9, p.13-19, 2010.

MICs. **Electronics Letters**, v. 20, n. 4, p.179-181, 1984.

MULLER, M. C. et al . A prática do auto-exame das mamas em mulheres de uma comunidade universitária. **PsicoUSF**, Itatiba , v. 10, n. 2, p. 185-190, dez. 2005. Disponível em [http://pepsic.bvsalud.org/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1413-82712005000200010&lng=pt&nrm=iso](http://pepsic.bvsalud.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-82712005000200010&lng=pt&nrm=iso). Acesso em: 20 ago. 2018..

NAIDU, P. V.; MALHOTRA, A. Design & analysis of miniaturized asymmetric coplanar strip fed antenna for multi-band wlan/wimax applications. **Progress In Electromagnetics Research C**, v. 57, p.159-171, 2015.

PAGLIARI, D. J. et al. A low-cost, fast, and accurate microwave imaging system for breast cancer detection. In: IEEE BIOMEDICAL CIRCUITS AND SYSTEMS CONFERENCE (BIOCAS), Atlanta, GA, USA, 2015. **Proceedings** [...]. Atlanta, GA, USA: IEEE. p.1-4, out. 2015.

PAULSEN, K. D. et al. A clinical prototype for active microwave imaging of the breast. **IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques**, v. 48, n. 11, p.1841-1853, 2000.

RAAD, H. K.; AL-RIZZO, H. M.; ISAAC, A.; HAMMOODI, A. I. A compact dual band polyimide based antenna for wearable and flexible telemedicine devices. **Prog. Electromagn. Res. C**, v. 63, pp. 153–161, Jan. 2016.

RAHIM, M. Z. A. Abdul Aziz M. K. A.. Bow-Tie Microstrip Antenna Design. IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON NETWORKS JOINTLY HELD, 13.; THE 2005 IEEE 7TH MALAYSIA INTERNATIONAL CONF ON COMMUNIC, 7., 2005. **Proceedings** [...]. Local: IEEE, 2005. p.17-20.

- SILVA, P. A. da; RIUL, S. da S. Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 64, n. 6, p.1016-1021, dez. 2011.
- SON, S. Preclinical Prototype Development of a Microwave Tomography System for Breast Cancer Detection. **Etri Journal**, v. 32, n. 6, p.901-910, 6 dez. 2010.
- SS, C. et al. Dielectric properties of normal & malignant human breast tissues at radiowave & microwave frequencies. **Indian Journal of Biochemistry & Biophysics**, India, p.76-79, fev. 1984.
- SURAJ, P.; GUPTA, V. R. Analysis of a Rectangular Monopole Patch Antenna. **International Journal of Recent Trends in Engineering**, Ranchi, p. 106-109. nov. 2009.
- TESSER, C. D.; D'ÁVILA, T. L. de C. Por que reconsiderar a indicação do rastreamento do câncer de mama? **Cadernos de Saúde Pública**, v. 32, n. 5, p.1-12, 2016.
- THULER, L. C. Considerações sobre a prevenção do câncer de mama feminino. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 49, n. 4, p. 227–238, 2003. Disponível em: [www.inca.gov.br/rbc/n\\_49/v04/pdf/revisao1.pdf](http://www.inca.gov.br/rbc/n_49/v04/pdf/revisao1.pdf). Acesso em 20/08/2018.
- TOMAZELLI, J. G. et al. Avaliação das ações de detecção precoce do câncer de mama no Brasil por meio de indicadores de processo: estudo descritivo com dados do Sismama, 2010-2011. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, v. 26, n. 1, p.61-70, jan. 2017. Instituto Evandro Chagas.
- VISSER, H. **Antenna Theory and applications**. Chichester, West Sussex, U.K.: John Wiley & Sons, 2005.