

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 MICROONDAS PARA IMAGEAMENTO
DE TECIDOS BIOLÓGICOS

RECIFE

2018

MARLON SILVA FERREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
TOMÓGRAFO POR MICROONDAS PARA IMAGEAMENTO
DE TECIDOS BIOLÓGICOS**

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.

Orientador: Prof. Dr. Emery Lins

RECIFE

2018

MARLON SILVA FERREIRA

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE
TOMÓGRAFO POR MICROONDAS PARA IMAGEAMENTO
DE TECIDOS BIOLÓGICOS**

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.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Professor 1 (Titulação e nome completo) Instituição 1

Professor 2 (Titulação e nome completo) Instituição 2

Professor 3 (Titulação e nome completo) Instituição 3

Recife, ____ de _____ de 2018.

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 infra-estrutura 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

Introdução - Para se realizar a reconstrução da imagem de tecidos biológicos são utilizadas técnicas de imageamento por microondas, visto que essa faixa de frequência possui propriedades com baixa capacidade destrutiva ou danosa ao corpo, quando devidamente controlada. A técnica de Imageamento por Microondas baseado em Radar não possui necessidade invasiva, e usa retro-espalhamento de radiação não-iônica para reconstrução da imagem-alvo contida num tecido biológico. **Objetivos** – Elaborar e desenvolver um esquema experimental de um sistema tomográfico que se utilize de técnicas de imageamento por microondas. **Métodos** - As antenas estudadas, projetadas e confeccionadas, foram enquadradas num intervalo de frequência entorno de 2GHz. Dois diferentes tipos de substratos foram usados para a confecção das antenas, foram eles o FR4 e a Poliamida, ambos sendo observados no ar e no phantom (ou seja, uma emulação de um meio biológico, cuja mistura fora uma composição líquida de glicerina com água, numa razão de 80% por 20%, respectivamente). Com a observação de simulações das antenas no ar e no phantom, que foram realizadas através do uso do programa HFSS. Além disso, um algoritmo de reconstrução de imagem fora projetado para um primeiro modelo, ainda em implementação, de um sistema tomográfico por uso de Imageamento em Microondas baseado em Radar. **Resultados** – Foram percebidas algumas incongruências entre a simulação e o modelo experimental proposto quando analisados dentro do phantom através de verificações da perda de retorno e da perda de transmissão da antena, numa composição de casamento mútuo, onde se verifica a diferença entre S11 e S12. **Conclusão** – Observa-se a necessidade de readaptação das antenas para que elas funcionem no phantom usado, além de uma padronização mais sofisticada na simulação, para melhor fundamentação das diferenças obtidas nos resultados.

Palavras-chave: Imageamento. Phantom. Radar. Retro-Espalhamento. Poliamida. FR4.

ABSTRACT

Introduction - To reconstruct the image of biological tissues, microwave imaging techniques are used, since this frequency range possesses properties with low destructive or damaging capacity to the body, when properly controlled. The Radar-based Microwave Imaging technique has no invasive need, and uses non-ionic radiation back-scattering to reconstruct the target image contained in a biological tissue. **Objectives** - Elaborate and develop an experimental scheme of a tomographic system using microwave imaging techniques. **Methods** - The antennas studied, designed and made, were framed in a frequency range around 2GHz. Two different types of substrates were used to make the antennas: FR4 and Polyamide, both of which were observed in the air and in the phantom (ie, an emulation of a biological medium whose mixture was a liquid composition of glycerin with water, at a ratio of 80% by 20%, respectively). With the observation of antennas simulations in air and phantom, they were performed through the use of the HFSS program. In addition, an image reconstruction algorithm was designed for a first model, still in implementation, of a tomographic system by use of Radar-based Microwave imaging. **Results** - Some inconsistencies between the simulation and the proposed experimental model were observed when analyzed inside the phantom through checks of the loss of return and loss of antenna transmission in a mutual marriage composition, where the difference between S11 and S12. **Conclusion** - It is observed the need to retrofit the antennas so that they work in the phantom used, in addition to a more sophisticated standardization in the simulation, to better justify the differences obtained in the results.

Key-words: Imaging. Phantom. Radar. Back Scattering. Polyamide. RF4.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Diferença de qualidade da imagem entre a Mamografia Convencional (analógica) e a Mamografia Digital.....	20
Figura 1.2 - Exemplo de retro-espalhamento e antena receptora.....	21
Gráfico 2.1e 2.2 - Gráficos obtidos por Caudhary, demonstrando o resultado obtido mostrando a diferença dos valores da permissividade (a) relativa e condutividade (b) de um tecido saudável e um tecido com câncer. Faixa de frequência entre 3 MHz e 3 GHz.....	23
Gráfico 2.3 e 2.4 - Resultados obtidos por Joines para as diferenças de propriedades dielétricas entre tecidos saudáveis e com câncer, onde A representa a diferença de permissividade relativa e B a condutividade. Faixa de frequência entre 50 e 900 Mhz.....	25
Gráfico 2.5 e 2.6 - Resultados obtidos por Choi, mostrando as diferenças entre a permissividade relativa (a) e a condutividade (b) entre tecidos saudáveis e tecidos com câncer.....	26
Gráfico 2.7 e 2.8 - Resultados gráficos de Lazebnik mostrando a discrepância entre as permissividades relativas de cada grupo (a) e a diferença entre as condutividades de cada grupo(b).....	27
Gráfico 2.9 e 2.10 - Resultados gráficos do segundo estudo de Lazebnik, agora aglutinando todos os grupos e os dois tipos de tecidos, saudável e com câncer. O gráfico mostra a diferença de permissividade relativa (a) e condutividade (b) entre cada classificação.....	28
Figura 2.1 - Estrutura criada para teste com paciente, usando o TSAR.....	30
Figura 2.2 - Desenho do sistema proposto para o TSAR, com vista por cima e em perfil.....	30
Figura 2.3 - Esquema do sistema elaborado visto por cima, sem a cuba.....	33
Figura 2.4 - Visão tridimensional do sistema, agora com o detalhamento da cuba.....	33
Figura 2.5 - Desenho proposto do sistema elaborado por Bahrami.....	35
Figura 2.6 - Sistema elaborado por Seong-Ho et al.....	37
Figura 3.1 - Camadas mais externas da mama.....	39
Figura 3.2 - subestruturas da mama.....	40
Figura 3.3 - Comportamento do câncer In Situ e do Invasivo.....	41
Figura 5.3 - MiniVNA tiny da MRS, foto ilustrando o analisador de rede usado e seus componentes.....	54
Figura 5.4 - Estrutura de uma antena de microfita com patch.....	55
Figura 5.5 - Esquema de estrutura de uma antena <i>Bow-Tie</i>	56
Figura 5.6 - Estrutura de uma antena CPW.....	56
Figura 5.7 - À esquerda, observam-se os cabos coaxiais usados, à direita, os conectores SMA.....	58
Figura 5.8 - Switches empregados na metodologia, modelo HMC253ALC4.....	58
Figura 5.9- Exemplo do esquema da base do tomógrafo e distribuição das antenas.....	59
Figura 5.10 - Protótipo do tomógrafo montado.....	60
Figura 6.1 e Figura 6.2 – Lado a lado o modelo da antena simulada no HFSS e da antena produzida no substrato flexível de Poliamida.....	62
Gráfico 6.1 e 6.2 – gráficos comparativos das perdas de retorno, à esquerda é a antena simulada, à direita, a antena construída.....	62

Gráfico 6.3 e 6.4 – Os gráficos mostram a impedância característica em função da frequência.....	63
Gráfico 6.5, 6.6, 6.7 e 6.8 – Mostram o comportamento da antena quando efetuado uma análise par a par em distâncias crescentes, da esquerda para a direita, os gráficos mostram os distanciamento para 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm.	63
Figura 6.3 e figura 6.4 – Antenas flexíveis de poliamida.	64
Gráfico 6.9 e 6.10 – Mostra-se a diferença entre a perda de retorno do modelo simulado e a perda de retorno da antena fabricada.....	64
Figura 6.5 e Figura 6.6 – Modelo <i>Bow-Tie</i> simulado e o modelo <i>Bow-Tie</i> fabricado	65
Gráfico 6.11 e 6.12 Mostram a comparação entre a perda de retorno da antena simulada e da antena fabricada.	65
Gráfico 6.13, 6.14, 6.15 e 6.16 mostram a perda de transmissão par a par (entre duas antenas, S_{21}) nas distâncias de 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm, respectivamente	66
Figura 6.7 – Tomógrafo com as antenas apostas e prontas para medição	67
Gráfico 6.17 – Perdas de retorno em RX1.....	68
Gráfico 6.18 – Perdas de retorno em RX2.....	68
Gráfico 6.19 – Perdas de retorno em RX3.....	68
Gráfico 6.20 – Perdas de retorno em RX4.....	68
Gráfico 6.21 – Perdas de retorno em RX5.....	69
Gráfico 6.22 - Transmissão entre TX1e RX1	69
Gráfico 6.22 – Transmissão entre TX1 e RX2	69
Gráfico 6.23 – Transmissão entre TX1 e RX3	70
Gráfico 6.24 – Transmissão entre TX1 e RX4	70
Gráfico 6.25 - Transmissão entre TX1 e RX5	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 - Resultado reportado por Campbell e Land para as propriedades dielétricas de mama feminina....	24
Tabela 2.2 - Resultados tabelados obtido por Meaney em 900 MHz in vivo.	25
Tabela 2.3 - Classificação de grupos baseados em % de tecido adiposo.....	26

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	Fludeoxyglucose F 18
HFSS	<i>High-Frequency Structure Simulator</i>
IEEE	<i>Institute of Electrical and Electronics Engineers</i>
MATLAB	<i>MATrix LABoratory</i>
MRS	<i>Mini Radio Solutions</i>
PET-TC	<i>Positron Emission Tomography – Computed Tomography</i>
SMA	<i>SubMiniature version A</i>
TSAR	<i>Tissue Sensing Adaptive 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
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 função do tempo
$\frac{dv_z}{dt}$	Diferencial matemático da velocidade de cargas no eixo z em função do 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
η_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 ôhmica 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
Γ	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
S11	Perda de retorno de uma antena
S21 ou S12	Perda de transmissão da antena 1 com uma antena 2
ϵ_{eff}	Permissividade dielétrica efetiva de um material
S	Comprimento entre as trilhas de terra da antena
ϵ_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

1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Técnicas conhecidas, estabelecidas e empregadas para diagnóstico médico	19
1.1.1 A Mamografia	19
1.1.2 PET-TC	20
1.2 Imageamento por Radiação de Micro-ondas	20
1.3 Objetivos da dissertação	21
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1 Século XX	23
2.2 Século XXI	25
2.3 Alguns exemplos de sistemas desenvolvidos ou propostos	28
2.3.1 TSAR	29
2.3.2 <i>Balanced Antipodal Vivaldi Antenna Array for Microwave Tomography</i>	32
2.3.3 <i>Flexible Sixteen Monopole Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection</i>	34
2.3.4 <i>Preclinical Prototype Development of a Microwave Tomography System for Breast Cancer Detection</i>	36
2.4 Conclusão	37
3 ANATOMIA DA MAMA	39
3.1 Formatos da Mama	39
3.1.1 Mama Saudável	39
3.1.2 Mama cancerígena	40
4 ANTENAS	42
4.1 Introdução	42
4.2 Tipos de antena	42
4.2.1 Antenas a Cabo	42
4.2.2 Antena de Microfita de Patch	42

4.2.3 Antenas Coplanares.....	43
4.2.4 Conjunto de Antenas	43
4.3 Mecanismo de Radiação.....	43
4.4 Antenas: Parâmetros Fundamentais.....	44
4.4.1 Diagrama de Radiação.....	45
4.4.2 Regiões de Campo.....	46
4.4.3 Largura de Feixe	46
4.4.4 Diretividade e Ganho.....	46
4.4.5 Impedância de Entrada	47
4.4.6 Largura de Banda	49
5. MÉTODOS E MATERIAIS.....	50
5.1 Modelo de proposta.....	50
5.2 Escolha do Material e Substrato	52
5.3 Região da banda e o analisador de redes.....	53
5.4 Síntese das Antenas.....	54
5.4.1 Tipos de antenas escolhidas para análise.....	54
5.4.2 Adendo de materiais usados	57
5.4.3 Padronização do Phantom.....	58
5.4.4 Montagem do protótipo	59
5.4.5 Algoritmo de reconstrução	60
6. RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....	61
6.1 Testes das antenas	61
6.2 Modelos de antenas testadas.....	61
6.2.1 Testes no HFSS.....	61
6.2.2 O tomógrafo.....	66
6.2.3 Resultados da medição do tomógrafo	67
6.3 Conclusões do capítulo.....	71

7 CONCLUSÕES GERAIS E OBJETIVOS FUTUROS	72
REFERÊNCIAS	74

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, processo invasivo, além de poder prevenir doenças associadas a tais tecidos [15]. 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, ultrassom, ou PET-TC (tomografia computadorizada por emissão de pósitrons).

O tipo de câncer que mais mata mulheres brasileiras é o câncer de mama [16], e sua principal forma de combate é a prevenção precoce [17]. Portanto, o câncer de mama é considerado um importante problema de saúde pública no Brasil e no mundo, tendo, em 2012, a taxa de 12,1 óbitos por 100 mil mulheres [18].

Para prevenção ou detecção, muitas técnicas de imageamento do tecido biológico sob suspeita devem ser realizadas e, em algumas mulheres, a observação isolada de exames são o suficiente para um bom diagnóstico do paciente, entretanto, há a possibilidade de haver ainda suspeita em caso de má realização do exame, ou então da baixa resolução, ou da eficácia da técnica empregada [19], [20]. 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 [20].

A mastologia segue, portanto, como uma especialização médica bastante afetada pela imprecisão na reconstrução da imagem da mama [21]. Outro grande problema na área da mastologia é a queixa dos pacientes quanto ao estresse físico que algumas técnicas já empregadas geram [22], muitas vezes, provocando o abandono do retorno periódico do paciente devido aos traumas associados aos incômodos físicos durante o processo de exame [23].

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 Microondas baseada em Radar para tecidos biológicos é uma técnica já estudada há décadas [24] e, em algumas instituições, já empregada em fase pré-clínica [24], como uma opção complementar e menos estressante para pacientes sob suspeita de câncer.

1.1 Técnicas conhecidas, estabelecidas e empregadas para diagnóstico médico

No Brasil, os pacientes são recomendados, primariamente, a fazer o auto-exame das mamas como protocolo preventivo, e, em caso de alguma anormalidade detectada pelo paciente, o mesmo deve ir ao encontro de um especialista [25]. 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 [26], além de exames periódicos para os de idade avançada [27].

A atenção secundária para pacientes que possuem suspeita clínica de câncer, o protocolo a seguir é o encaminhamento para a execução de exames clínicos que usam processamento de imagem como mecanismo de verificação. Para mulheres com menos de 35 anos, o procedimento recomendado é o uso da ultrassom 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, o ultrassom em conjunto com a mamografia positiva ou negativa é recomendado anualmente [26].

1.1.1 A Mamografia

É a principal forma de exame preventivo clínico para pacientes com suspeita de câncer de mama, e é usada a técnica de raios X [24]. 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 [28]. A mama é comprimida e por duas placas, já que os raios X empregados para formação da imagem possuem menor intensidade radioativa, propositadamente, que o processo de raios X convencional e, portanto, é mais difícil para o raio atravessar o tecido biológico com essa menor intensidade. A imagem, então, é grava em filmes radiográficos [28].

A mamografia digital 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 [28].

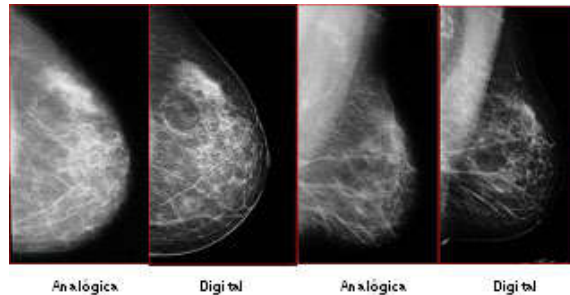


Figura 1.1 - Diferença de qualidade da imagem entre a Mamografia Convencional (analógica) e a Mamografia Digital.

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

1.1.2 PET-TC

Em alguns casos, o uso do PET-TC, que é uma técnica de imageamento para tecidos biológicos, 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 [29]. O PET-TC precisa da inserção do líquido radiofármaco FDG-18, que nada mais é que uma composição em baixa dose de um líquido radio-ativador em conjunto com glicose. A inserção desse fármaco ocorre pela capacidade do tomógrafo captá-lo em doses baixíssimas e seguras para o corpo humano, a adição da glicose é feita devido ao grande consumo energético que as células cancerígenas exercem quando já presentes na mama [29].

1.2 Imageamento por Radiação de Micro-ondas

O imageamento por microondas é uma técnica não invasiva, com radiação não-iônica, indolor e, como já há décadas de estudo acadêmico estabelecido na área [30], há padrões estabelecidos para que não ocorra nenhum tipo de dano ao corpo humano [31] e [48]. No imageamento por microondas, a radiação é emitida em direção ao tecido biológico e parte da radiação incidente que consegue penetrar o 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, é através da radiação retro-espalhada que é possível medir a localização de possíveis nódulos, tumores e calcificações dentro do tecido biológico, sendo assim chamado também de técnica de imageamento por microonda 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 poder saber caracterizar o objeto captado pelo radar [30].

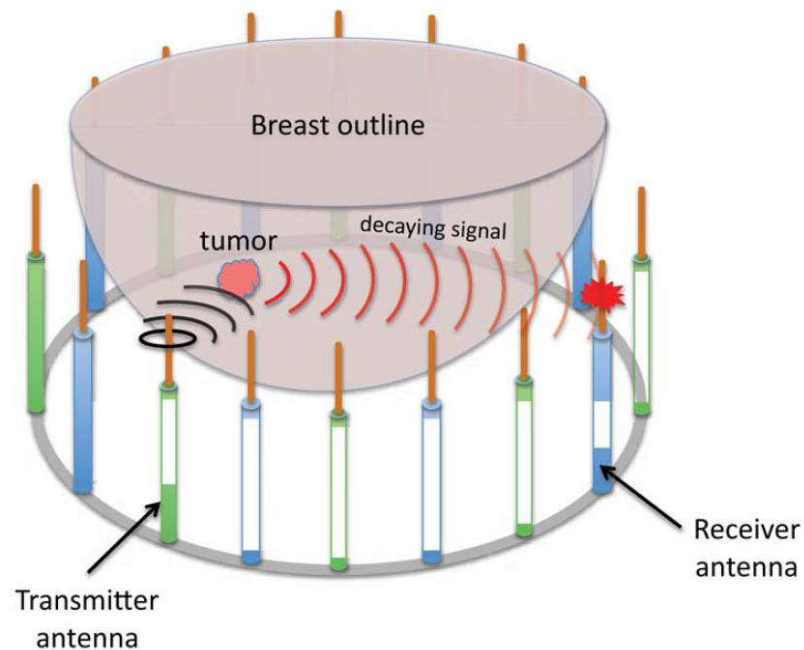


Figura 1.2 - Exemplo de retro-espalhamento e antena receptora
 Fonte: <http://plato.fea.ugent.be/mijnscripties/export1.jsp?nr=15120&view=ntpPD>

1.3 Objetivos da dissertação

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

Quanto a objetivos específicos, o trabalho é composto de:

- Revisão bibliográfica sobre propriedades dielétricas de tecidos mamários cancerígenos;
- 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 funcionamento;
- Simulação, adaptação e produção de antenas compatíveis com a faixa de frequência sugerida para estudo nos meios do ar e do phantom;
- Adaptação de um modelo experimental de um sistema tomográfico com análise de um phantom 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 dado [31], 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 câncer [32] - [35]. Focado apenas no estudo da mama, um dos primeiros foi, em 1984, por Chaudhary et al., [36] medido 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 [36] a concluir e evidenciar uma diferença significativa nas propriedades dielétricas de tecidos de mamas humanas dentro da faixa de frequência analisada, como mostrado na figura 2.1, com destaque nas frequências abaixo de 100 MHz, onde foi visto mais discrepância. Acabou firmando-se como um primeiro banco de dados para estudos posteriores na área.

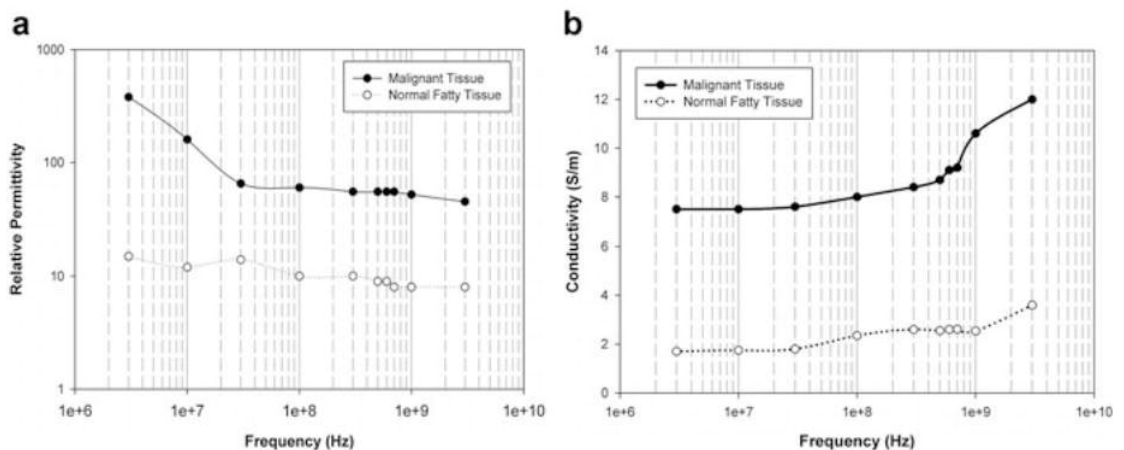


Gráfico 2.1 e 2.2 - Gráficos obtidos por Chaudhary, demonstrando o resultado obtido mostrando a diferença dos valores da permissividade (a) relativa e condutividade (b) de um tecido saudável e um tecido com câncer. Faixa de frequência entre 3 MHz e 3 GHz.

Oito anos depois, em 1992, Campbell e Land [37] usaram 3.2 GHz como frequência para análise de mama feminina. O objetivo do estudo era prover informações detalhadas nessa frequência exata, para o uso de termografia em micro-ondas. No [37], o tecido adiposo, tecido normal da mama, o tumor benigno na mama, e o maligno foram o foco da análise. Concluíram que, de fato, há diferença significativa entre o tecido normal e tecido com tumor (independentemente se maligno ou benigno) quanto as suas propriedades dielétricas, como mostrado na tabela 1.1:

Tabela 1.1 - Resultado reportado por Campbell e Land para as propriedades dielétricas de mama feminina

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

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 e outro estudo no ano 2000, Joines et al. [38] e Meaney et al. [39], respectivamente, usaram frequências próximas para composição de seus respectivos estudos, enquanto o primeiro analisou numa região de espectro variando de 0 à 900 MHz, o segundo estudo fixou a frequência de 900 MHz para análise dos dados e usou um protótipo de tomógrafo por micro-ondas. Ambos mediram as propriedades dielétricas de tecidos de mamas normais, embora só o primeiro tenha medido de mamas com tumor maligno. O primeiro foi realizado com material ex vivo, já o segundo com material in vivo (ou seja, não houve extração de tecido do corpo do paciente).

O primeiro estudo, Joines [38], 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 na figura 2.2:

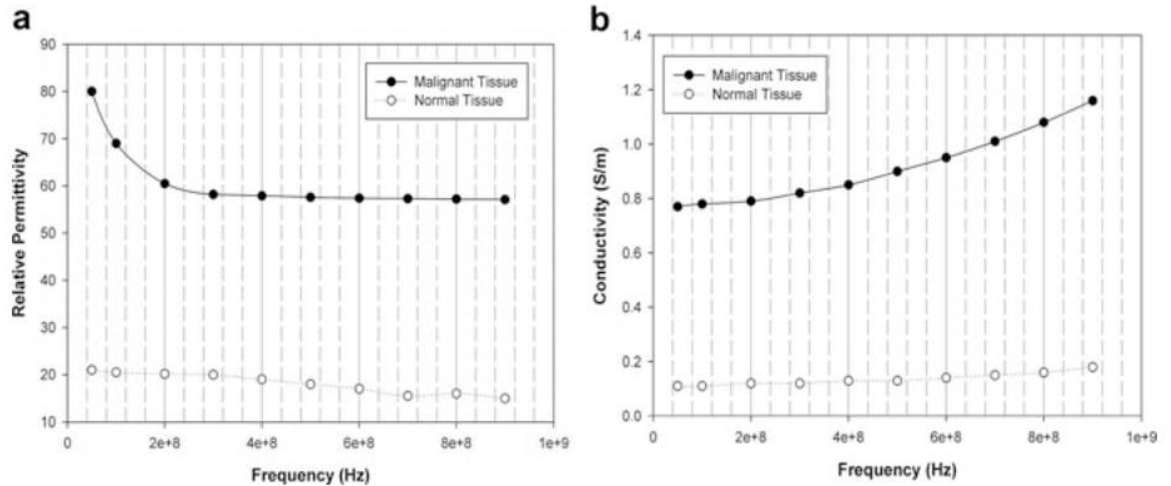


Gráfico 2.3 e 2.4 - Resultados obtidos por Joines para as diferenças de propriedades dielétricas entre tecidos saudáveis e com câncer, onde A representa a diferença de permissividade relativa e B a condutividade. Faixa de frequência entre 50 e 900 MHz.

Já o segundo estudo, o de Marney [39], 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 [38], como mostrado na tabela 2.2. A variação, entretanto, não aproximava significativamente os valores das mamas normais com os valores das mamas com tumor maligno. Meaney [39] procura expor também a possível relação entre o valor da média da permissividade e a densidade radiográfica do tecido, visto que pacientes dos estudos que foram catalogados como com alta quantidade de gordura (tecido adiposo), tiveram resultados diferentes dos demais pacientes resultado em valores heterogêneos. O com mais gordura apresentaram média de permissividade relativa de 31, enquanto os heterogêneos variavam entre 35 e 36.

Tabela 2.2 - Resultados tabelados obtido 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

2.2 Século XXI

No início da primeira década, em 2004, Choi et al. [40] mediram e compararam 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 mais uma vez é evidenciado a diferença entre os tecidos, como mostra a figura 2.3:

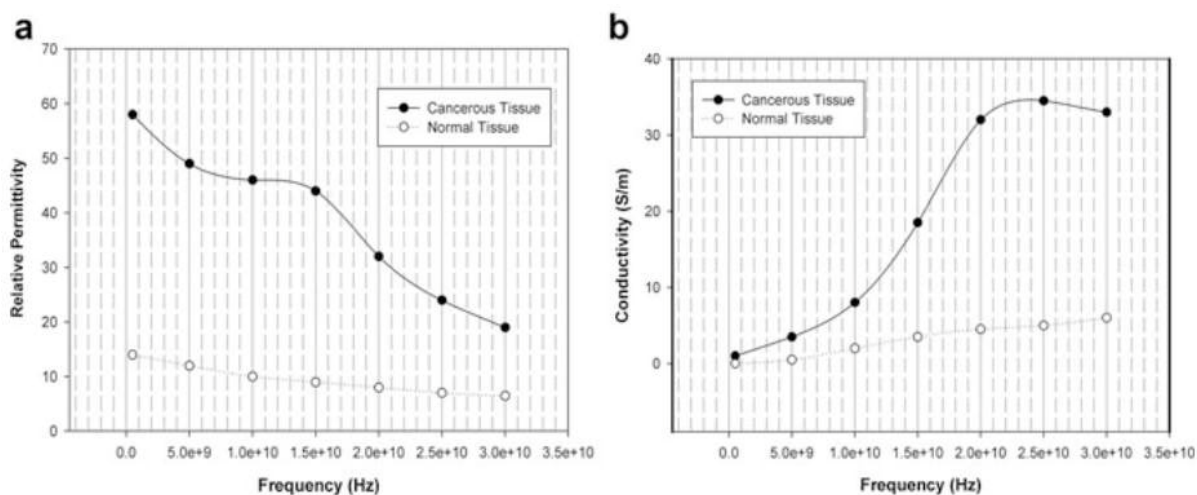


Gráfico 2.5 e 2.6 - Resultados obtidos por Choi, mostrando as diferenças entre a permissividade relativa (a) e a condutividade (b) entre tecidos saudáveis e tecidos com câncer.

Um dos mais recentes e mais bem estabelecidos estudos também ocorre na primeira década deste século, em 2007, realizado por Lazebnik et al [42]. Ele 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, [41] e [42], 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 segue a tabela 1:

Tabela 2.3 - 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

Através do uso de equações Cole-Cole foi feito para o ajuste gráfico dos valores da permissividade média e da condutividade. Os gráficos abaixo mostram os resultados obtidos:

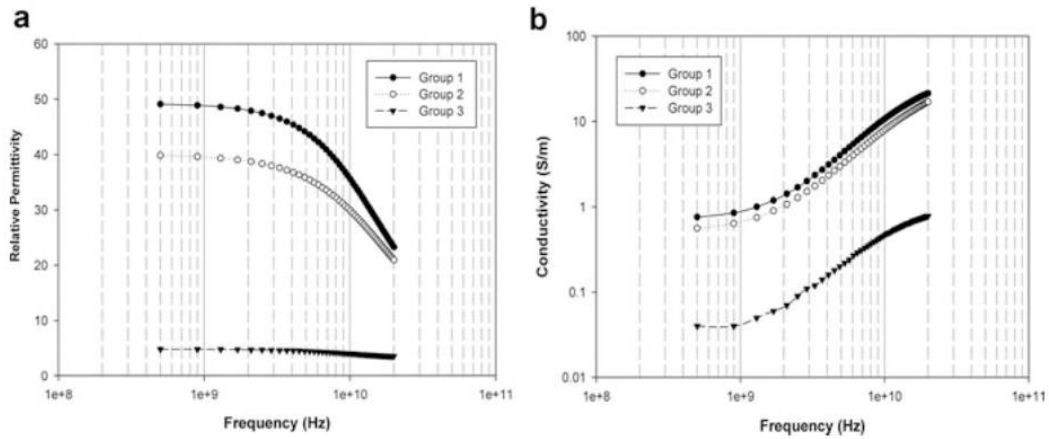


Gráfico 2.7 e 2.8 - Resultados gráficos de Lazebnik mostrando a discrepância entre as permissividades relativas de cada grupo (a) e a diferença entre as condutividades de cada grupo (b).

Como é possível perceber pelo gráfico, Lazebnik [41] 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 [39], Lazebnik [41] supõe que uma 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 para a região de tumor, e não na região do tumor, como no estudo do Lazebnik [41]. 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 de Lazebnik [42] considerou outros tecidos, dessa vez usando tecidos de mama com tumor maligno e com benigno. Mais uma vez, expandiu o espaço amostral de amostras de pacientes e aumentou a banda de frequência da varredura indo de 0,5 a 20 GHz. Os gráficos dos resultados obtidos foram:

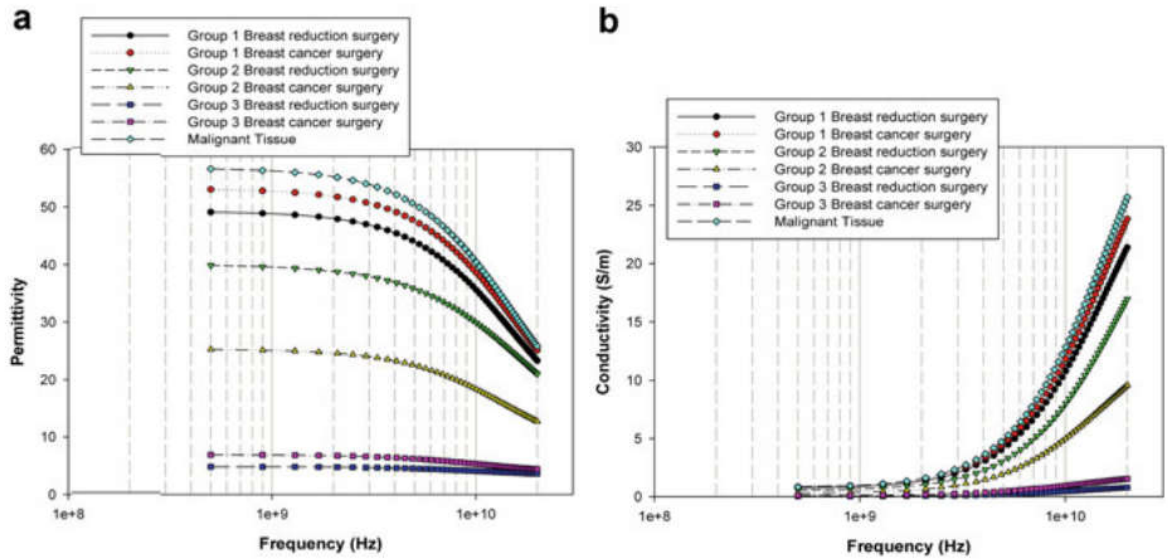


Gráfico 2.9 e 2.10 - Resultados gráficos do segundo estudo de Lazebnik, agora aglutinando todos os grupos e os dois tipos de tecidos, saudável e com câncer. O gráfico mostra a diferença de permissividade relativa (a) e condutividade (b) entre cada classificação

Lazebnik [42] 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, tal qual Chaudhary [36] e Joines [38]. A redução na porcentagem da diferença se dá exatamente pelo maior rigor no critério de ajuste das densidades de tecido adiposo nas regiões de estudo.

Esse cenário heterogêneo nas propriedades dielétricas, como apresentado por Lazebnik [41] e [42], mostra uma gama de possibilidades e desafios com perfis mais definidos para o imageamento com uso de micro-ondas.

2.3 Alguns exemplos de sistemas desenvolvidos ou propostos

A necessidade de novos meios menos invasivos e danosos que complementem o diagnóstico de médico faz com que novas técnicas laboratoriais para detecção e monitoramento de mudança de comportamento de tecidos biológicos ganhem espaço em grupos de pesquisa [30]. O câncer de mama, por exemplo, usa como técnica padrão de imageamento os raios X (mamografia), um processo de radiação danoso ao corpo humano, dado sua capacidade ionizante.

A idéia dos novos sistemas propostos nessas últimas décadas, que se utiliza de imageamento por microondas, 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 [30], embora necessite geralmente de mais poder computacional.

Por fim, foi procurado estudar um compilado de sistemas de tomografia por microondas 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, é um sistema elaborado por J. Bourqui et al., 2012 [43]. 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 buraco feito na mesa, que se conecta com o tanque cilíndrico preenchido com o óleo de canola.



Figura 2.1 - Estrutura criada para teste com paciente, usando o TSAR.

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.

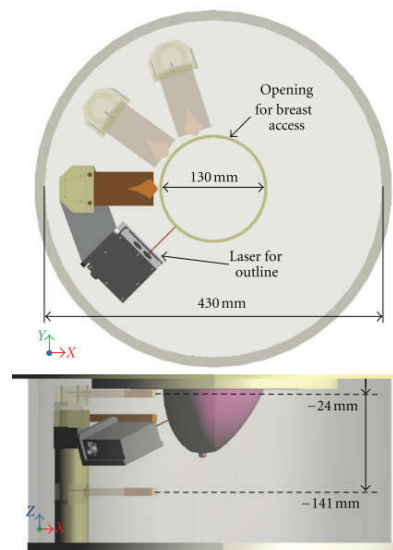


Figura 2.2 - Desenho do sistema proposto para o TSAR, com vista por cima e em perfil.

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. 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 a tela de controle do operador.

2.3.1.2 Descrição de Funcionamento

Medidas em microondas 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 a incidir na 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, que estão no 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 fórmula:

$$V(t) = V0 * (t - t0) * \exp\left(-\frac{t-t0}{\tau}\right) \quad (1).$$

Onde V0 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 questão 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 ao sistema, que facilita o processamento através de um maior conhecimento topológico da mama.

O laser no braço giratório, por sua vez, fornece conhecimento prévio do formato da mama, 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, já que não há processamento de múltiplos sinais, tornando a aparelhagem mais barata.

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

2.3.1.4 Desvantagens

O sistema se utiliza apenas de 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 idéias iniciais de imagear usando microondas é a diminuição do tempo de coleta de medidas, o sistema em questão leva cerca de 30 minutos [43], 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 podem ser gerados pela imprecisão natural do sistema, já que, para calibrar, é necessário sempre efetuar duas rodadas de medidas, uma sem o tecido in vivo e outra com o tecido in vivo, usando o posicionamento idêntico dos sensores usados em ambas as coletas.

2.3.2 *Balanced Antipodal Vivaldi Antenna Array for Microwave Tomography*

Esse sistema foi elaborado por um grupo de pesquisa londrino, da escola de Ciências Matemáticas e Naturais da *King's College* de Londres, foi feito por Syed et al., 2014 [44]. 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 microondas. Os efeitos de casamento foram medidos com e sem o uso de um phantom 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.

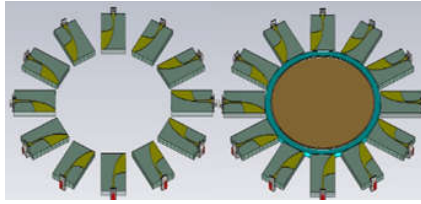


Figura 2.3 - Esquema do sistema elaborado visto por cima, sem a cuba.



Figura 2.4 - Visão tridimensional do sistema, agora com o detalhamento da cuba

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 phantom, 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 par 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, o sistema proposto por Bahrami et al., 2014[45], como o próprio título induz, utiliza-se de antenas flexíveis para captura de medidas. A idéia 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.

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 [46]. 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 5GHz, 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.

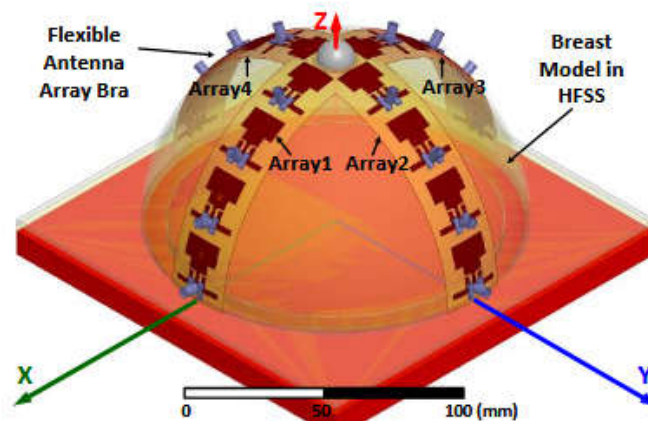


Figura 2.5 - Desenho proposto do sistema elaborado por Bahrami

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, glândula e músculo. A perda dielétrica quantifica dissipação dielétrica inerente quando o meio dielétrico interage com onda eletromagnética [47]. A densidade de massa é necessária para o cálculo de taxa de absorção específica média [48].

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, foi 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 de [48].

2.3.3.2 Vantagens

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*

Seong-Ho et al., 2010 [49], é o grupo responsável pelo ETRI MT *System*, que consiste num sistema multi-estático de antenas fixas entorno 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 buraco 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 semi-rígido 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 [49]. Segue o esquema da montagem na figura 2.11:

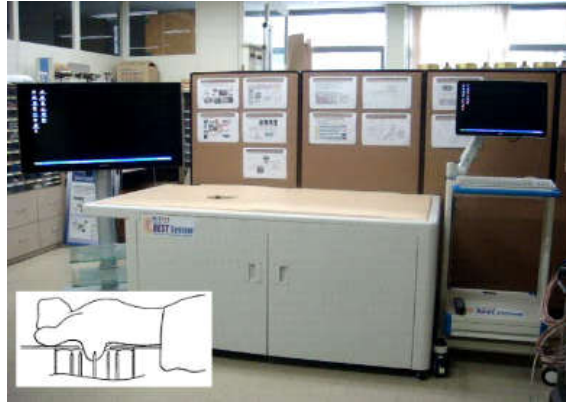


Figura 2.6 - Sistema elaborado por Seong-Ho et al.

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.

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 semi-rígido das antenas não é de fácil reprodução em laboratório, diferentemente das antenas impressas em substrato flexível ou em RF4.

2.4 Conclusão

É possível observar o desenvolvimento de estudos e 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. [36] foi capaz de estabelecer indícios verossímeis que fundamentaram a base da linha de pesquisa de diversos grupos. Lazebnik et al [41] e [42] 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, como [43] e [49], enquanto outros modelos ainda estão em fase de simulação de dados e processo de melhoria de parâmetros do projeto [44] e [45].

É possível constatar também, que alguns grupos já conseguiram dados promissores para uma pré-clínica, ou seja, com o uso de phantoms e triagem humana como uso de pacientes, para melhoria do sistema [43] e [49].

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 e o comportamento do tecido mamário quando exposto à radiação micro-ondas, 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 [50]. Outro fator preocupante é o amadurecimento e envelhecimento biológico da mama, que altera as propriedades biológicas e dielétricas da mesma [51] e [52]. 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 3.1.

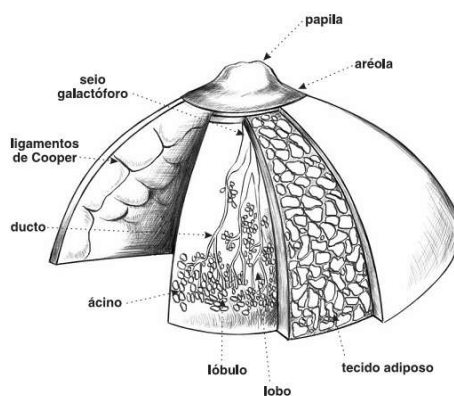


Figura 3.1 - Camadas mais externas da mama

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

O tecido adiposo é a gordura que dá forma e tamanho a 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 3.2, 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.

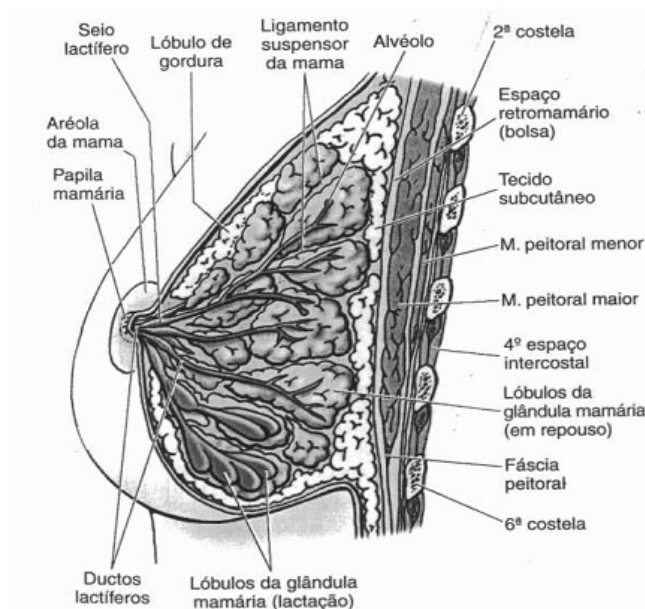


Figura 3.2 - subestruturas da mama

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

3.1.2 Mama cancerígena

Como já dito, as mulheres com idades mais avançadas são as mais suscetíveis a ter câncer de mama [27]. 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 [53]. Existem múltiplos fatores de riscos que podem provocar essas mutações, como: sobrepeso, alcoolismo, alterações hormonais, a idade e hereditariedade genética da doença, especialmente as duas últimas, as mais importantes a se observar [17] e [54].

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 2.14 mostra o esquema comportamental dos dois tipos de câncer.

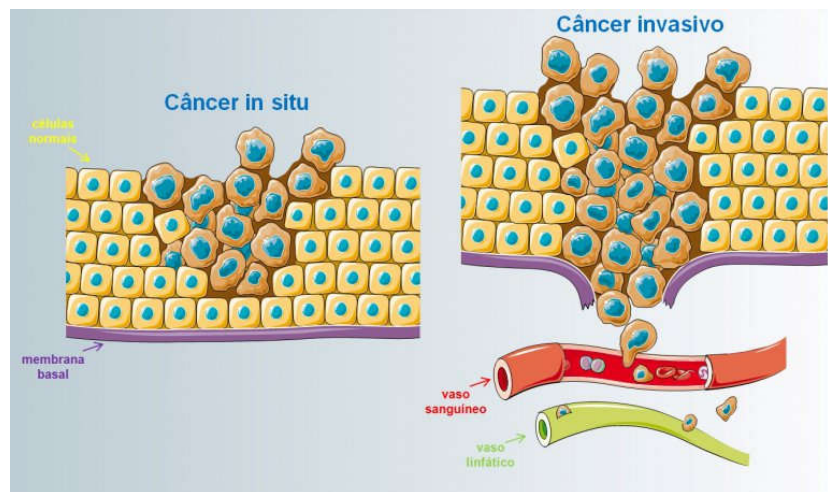


Figura 3.3 - Comportamento do câncer In Situ e do Invasivo.
 Fonte: <http://drrodrigomoraes.com/tipos-de-cancer/>

Em geral, o câncer é definido como um crescimento desordenado de células que se espalham indiscriminadamente no corpo [56], 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 [55].

3.1.2.1 Definindo maligno e benigno.

É como ocorre a da proliferação 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 [57].

4 ANTENAS

4.1 Introdução

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 [65] e [64]. 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.

4.2 Tipos de antena

Há diversos tipos de antenas modeladas e usadas formalmente em diferentes livros e artigos, aqui serão discutidos brevemente os principais encontrados na literatura.

4.2.1 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.

4.2.2 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 será formado 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 [64]. Foram usados esses modelos para o projeto proposto, descrições mais técnicas no capítulo 5.

4.2.3 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 [59], [60], [61] e [62].

4.2.4 Conjunto de Antenas

É nada mais que um conjunto de antenas postos num mesmo meio e trabalhando 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.

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. Essas são as antenas refletoras e as antenas de lente.

4.3 Mecanismo de Radiação

A fonte de radiação eletromagnética é uma carga acelerada ou desacelerada [65], ou seja, sua alimentação é provida por cabeamento onde cargas elétricas em movimento acelerado fornecem alimentação elétrica necessária para execução operacional de uma antena [64]. Onde, num fio com um dado volume V , possui uma densidade volumétrica de carga associada, dado por q_v (Coulombs/m³). 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/m²), 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:

$$J_s = q_s * v_z \quad (2.2)$$

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 [64], 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. [64] 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.

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.

4.4 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 são necessários

precisam ser especificados para uma descrição mais completa da antena, mas são sempre existentes. Essa seção é exatamente para mostrar os principais que serão usados diante da dissertação.

4.4.1 Diagrama de Radiação

É a representação gráfica das propriedades da radiação de uma antena em função de coordenadas espaciais. 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 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° 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.

4.4.2 Regiões de Campo

Há três regiões de campos que envolvem as antenas, são elas: região de campo próximo reativo, região radiante e região de campo distante. Aqui, só utilizaremos a região de campo distante como análise, que nada mais é que a região na qual uma antena tem a distribuição angular dos campos independente da distância à antena. Se uma antena possui uma dimensão de tamanho P , a região de campo distante é geralmente estabelecida como uma região de distância $2P^2/\lambda$ da antena, onde λ é o comprimento de onda emitida pela antena.

4.4.3 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., onde justamente é o ponto onde se concentra metade da potência irradiada. Possui relação inversa com o número de lóbulos laterais, ou seja, ao aumentar o número de lóbulos, houve uma diminuição da largura de feixe da antena.

4.4.4 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 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 radia pela antena dividido pelo fator de 4π . Matematicamente é escrito como:

$$D = \frac{U}{U_0} = \frac{4\pi U}{P_{rad}} ; \quad (4.5)$$

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 a 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, $G = G_{abs}$.

4.4.5 Impedância de Entrada

Antenas não são consideradas como dispositivos auto-suficientes [65], 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:

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

Onde R_c é a parte real (resistiva) da impedância e a X_c é a parte imaginária (reativa) da antena. Tal qual a parte real é composta por duas parte, uma sendo a parte de perda térmica (associado a 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 ohmicas nulas, sobrando apenas as 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 , tem-se o seguinte desenho:

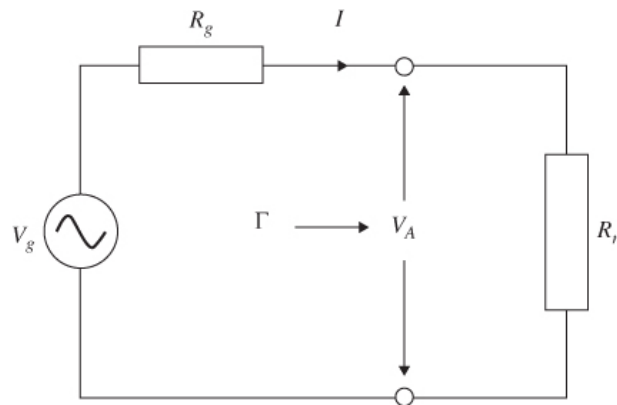


Figura 4.1 - Circuito de casamento de impedância entre antena e gerador.

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 .

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, e, da teoria de redes micro-ondas, o coeficiente de reflexão é dado por Γ , como na figura 4.1 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. Ou seja, isso significa que antena só operará casada em restritas bandas de frequências, onde o centro dessas frequências, chamada de frequência central, será a frequência de melhor casamento da antena.

4.4.6 Largura de Banda

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 [64]. O casamento de impedância de uma antena é dado por um ou mais conjuntos de largura de banda, onde a frequência central de cada uma tende a ser a frequência de melhor casamento da mesma.

O padrão associado a bons casamentos de impedância é quando consegue uma perda de retorno de aproximadamente -10 dB, onde $|\Gamma|^2 \leq 0.1$, 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.

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 primeira frequência abaixo, a esquerda, de -10 dB e f_f é a primeira frequência acima, à direita, de -10 dB. E f_0 é a frequência de menor potência em 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.

5.1 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 phantom;
- Escolha de montagem do sistema;
- Escolha e implementação de um algoritmo de reconstrução da imagem;

Primeiro, escolheu-se dois tipos diferentes de materiais para analisar possibilidades futuras de uso do projeto. Com materiais rígidos, como o RF4, limitamos a geometria do desenho geométrico do sistema tomográfico, embora, com materiais flexíveis, como a poliamida, amplia-se a gama de possibilidades de forma do desenho, entretanto, é necessário verificar o impacto reproduzido nos resultados de cada material, e como isso influencia na escolha dele, além da complexidade que o material pode gerar na construção do protótipo dado os resultados, o que talvez gere novos métodos para correção da estrutura ou até mudança de modelo.

A escolha do substrato mostra também ser outro fator de grande impacto, cada substrato possui suas próprias características dielétricas, fazendo com que mudanças na simulação e em meio experimental precisem ser adaptados a uma realidade condizente com a especificada para essas diferenças de propriedades dielétricas. Os substratos escolhidos foram o RF4, material bastante empregado na fabricação de antenas, e a poliamida, material que começou a se tornar popular [2], [3], [4] e [5].

A banda de frequência escolhida para trabalhar foi limitada pelo nosso VNA, como usamos o *MiniVNA Tiny*, com banda funcional de 1 MHz a 3 Ghz, a faixa entorno de 1.5 Ghz a 2.5 GHz foi selecionado para a faixa de análise, portanto, apenas antenas nessas regiões foram analisadas.

Houve-se a necessidade de escolher, simular e produzir antenas para efetuar os testes e verificar se as mesmas correspondiam com as simulações obtidas de cada antena simulada, e se estavam na faixa desejada. As antenas foram simuladas no HFSS.

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 phantom deve ser estabelecido para que seja possível iniciar medições efetivas. Para elaboração do phantom, foi sugerida a preparação de um meio líquido, numa composição de 80% de glicerina pura e 20% de água destilada, como sugerido em [6], 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 barra de ferro ficaria no centro do sistema como obstáculo e seria o responsável pela reflexão do sinal, 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, amplificando a capacidade da coleta e a uma base construída com a ajuda de uma impressora 3D.

O último fator a analisar é a escolha de uma técnica de algoritmo e a implementação dela em algum sistema de controle eletrônico que possa digitalizar os dados analógicos colhidos pelas antenas. Para isso, foi escolhido algoritmo elaborado por um dos estudantes participantes do laboratório [58], porém, por a inviabilidade do tempo, o algoritmo de reconstrução não pôde ser finalizado ainda.

5.2 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 [7], o RF-4. O substrato possui espessura de 1,6 mm com constante dielétrica (ϵ_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 [1].



Figura 5.1 - RF-4 utilizado para produção da antena.

A poliamida é material flexível, de relativo baixo custo, 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 (ϵ_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 [3].



Figura 5.2 - Poliamida usada para a fabricação da antena, na foto destaca-se a sua flexibilidade, a parte laranja é a poliamida, a parte mais brilhante, o laminado de cobre.

5.3 Região da banda e o analisador de redes

Para fazer os testes experimentais das antenas produzidas, com o uso de teste de perda de retorno (S_{11}) e perda de transmissão par a par (S_{12}), o analisador de rede usado foi o MiniVNA Tiny, da empresa MRS. O analisador de redes é pequeno, portátil e relativamente barato, cerca de 600 dólares, porém sua capacidade analítica é limitada. Ele cobre um intervalo de frequência entre 1 MHz a 3 GHz, o que faz com que os projetos das antenas tenham que se enquadrar nessa faixa. É esse mesmo analisador o escolhido para realizar a coleta de dados das antenas no desenvolvimento do protótipo. 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 VNA. Em suas duas saídas, se encontro o DUT e o DET, que são os responsáveis pela a análise S_{11} e S_{21}



Figura 5.3 - MiniVNA tiny da MRS, foto ilustrando o analisador de rede usado e seus componentes.

5.4 Síntese das Antenas

Para poder fazer as medidas analógicas de rádio frequência necessárias, foram escolhidas antenas e para isso, há a necessidade de se procurar, na literatura, modelos compatíveis com os pré-requisitados pelas nossas limitações experimentais. Diversos artigos foram consultados [3], [5], [8], [9], [10] e [11], onde alguns deles foram usados como base para reprodução e adequação das antenas na faixa de frequência necessária. Os primeiros testes das antenas foram realizados no ar, tanto a perda de retorno, quanto a de transmissão (S_{11} e S_{21} , respectivamente), os testes foram simulados no programa HFSS (apenas a perda de retorno), e os testes realizados experimentalmente usaram o MiniVNA Tiny, da MRS.

5.4.1 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.

5.4.1.1 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 [64]. O patch da microfita é desenhado na lâmina de cobre da

camada de radiação da antena, um conector SMA 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.

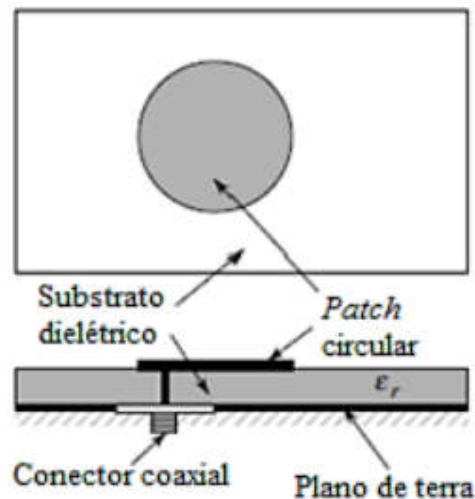


Figura 5.4 - Estrutura de uma antena de microfita com patch
Fonte: BALANIS, 2005

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

A figura 5.5 mostra o esquema de uma antena de microfita com patch tipo Bow-Tie. A geometria numa antena é de fundamental importância, já que 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, seguiu-se a seguinte relação matemática:

Para o cálculo da permissividade efetiva do material:

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

Para o cálculo da impedância característica do material empregado:

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

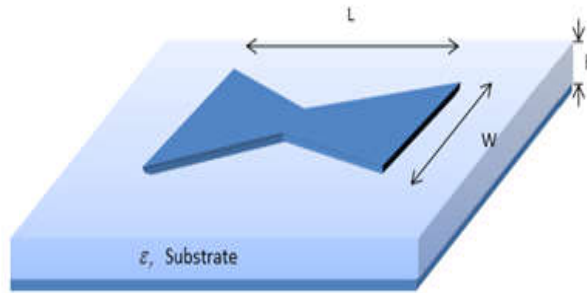


Figura 5.5 - Esquema de estrutura de uma antena *Bow-Tie*.

5.4.1.2 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 [65].

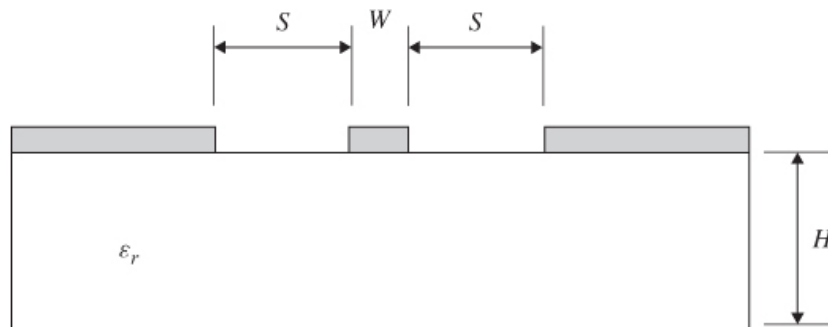


Figura 5.6 - Estrutura de uma antena CPW
Fonte: Hubregt, J. Visser, 2012

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 [65], que utiliza [12] e [13]:

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 [12]:

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

Onde

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

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 [13], tal que:

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

5.4.2 Adendo de materiais usados

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

- Conectores fêmeas SMA de 50 Ω ;
- Cabos coaxiais machos de 50 Ω ;
- Instrumentação de soldagem e multímetro digital;
- Switch para cabos coaxiais de modelo HMC253ALC4 [14];
- Conectores de carga para calibração do analisador de rede (material incluso com a compra do analisador);

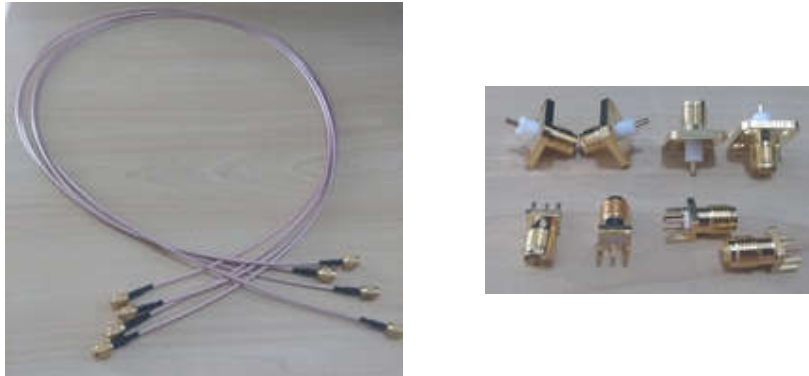


Figura 5.7 - À esquerda, observam-se os cabos coaxiais usados, à direita, os conectores SMA.



Figura 5.8 - Switches empregados na metodologia, modelo HMC253ALC4.

5.4.3 Padronização do Phantom

Para poder checar a adequação experimental das antenas, os testes de casamento de impedância, 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 phantom, o primeiro phantom 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 [6]. Entretanto, nossas antenas (tanto a rígida, quando a flexível) mostraram um

comportamento anormal em seus resultados quando imergidos no phantom, como rápida solução, modificamos o modelo de análise para uma simples barra de ferro imersa no ar, com a ressalva de uma futura sofisticação para melhoria do sistema tomográfico.

5.4.4 Montagem do protótipo

Primeiro, uma configuração de montagem precisa ser escolhida e suas características precisam ser estabelecidas. Para isso, escolheu-se que, para uma melhor precisão dos dados, deveríamos 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° , assim, as antenas estariam 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 estariam 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° entre o centro de cada antena, como mostra a figura 4.9.

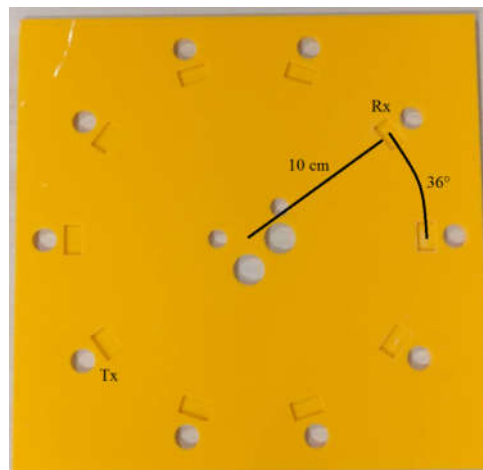


Figura 5.9– Exemplo do esquema da base do tomógrafo e distribuição das antenas.

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 5.10:



Figura 5.10 - Protótipo do tomógrafo montado

Os switches, como mostrado na figura 5.10, servem para aumentar a capacidade de uso das antenas no analisador de rede, que só tem uma entrada e uma saída para efetuar as medições, onde seria necessário, sem os switches, fazer a troca manual de cada antena, isso permite fazer as medidas sem pausa e automatizá-las.

5.4.5 Algoritmo de reconstrução

Para a implementação do algoritmo, usou-se a técnica da discretização do problema do espalhamento inverso, onde, ao se confrontar com um problema de cunho não linear como esse, busca-se uma aproximação para a equação do problema do espalhamento inverso a fim de se conseguir um isolamento nas regiões de investigação (retorno de espalhamento) transformando áreas de interesses em pequenas regiões discretas e, com isso, conseguindo produzir matrizes de contribuição de cada região discretizada e, recompondo essas informações, pode-se transformar em problemas numéricos a fim do uso de sistemas computacionais que o solucionem numericamente [58].

Infelizmente, a construção do algoritmo ainda não está completa, necessitando de melhorias e mais testes para finalização, portanto, limitou-se a obter apenas os dados em rádio frequência do sistema elaborado, não reconstruindo a imagem.

6. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Nesse capítulo, é mostrado 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 no capítulo passado, 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 50Ω , 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.

6.2 Modelos de antenas testadas

Foram testados, em simulação no HFSS, quatro modelos de antenas, seguindo a proposta de geometrias dos seguintes artigos [4], [63] e [5].

6.2.1 Testes no HFSS

A primeira antena simulada foi a proposta do artigo [4], porém, fizemos modificações nos parâmetros, gerando um modelo no qual casasse a impedância em 50Ω na frequência desejada para o projeto, a frequência escolhida foi próxima de 2.5 GHz.

O modelo proposto no HFSS e o modelo fabricado são mostrados na figura 6.1 e 6.2, pode-se ver que o substrato usado, pela figura 6.2, foi a poliamida, material flexível, como proposto no artigo [4].

Para o cálculo do casamento de impedância, foram usadas as equações 5.3 a 5.7. Para facilitar o cálculo, usou-se uma calculadora com as equações já implementadas.

Com os dados da simulação em mãos e com as antenas fabricadas, bastou comparar os gráficos de perda de retorno (S11) e impedância na frequência de maior retorno com os mesmos dados coletados no analisador de redes e conferir se os mesmos batiam próximos com os dados simulados.

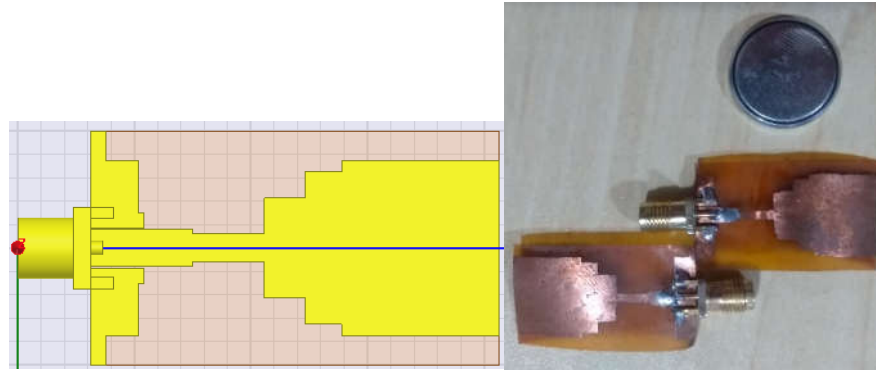


Figura 6.1 e Figura 6.2 – Lado a lado o modelo da antenna simulada no HFSS e da antenna produzida no substrato flexível de Poliamida

Logo, como perda de retorno simulada e experimental da antenna projetada, foi possível obter o gráfico 6.1 e 6.2 a similaridade

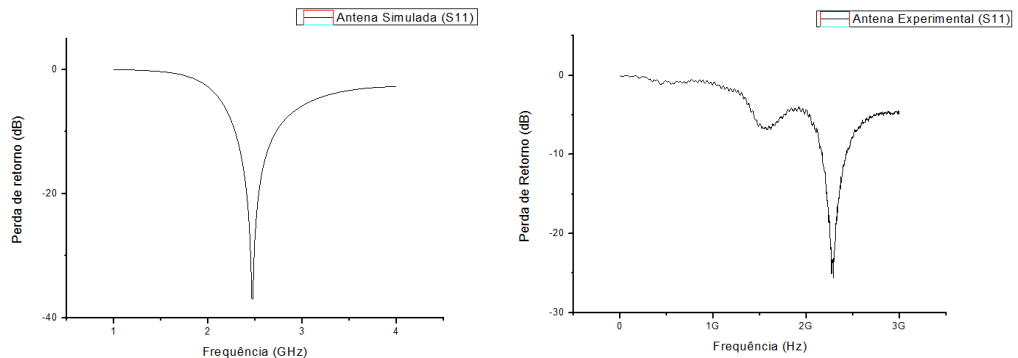


Gráfico 6.1 e 6.2 – gráficos comparativos das perdas de retorno, à esquerda é a antenna simulada, à direita, a antenna construída.

Ambas possuem, em sua perda de retorno, uma grande similaridade, a diferença em maior escala é a da magnitude da perda, que na simulada alcançou valores próximos de -40 dB, já a antenna física chegou próximo a -25 dB. As frequências centrais das largas de bandas ficaram com valores bem próximos. Foi analisado o gráfico da distribuição das impedâncias características das antenas em função do tempo, para verificação do casamento.

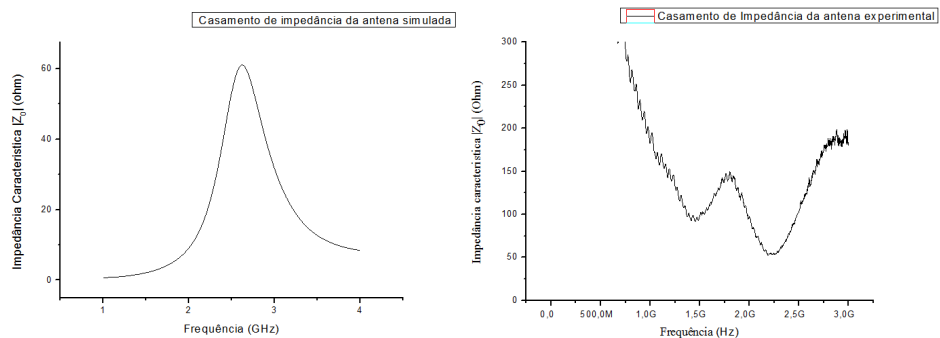


Gráfico 6.3 e 6.4 – Os gráficos mostram a impedância característica em função da frequência.

É possível perceber que, em ambos os casos, a frequência central possui, como esperado, casamento de impedância de 50Ω . Com valores visualmente próximos entre ambos. 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 que, com o comportamento da antena, se a mesma permite bons resultados à distância. Os resultados observados são mostrados nos gráficos e seguem a ordem de afastamento das antenas.

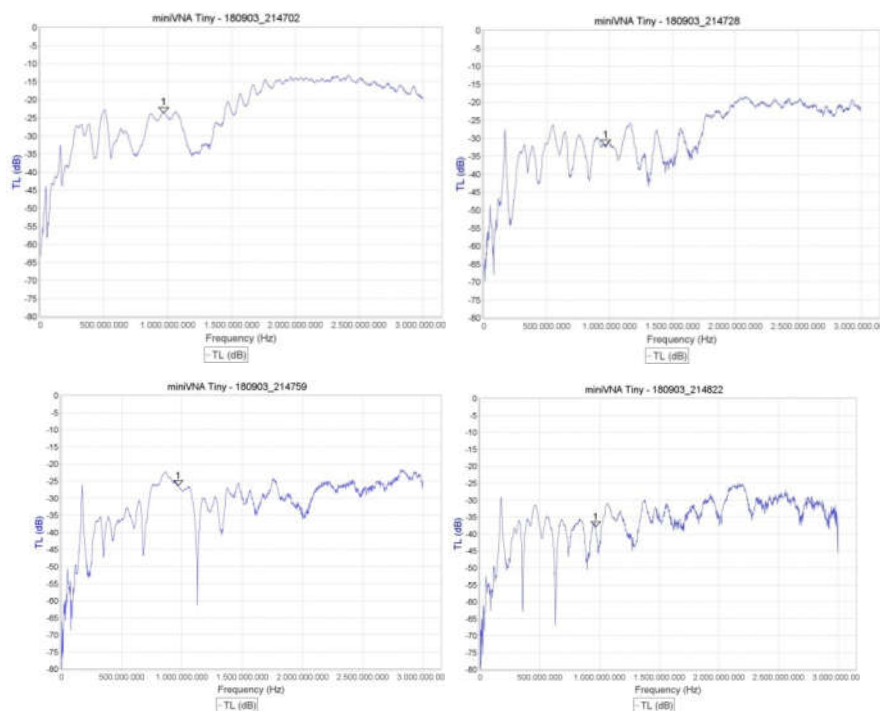


Gráfico 6.5, 6.6, 6.7 e 6.8 – Mostram o comportamento da antena quando efetuado uma análise par a par em distâncias crescentes, da esquerda para a direita, os gráficos mostram os distanciamento para 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm.

Pelos gráficos, é possível perceber que, quando muito perto, a antena até demonstra uma boa resposta de perda de transferência em torno da frequência casada, porém, a partir do momento em que ela começa a se distanciar para médias e grandes distâncias, o comportamento já começa a ficar imperceptível de diferença entre as frequências não casadas e a banda de largura da antena. 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 dada a proposta do artigo [4], o modelo foi elaborado para trabalhar em contato com a pele e com baixa distância com o tecido a ser analisado. Sendo assim, essa antena flexível foi excluída do projeto do tomógrafo.

O segundo modelo de antena analisado foi outro de antena flexível, um baseado no do artigo [5]. Os resultados dessa antena foram piores que o esperado e, apenas com a análise da perda de retorno, excluímos de possíveis usos com o tomógrafo. As medidas experimentais sequer bateram com as simulações.

Figura 6.3 e 6.4 mostram a antena simulada e a antena produzida:

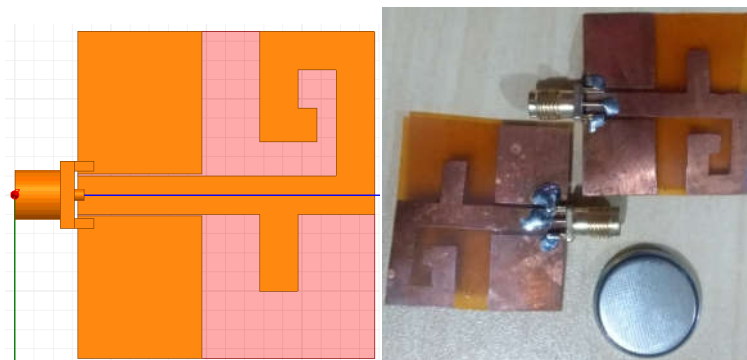


Figura 6.3 e figura 6.4 – Antenas flexíveis de poliamida.

Para tanto, verificou-se a perda de retorno simulada e experimental, observando:

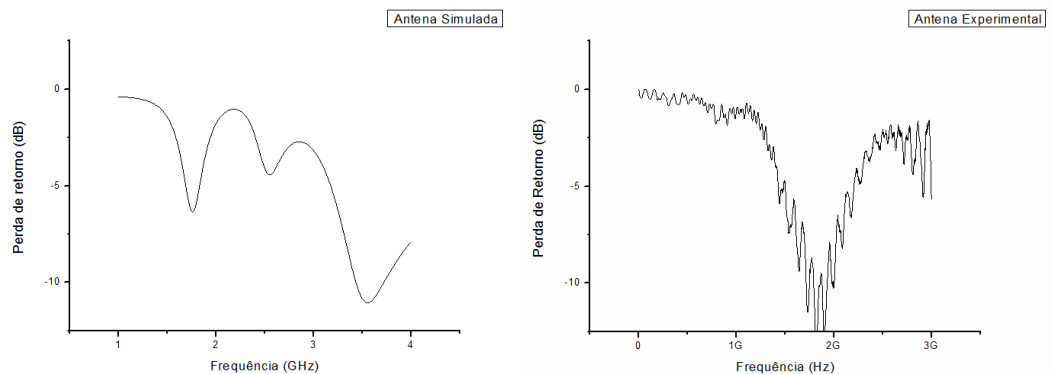


Gráfico 6.9 e 6.10 – Mostra-se a diferença entre a perda de retorno do modelo simulado e a perda de retorno da antena fabricada

Logo, pelas diferenças na simulação e no experimental, considerou-se a antena inconclusiva e de baixa confiança para implementar no tomógrafo.

Por fim, testou-se a antena *Bow-Tie* baseada no [63], em sua simulação e experimentalmente, tirando os gráficos de perda de retorno da antena. Para *Bow-Tie*, segue o modelo simulado e o experimental:

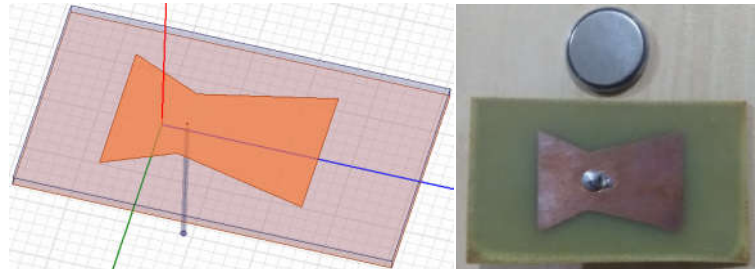


Figura 6.5 e Figura 6.6 – Modelo *Bow-Tie* simulado e o modelo *Bow-Tie* fabricado

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 na frequência de 2 GHz. E para tanto, gerados os gráficos, comparam-se:

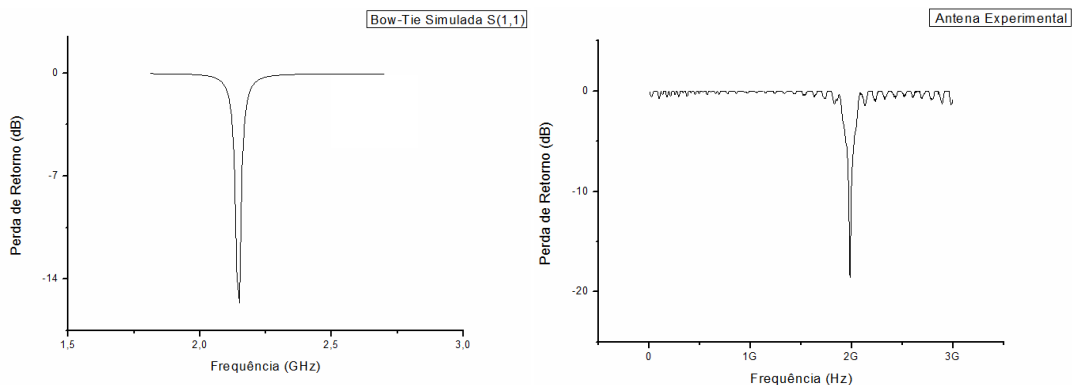


Gráfico 6.11 e 6.12 Mostram a comparação entre a perda de retorno da antena simulada e da antena fabricada.

Observa-se que há uma boa adequação na antena em questão, ela consegue ficar na faixa de banda desejável para o projeto e possui, na sua parte experimental, uma boa perda de retorno de aproximadamente -18 dB. A frequência central da banda de largura varia um pouco entre a experimental e a simulada, mas dentro da faixa que pode ser utilizada pelo analisador de redes, e dado todo o fator de erro associado na hora da fabricação, leitura com analisador limitado, entre outros fatores, pode ser considerado um erro aceitável. 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 foram:

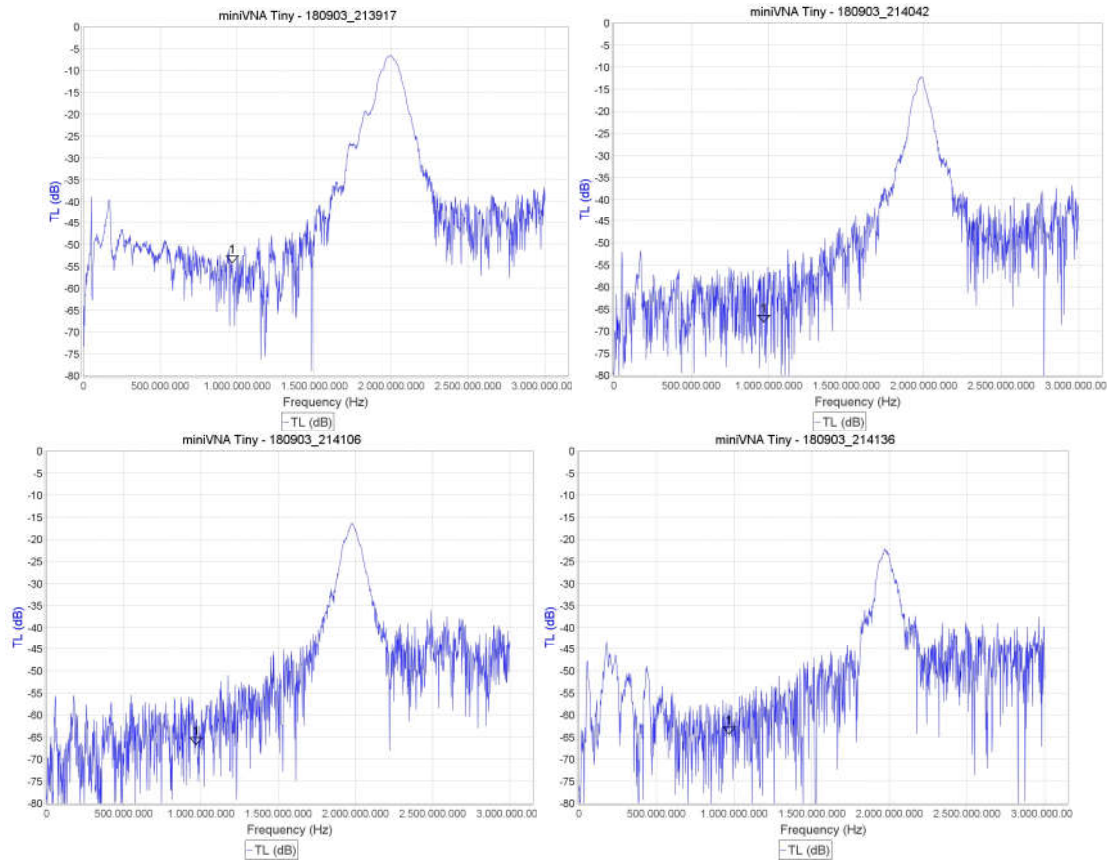


Gráfico 6.13, 6.14, 6.15 e 6.16 mostram a perda de transmissão par a par (entre duas antenas, S_{21}) nas distâncias de 3 cm, 6 cm, 10 cm e 20 cm, respectivamente

Ao contrário da antena flexível, a *Bow-Tie* conseguiu manter um padrão promissor na perda de transmissão, além de conseguir manter esse padrão a média e a longa distância, quando afastados o emissor e o receptor. O que nos dá a entender que há mais potência entregue a antena 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 no meio 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° , como descrito em 5.4.4 e como mostrado na figura 5.16.

6.2.2 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, as antenas passam por um teste de perda de transmissão sem objeto algum no centro da base do tomógrafo, os resultados são obtidos e guardados no computador por um programa feito em MATLAB, com o auxílio de um Arduino *MEGA*. Posteriormente, um objeto é introduzido no centro, 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, mais uma vez, estão fazendo testes de perda de transmissão, o objeto bombardeado então espalhará parte da radiação dessas antenas emissoras, diminuindo a percepção de potência das antenas receptoras que tenham sofrido com perdas de potência devido a essas reflexões causadas pelo objeto. 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.

Agora, com as antenas *Bow-Tie* definidas como suficientemente boas para o uso no tomógrafo, ele ganha forma pela disposição das antenas no entorno da base, formando o conjunto de antenas que farão a varredura. A figura 6.7 mostra a composição das antenas e suas ordens quanto a transmissor e receptor.



Figura 6.7 – Tomógrafo com as antenas apostas e prontas para medição

6.2.3 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 barra de ferro cilíndrica. A barra foi posta no buraco mais fino 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, ou reflexão, e a segunda foi a da perda de transmissão, agora com a barra de ferro no interior.

Os gráficos seguintes mostram os resultados para as perdas de retorno.

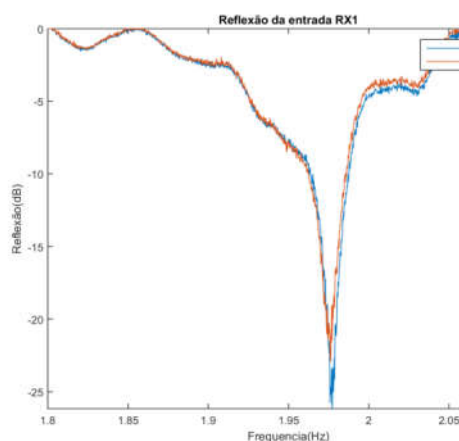


Gráfico 6.17 – Perdas de retorno em RX1

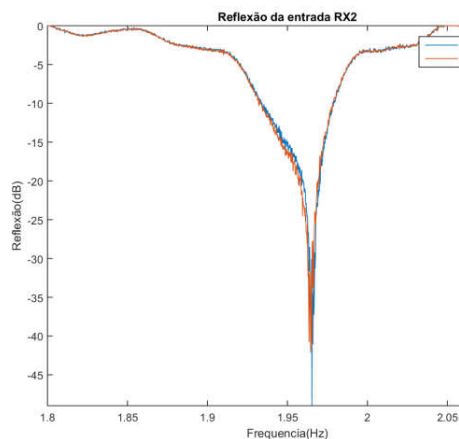


Gráfico 6.18 – Perdas de retorno em RX2

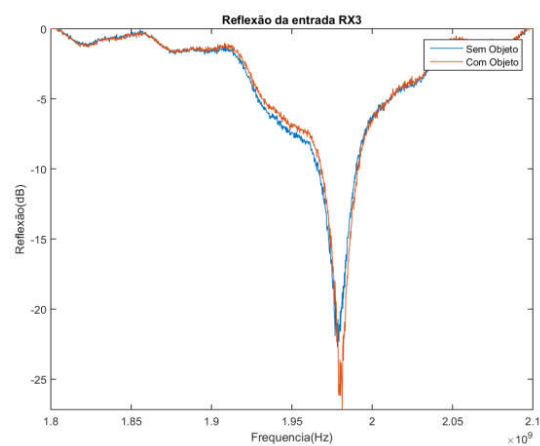


Gráfico 6.19 – Perdas de retorno em RX3

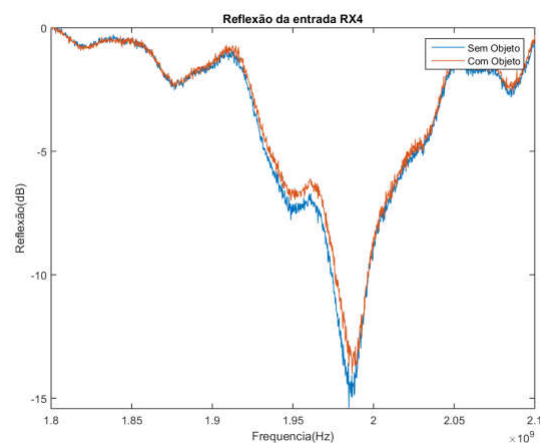


Gráfico 6.20 – Perdas de retorno em RX4

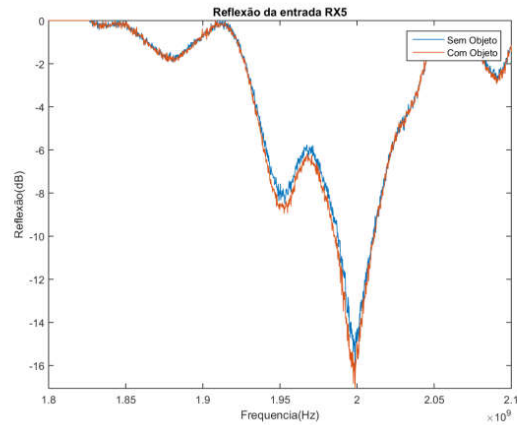


Gráfico 6.21 – Perdas de retorno em RX5

Para os gráficos de transmissão, a fim de não poluir com gráficos de mais, optou-se por usar uma configuração TXn-RXm de um único n, ao invés de todas as configurações possíveis, a configuração escolhida foi TX1-RXm:

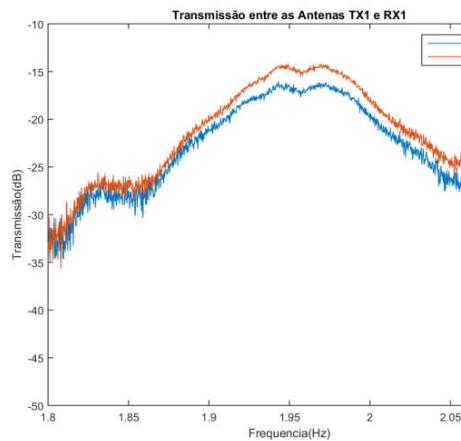


Gráfico 6.22 - Transmissão entre TX1 e RX1

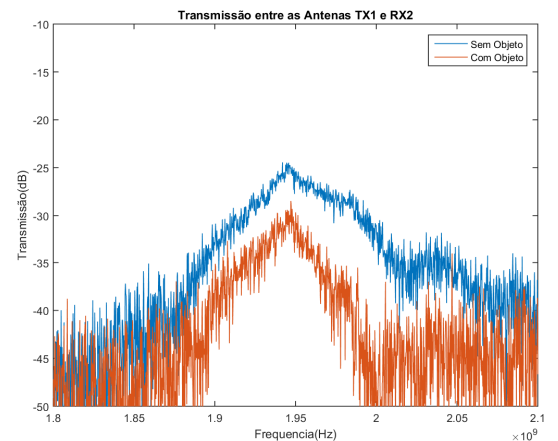


Gráfico 6.22 – Transmissão entre TX1 e RX2

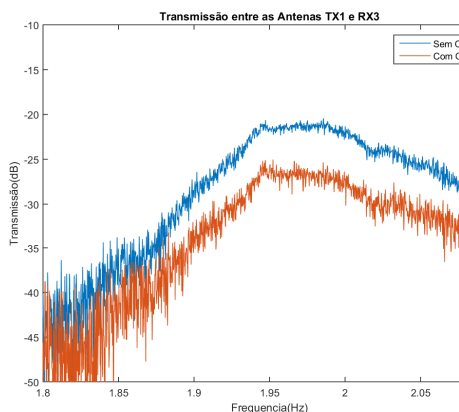


Gráfico 6.23 – Transmissão entre TX1 e RX3

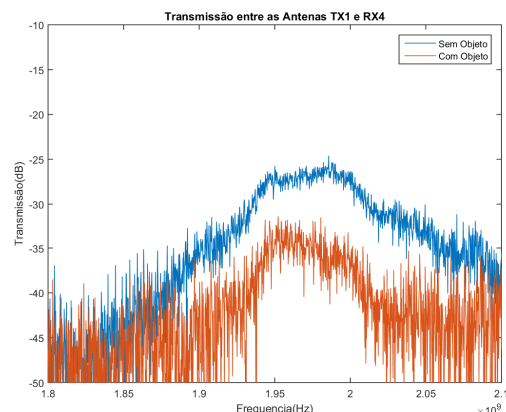


Gráfico 6.24 – Transmissão entre TX1 e RX4

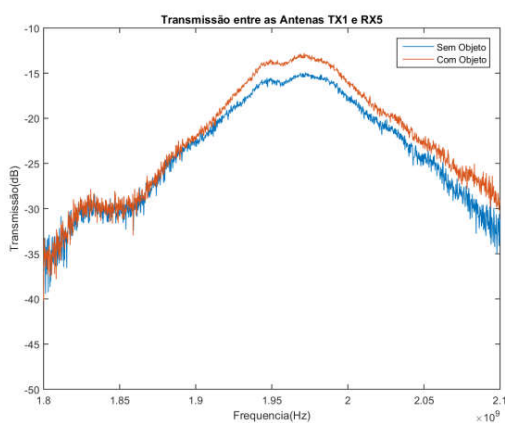


Gráfico 6.25 - Transmissão entre TX1 e RX5

Os gráficos da perda de retorno permitem concluir que o casamento de impedância da antena com o gerador, mesmo com a presença da barra de ferro, ainda continua adequado, tendo um desvio de frequência central não muito significativo, já que as transmissões conseguiram obter sinais promissores e interpretáveis.

Os gráficos das transmissões são mais complexos, porém, fáceis de solucionar. O gráfico 6.22, referente ao TX1-RX1 e TX1-RX5 eles possuem uma configuração geométrica similar, e, portanto, ambos têm a transmissão aumentada com a barra de ferro, isso porque a barra consegue provocar reflexões de campo para RX1 que antes não iriam, aumentando assim a transmissão. Já o gráfico 6.23 e 6.24, TX1-RX2 e o TX1-RX2, respectivamente, são os pontos onde a barra de ferro praticamente fica como obstáculo, impedindo parte do transporte do sinal para os respectivos receptores, sendo, portanto, perceptível a diminuição das transmissões. Quanto ao TX1-RX4, a configuração geométrica entre o transmissor e o receptor é praticamente retilínea, e a barra de ferro, mesmo não estando perto das antenas,

está numa posição lateral, tal que ainda possa afetar na diminuição da potência de transmissão destas antenas.

6.3 Conclusões do capítulo

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 antenas flexíveis possuem 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 tão bem assim 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 biológicos, 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 benigno 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 biológicos.

O presente estudo ainda apresenta 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.

Logo, por fim, esse texto se constitui como uma elaboração de conhecimento básico e fica como contribuição para uma elaboração de um sistema tomográfico que seja mais sofisticado e eficiente.

REFERÊNCIAS

- [1] <https://www.farnell.com/datasheets/1644697.pdf>
- [2] A. F. Alsager, “Design and Analysis of Microstrip Patch Antenna Arrays,” vol. 42, no. 1, pp. 1–80, 2011.
- [3] H. R. Khaleel, H. M. Al-Rizzo, D. G. Rucker, and S. Mohan, “A compact polyimide-based UWB antenna for flexible electronics,” *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 11, pp. 564–567, 2012.
- [4] H. Bahrami, E. Porter, A. Santorelli, B. Gosselin, M. Popovic, and L. A. Rusch, “Flexible sixteen monopole antenna array for microwave breast cancer detection,” *Conf. Proc. ... Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. Annu. Conf.*, vol. 2014, pp. 3775–3778, 2014.
- [5] H. K. Raad, H. M. Al-Rizzo, A. Isaac, and A. I. Hammoodi, “A compact dual band polyimide based antenna for wearable and flexible telemedicine devices,” *Prog. Electromagn. Res. C*, vol. 63, no. January, pp. 153–161, 2016.
- [6] D. J. Pagliari et al., “A low-cost, fast, and accurate microwave imaging system for breast cancer detection,” *2015 IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.*, pp. 1–4, 2015.
- [7] D. J. Pagliari et al., “A low-cost, fast, and accurate microwave imaging system for breast cancer detection,” *2015 IEEE Biomed. Circuits Syst. Conf.*, pp. 1–4, 2015.
- [8] H. Bahramiabarghouei, E. Porter, A. Santorelli, B. Gosselin, M. Popovic, and L. A. Rusch, “Flexible 16 Antenna Array for Microwave Breast Cancer Detection,” *Biomed. Eng. IEEE Trans.*, vol. 62, no. 10, pp. 2516–2525, 2015.
- [9] H. R. Khaleel, H. M. Al-Rizzo, and D. G. Rucker, “Compact polyimide-based antennas for flexible displays,” *IEEE/OSA J. Disp. Technol.*, vol. 8, no. 2, pp. 91–96, 2012.
- [10] P. Suraj and V. R. Gupta, “Analysis of a Rectangular Monopole Patch Antenna,” *Int. J. Recent Trends Eng. Technol.*, vol. 2, no. 5, pp. 5–8, 2009.
- [11] M. Rahim, M. Abdul Aziz, and C. Goh, “Bow-tie microstrip antenna design,” *Networks*, 2005. Jointly held with 2005 IEEE 7th Malaysia Int. Conf. Commun. 2005 13th IEEE Int. Conf., vol. 1, p. 4–pp, 2005.
- [12] G. Ghione and C. Naldi, ‘Analytical Formulas for Coplanar Lines in Hybrid and Monolithic Mics’, *Electronics Letters*, Vol. 20, No. 4, pp. 179–181, February 1984.
- [13] W. Hilberg, ‘From Approximations to Exact Relations for Characteristic Impedances’, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. MTT-17, No. 5, pp. 259–265. May 1969.

- [14] <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/hmc253alc4.pdf>
- [15] Madureira, L. C. A., Oliveira, C. S., Seixas, C., Nardi, V. de, Araújo, R. P. C., & Alves, C. (2010). Importância da imagem por ressonância magnética nos estudos dos processos interativos dos órgãos e sistemas. *Revista de Ciências Médicas e Biológicas*, 9(1), 13–19.
- [16] Cantinelli, F. S., Camacho, R. S., Smaletz, O., Gonsales, B. K., Braguittoni, É., & Rennó Jr, J. (2006). The onco-psychiatry in breast cancer: considerations about the female matter. *Revista de Psiquiatria Clínica*, 33(11), 124–133. <http://doi.org/10.1590/S0101-60832006000300002>
- [17] Araújo Da Silva I, P., Da, S., & Riul, S. (2011). Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce. *Revista Brasileira de Enfermagem*, 64(6), 1016–21. <http://doi.org/10.1590/S0034-71672011000600005>
- [18] Tomazelli, J. G., Migowski, A., Ribeiro, C. M., Assis, M. de, Abreu, D. M. F. de, Tomazelli, J. G., ... Abreu, D. M. F. de. (2017). 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*, 26(1), 61–70. <http://doi.org/10.5123/S1679-49742017000100007>
- [19] Berg, W. a., Gutierrez, L., NessAiver, M. S., Carter, W. B., Bhargavan, M., Lewis, R. S., & Ioffe, O. B. (2004). Diagnostic Accuracy of Mammography, Clinical Examination, US, and MR Imaging in Preoperative Assessment of Breast Cancer. *Radiology*, 233(3), 830–849. <http://doi.org/10.1148/radiol.2333031484>
- [20] Wa, B., Hopkins, J., Spring, G., April, F., Measures, M. O., & Registration, T. (2010). Berg WA, for the ACIN 6666 Investigators (Johns Hopkins Green Spring, Lutherville, MD; et al), 20(4), 401–402.
- [21] Tesser, C. D., & D'Ávila, T. L. de C. (2016). Why reconsider the recommendation of breast cancer screening? *Cad. Saúde Pública*, Rio de Janeiro, 32(5), 1–12. <http://doi.org/10.1590/0102-311X00095914>
- [22] RUFFO FREITAS JÚNIOR*, WALSIR FAGANELO FIORI, FRANCISCO JOSÉ DE FARIA RAMOS, EDUARDO GODINHO, ROSEMAR MACEDO SOUSA RAHAL, J.

- G. D. O. (2006). Desconforto E Dor Durante RealizaçãO Da Mamografia. *Rev Assoc Med Bras 2006*;, 52(5), 333–336. Retrieved from <http://www.scielo.br/pdf/ramb/v52n5/a21v52n5.pdf>
- [23] Keefe, F. J., Hauck, E. R., Egert, J., Rimer, B., & Kornguth, P. (1994). Mammography pain and discomfort: a cognitive-behavioral perspective. *Pain*, 56(3), 247–260. [http://doi.org/10.1016/0304-3959\(94\)90163-5](http://doi.org/10.1016/0304-3959(94)90163-5)
- [24] Kwon, S., & Lee, S. (2016). Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection, 2016. <http://doi.org/10.1155/2016/5054912>
- [25] Alberto, L., Marinho, B., & Costa-gurgel, M. S. (2002). O Papel Do Auto-Exame Mamário E Da Mamografia No Diagnóstico Precoce Do Câncer Da Mama the Role of Breast Self-Examination and Mammography, 11(3), 233–242.
- [26] Araújo Da Silva I, P., Da, S., & Riul, S. (2011). Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce. *Revista Brasileira de Enfermagem*, 64(6), 1016–21. <http://doi.org/10.1590/S0034-71672011000600005>
- [27] Batiston, A. P., Tamaki, E. M., Santos, M. L. de M. dos, & Oliveira, L. H. De. (2009). Método de detecção do câncer de mama e suas implicações. *Cogitare Enfermagem*, 14(1), 59–64.
- [28] I, W. I., Carlos, D., Ii, S., Regina, M., Iii, T., Garozzo, F., ... Nagib, Á. (2011). Comparative evaluation of digital mammography and film mammography : systematic review and meta-analysis Avaliação comparativa entre a mamografia digital e mamografia em filme : revisão sistemática e metanálise. *Annals of Internal Medicine*, 129(4), 250–260. Retrieved from <http://www.scielo.br/pdf/spmj/v129n4/09.pdf>
- [29] Caresia Aroztegui, A. P., García Vicente, A. M., Alvarez Ruiz, S., Delgado Bolton, R. C., Orcajo Rincon, J., Garcia Garzon, J. R., ... Garcia-Velloso, M. J. (2017). 18F-FDG PET/CT in breast cancer: Evidence-based recommendations in initial staging. *Tumor Biology*, 39(10), 1–23. <http://doi.org/10.1177/1010428317728285>
- [30] Mohr, J. J. (2016). *An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection*. <http://doi.org/10.1007/978-3-319-27866-7>

- [31] Foster, K. R. (2001). Exposure limits for radiofrequency energy: three models. *Science*, 2, 96.
- [32] Gabriel C (1996) Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies. Tech. rep., DTIC Document
- [33] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E (1996a) The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey. *Physics in medicine and biology* 41(11):2231
- [34] Gabriel S, Lau R, Gabriel C (1996b) The dielectric properties of biological tissues: Ii. measurements in the frequency range 10 hz to 20 ghz. *Physics in medicine and biology* 41(11):2251
- [35] Gabriel S, Lau R, Gabriel C (1996c) The dielectric properties of biological tissues: III. parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in medicine and biology* 41(11):2271
- [36] Chaudhary S, Mishra R, Swarup A, Thomas JM (1984) Dielectric properties of normal & malignant human breast tissues at radiowave & microwave frequencies. *Indian journal of biochemistry & biophysics* 21(1):76
- [37] Campbell A, Land D (1992) Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 ghz. *Physics in medicine and biology* 37(1):193
- [38] Joines WT, Zhang Y, Li C, Jirtle RL (1994b) The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 mhz. *Medical physics* 21(4):547–550
- [39] Meaney PM, Fanning MW, Li D, Poplack SP, Paulsen KD (2000) A clinical prototype for active microwave imaging of the breast. *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on* 48(11):1841–1853
- [40] Choi JW, Cho J, Lee Y, Yim J, Kang B, Oh KK, Jung WH, Kim HJ, Cheon C, Lee HD, et al (2004) Microwave detection of metastasized breast cancer cells in the lymph node; potential application for sentinel lymphadenectomy. *Breast cancer research and treatment* 86(2):107–115

- [41] Lazebnik M, McCartney L, Popovic D, Watkins CB, Lindstrom MJ, Harter J, Sewall S, Magliocco A, Booske JH, Okoniewski M, et al (2007a) A large-scale study of the ultra-wideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. *Physics in medicine and biology* 52(10):2637
- [42] Lazebnik M, Popovic D, McCartney L, Watkins CB, Lindstrom MJ, Harter J, Sewall S, Ogilvie T, Magliocco A, Breslin TM, et al (2007b) 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* 52(20):6093
- [43] Bourqui, J., Sill, J. M., & Fear, E. C. (2012). A prototype system for measuring microwave frequency reflections from the breast. *International Journal of Biomedical Imaging*, 2012. <http://doi.org/10.1155/2012/851234>
- [44] Ahsan, S., Yeboah-Akouwah, B., Kosmas, P., Garcia, H. C., Palikaras, G., & Kallos, E. (2015). Balanced antipodal vivaldi antenna for microwave tomography. *Proceedings of the 2014 4th International Conference on Wireless Mobile Communication and Healthcare - "Transforming Healthcare Through Innovations in Mobile and Wireless Technologies"*, MOBIHEALTH 2014, 316–319. <http://doi.org/10.1109/MOBIHEALTH.2014.7015974>
- [45] Bahrami, H., Porter, E., Santorelli, A., Gosselin, B., Popovic, M., & Rusch, L. A. (2014). Flexible sixteen monopole antenna array for microwave breast cancer detection. *Conference Proceedings : ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference, 2014*, 3775–3778. <http://doi.org/10.1109/EMBC.2014.6944445>
- [46] J. Bourqui, et al., "Balanced antipodal Vivaldi antenna with dielectric director for near-field microwave imaging," *IEEE Trans. Antenna Propag.*, Vol. 58, 2010
- [47] Huang, S. Y. (2012). Loss Tangent. *Notes*, (5), 8–9.
- [48] Madjar, H. M. (2016). Human radio frequency exposure limits: An update of reference levels in Europe, USA, Canada, China, Japan and Korea. *IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility, 2016–November(May)*, 467–473. <http://doi.org/10.1109/EMCEurope.2016.7739164>

- [49] Son, S. H., Simonov, N., Kim, H. J., Lee, J. M., & Jeon, S. I. (2010). Preclinical prototype development of a microwave tomography system for breast cancer detection. *ETRI Journal*, 32(6), 901–910. <http://doi.org/10.4218/etrij.10.0109.0626>
- [50] Conceição RC, O'Halloran M, Glavin M, Jones E (2011) Numerical modelling for ultra wideband radar breast cancer detection and classification. *Progress In Electromagnetics Research B* 34:145–171
- [51] Dixon JM (2006) ABC of breast diseases, vol 69. John Wiley & Sons
- [52] Drake R, Vogl AW, Mitchell AW (2014) Gray's anatomy for students. Elsevier Health Sciences
- [53] Goldblum JR, Weiss SW (2008) Soft Tissue Tumors. Mosby
- [54] Thuler, L. C. (2003). Considerações sobre a prevenção do câncer de mama feminino. *Revista Brasileira de Cancerologia*, 49(4), 227–238. Retrieved from www.inca.gov.br/rbc/n_49/v04/pdf/revisao1.pdf
- [55] Horner M, Ries L, Krapcho M, Neyman N, Aminou R, Howlander N, Altekruse S, Feuer E, Huang L, Mariotto A, et al (2009) Seer cancer statistics review, 1975–2006, National Cancer Institute. Bethesda, MD
- [56] http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322.
- [57] Maria, F., Clímaco, D. S., Tourinho, E. K., Franklin, A., Reis, F., Inês, M., ... Soares, G. (1999). Biópsia Percutânea Estereotáxica no Diagnóstico das Lesões Mamárias Subclínicas Pacientes e Métodos, 21(2), 69–76.
- [58] Costa, L. G., & Costa, L. G. (2017). Algoritmo de Imageamento por Campo Espalhado na região de Micro-ondas Algoritmo de Imageamento por Campo Espalhado na região de Micro-ondas.
- [59] P. V. Naidu and A. Malhotra, “Design & Analysis of miniaturized asymmetric coplanar strip fed antenna for multi-Band WLAN/WiMAX applications,” *Prog. Electromagn. Res. C*, vol. 57, no. April, pp. 159–171, 2015.
- [60] M. W. A. Khan, E. Moradi, L. Sydänheimo, T. Björninen, Y. Rahmat-Samii, and L. Ukkonen, “Miniature coplanar implantable antenna on thin and flexible platform for fully

- wireless intracranial pressure monitoring system,” *Int. J. Antennas Propag.*, vol. 2017, 2017.
- [61] H. R. Khaleel, H. M. Al-Rizzo, D. G. Rucker, and S. Mohan, “A compact polyimide-based UWB antenna for flexible electronics,” *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 11, pp. 564–567, 2012.
- [62] H. Liu, S. Zhu, P. Wen, X. Xiao, W. Che, and X. Guan, “Flexible CPW-fed fishtail-shaped antenna for dual-band applications,” *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 13, pp. 770–773, 2014.
- [63] M. Rahim, M. Abdul Aziz, and C. Goh, “Bow-tie microstrip antenna design,” *Networks, 2005. Jointly held with 2005 IEEE 7th Malaysia Int. Conf. Commun. 2005 13th IEEE Int. Conf.*, vol. 1, p. 4–pp, 2005.
- [64] Balanis, C. a. (2012). *Antenna Theory: Analysis and Design. Electronics and Power* (Vol. 28). <http://doi.org/10.1049/ep.1982.0113>
- [65] J. VISSER, Hubregt. *Antenna Theory and Applications*. 1. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012. 280 p. v. 1.