

Camila Taira de Araujo
Pedro Carlos Dutra Parra
Victor Vasconcellos Lambertucci

Protótipo de sistema de geração de imagens médicas
aplicado na detecção de câncer de mama
usando micro-ondas

São Paulo
2013

Camila Taira de Araujo
Pedro Carlos Dutra Parra
Victor Vasconcellos Lambertucci

Protótipo de sistema de geração de imagens médicas
aplicado na detecção de câncer de mama
usando micro-ondas

Trabalho de conclusão de graduação
apresentado à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Engenheiro

Departamento de Engenharia Elétrica-
Ênfase em Sistemas Eletrônicos

Orientador: Prof. Dr. Wilhelmus Van Noije

Co-Orientador: Hugo Daniel Hernández

São Paulo

2013

AGRADECIMENTOS

Aos nossos orientadores, Prof. Dr. Wilhelmus Van Noije, pelo apoio durante todo o ano; ao Hugo Daniel Hernández pela confiança depositada no grupo, pelo incansável apoio e acompanhamento fornecido ao longo do projeto.

Ao departamento LME, em especial à Prof. Dra. Fátima Salete Correra e ao Murilo Hiroaki Seko, pelo apoio no desenvolvimento das antenas UWB; e ao Sr. Jair Pereira de Souza, pela construção das antenas e do *array* nos laboratórios do departamento.

Ao departamento LSI por nos disponibilizar o uso do aparelho VNA; ao Stelvio Henrique Ignácio Barboza, que nos ajudou e nos acompanhou no uso do aparelho nas etapas de caracterização e testes das antenas e *array*.

RESUMO

Este trabalho apresenta os alicerces para a criação de um protótipo de mamógrafo de baixo custo baseado em técnicas de geração de imagens médicas via micro-ondas.

A temática apresenta-se importante no contexto atual onde o mamógrafo convencional é escasso, caro, desconfortável e expõe as pacientes à radiação, sendo que a detecção precoce do câncer é o fator crucial na sua cura. A mamografia via micro-ondas poderia ser utilizada por pessoas sem treinamento específico, oferecendo boa resolução de localização e tamanho do tumor, sem radiação nociva e desconforto.

A primeira parte do trabalho consistiu em estudar, projetar e fabricar um array de antenas de banda larga que fornecessem as características necessárias para a aplicação. A partir daí foi utilizado um *Vector Network Analyzer* (VNA) para transmitir e receber os sinais UWB gerados pelas antenas, obtendo assim os parâmetros de *Scattering* em diversas frequências. Estes dados são tratados por um *software* baseado no algoritmo confocal, que a partir da subtração dos sinais reconstrói o mapa de reflexões da região, identificando a posição e tamanho do objeto com propriedades diferentes das do meio.

O objetivo principal deste projeto foi, portanto, provar que aplicando esta tecnologia de micro-ondas é possível distinguir dentro da mama o tecido são e o tecido maligno diante das diferenças elétricas dos tecidos.

As antenas fabricadas possuem banda UWB, de 4,5 GHz a 10 GHz, onde a faixa de interesse do ensaio para detecção de câncer de mama é de 1 GHz a 11 GHz, a fim de avaliar tumores de 0,5 cm a 2 cm.

Resultados obtidos através dos ensaios mostraram a capacidade do projeto de distinguir um tumor (materiais utilizados: giz, plasticina, borracha e nylon) dentro de outro meio, a mama (materiais: ar, água e glicerina). Os resultados se apresentaram satisfatórios para a maioria das combinações tumor/mama e as eventuais discrepância entre resultados serão detalhadas a seguir.

Palavras chave: câncer de mama, micro-ondas, *ultrawideband*, mamógrafo, mamografia, *backscatter*, confocal, mapa dielétrico.

ABSTRACT

This paper presents the foundations for the creation of a low-cost mammography prototype based on techniques of medical imaging via microwave.

The issue has become important in the current context where the conventional mammography is scarce, expensive, uncomfortable and exposes patients to radiation. Mammography via microwaves could be used by people without specific training, providing good resolution of location and size of the tumor, without harmful radiation and discomfort. Since an early detection is the crucial factor for breast cancer healing, having a more accessible mammography would have a huge social impact.

The first part of the work consisted in studying, designing and manufacturing an array of Ultrawideband antennas to provide the necessary features for the application. After that we used a Vector Network Analyzer (VNA) to transmit and receive signals generated by UWB antennas, thus obtaining Scattering parameters for different frequencies. These data are processed by a software based in the confocal algorithm, that from the subtraction of the signals can reconstruct a map of reflections in the region, identifying the position and size of an object that has different properties from the medium.

The main objective of this project is therefore to prove that applying this microwave technology can be distinguished within the breast tissue and malignant tissue are on the electrical differences tissues.

The antennas have UWB band, from 4,5 GHz to 10 GHz, where the range of interest for detection breast cancer is 1 GHz to 11 GHz, in order to evaluate tumors of 0,5 cm to 2 cm.

Results obtained through the tests shows the project's ability to distinguish a tumor (materials: chalk, plasticine, rubber and nylon) from a different medium, the breast (materials: air, water and glycerin). The results showed satisfactory detection for most tumor/breast combinations and discrepancies between them will be detailed

Keywords: breast cancer, microwave, ultrawideband, mammography, backscatter, confocal, dielectric map.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Processo básico da geração de imagens médicas usando micro-ondas. Fonte [5].	17
Figura 2- Características das propriedades elétricas dos tecidos biológicos. Fonte: [5].	18
Figura 3- Sistemas de imagens usando micro-ondas para diagnose de câncer de mama. Fonte: [6].	20
Figura 4- Arquitetura de um sistema de imagens usando micro-ondas. Fonte [5].	21
Figura 5- Antena monopolo 1 [8].	28
Figura 6- Antena monopolo 2 [11].	28
Figura 7- Antena Monopolo 3 [12].	28
Figura 8- Antena Simulada A.	30
Figura 9- Antena Simulada B.	30
Figura 10- Parâmetros S11 antena B.	31
Figura 11- Parâmetros S11 com novo plano da antena B.	32
Figura 12- Novo dimensionamento da linha de alimentação.	34
Figura 13- Design da antena baseada na referência [8] no CST.	34
Figura 14- Dimensiones da nova antena projetada com o recálculo da trilha de alimentação.	35
Figura 15- Simulação da antena baseada na referência [8] no substrato FR4.	35
Figura 16- Comparação entre as simulações das antenas: da referência [8], antena FR4 com novo casamento e Antena TMM4.	36
Figura 17- Diagrama de Radiação antena TMM4.	37
Figura 18- Nova Antena de Teste.	38

Figura 19- Simulação.....	38
Figura 20- Modelo do Array fixo de antenas adotado no projeto implementado no CST.....	39
Figura 21- Diagrama de Radiação Array: Antena 1.....	40
Figura 22- Diagrama de Radiação Array: Antena 2.....	40
Figura 23- Diagrama de Radiação Array: Antena 3.....	41
Figura 24 - Fotografia das antenas fabricadas para testes no laboratório.....	42
Figura 25- Comparação dos resultados obtidos por Simulação e Testes.....	43
Figura 26- Comparação com Conector Alterado.....	44
Figura 27- Mudança do Conector.....	44
Figura 28- Fotografia do Array de antenas fixas construído.....	45
Figura 29 - Curvas do parâmetro S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA: Antena 1.....	45
Figura 30- Curvas do parâmetro S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA: Antena 2.....	46
Figura 31- Curvas do parâmetro S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA: Antena 3.....	46
Figura 32- Características do <i>confocal microwave imaging algorithm</i>	48
Figura 33- Configuração Planar.....	49
Figura 34- Ambiente CST de simulação.....	50
Figura 35- Fluxograma do algoritmo.....	51
Figura 36- Sinal MExy(f) pré transformação.....	53
Figura 37- Sinal MExy(f) pós transformação.....	53
Figura 38- Sinal calibrado Mxy(t).....	54
Figura 39- Sinal processado Pxy(t).....	55

Figura 40- Imagem final mostrando o tumor na região central da área da mama de 94x24 mm.....	58
Figura 41- Ambiente de Simulação CST do sistema.	59
Figura 42- Parâmetros do Ambiente de Simulação no CST.	60
Figura 43- Ambiente real de testes.	60
Figura 44- Materiais do tumor.	61
Figura 45- Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado (borracha + ar).	63
Figura 46 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- borracha + ar.	64
Figura 47 - Representação geométrica do ensaio com tumor à direita (borracha + ar).....	65
Figura 48 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- borracha + ar.	65
Figura 49 - Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado (giz +ar).....	66
Figura 50 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- giz+ ar.....	67
Figura 51 - Representação geométrica do ensaio com tumor à direita (giz + ar).	68
Figura 52 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- giz + ar.....	68
Figura 53 - Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado- plasticina + ar.	69
Figura 54 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- plasticina + ar.....	70
Figura 55 - Representação geométrica do ensaio com tumor à direita (plasticina +ar).....	71
Figura 56 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- plasticina + ar.....	71

Figura 57 - Representação geométrica do ensaio com tumor abaixo do centro (glicerina + nylon).....	72
Figura 58 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm) (glicerina + nylon) ..	73
Figura 59 - Imagem gerada pelo <i>software</i> (escala em cm)- giz + água.	75
Figura 60- Imagem obtida com 1 antena (escala em cm).....	76
Figura 61- Imagem obtida com 2 antenas (escala em cm)Figura 62- Imagem obtida com 3 antenas (escala em cm).....	76
Figura 63- Imagem obtida com 4 antenas (escala em cm)	76
Figura 64- Imagem obtida com 5 antenas (escala em cm)Figura 65- Imagem obtida com 6 antenas (escala em cm).....	76
Figura 66- Comparação dos ensaios com GIZ, PLASTICINA e BORRACHA ..	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Tipos de Antenas estudadas.	28
Tabela 2- Permissividade dos materiais	61
Tabela 3- Identificação dos Ensaios	62

SUMÁRIO

1	Introdução.....	14
1.1	Propriedades elétricas dos tecidos biológicos.....	17
2	Técnicas utilizadas atualmente para a detecção de câncer de mama e Métodos de Geração de Imagens médicas usando micro-ondas.....	19
2.1	Técnicas utilizadas atualmente para a detecção de câncer de mama.....	19
2.1.1	Mamografia Raio-X.....	19
2.1.2	Ultrassom.....	19
2.1.3	Ressonância Magnética.....	19
2.2	Métodos de geração de imagens médicas usando micro-ondas.....	20
2.2.1	Microwave radiometry.....	21
2.2.2	Microwave tomography.....	22
2.2.3	Hybrid methods.....	23
2.3	Tomografia por micro-ondas – Técnica UWB.....	23
3	Requisitos de Projeto.....	25
3.1	Desenvolvimento do Protótipo.....	26
3.2	Especificações das antenas UWB.....	27
3.2.1	Escolha e desenvolvimento de antenas monopólo planar.....	27
3.2.2	Etapas de projeto.....	29
3.3	Detalhamento do <i>Software</i> de Reconstrução da Imagem.....	47
3.3.1	Algoritmo e Abordagem.....	47

3.3.2	Configuração do Sistema.....	48
3.3.3	Detalhamento da implementação do algoritmo.....	51
4	Testes Realizados	59
4.1	Descrição dos testes realizados.....	59
4.1.1	Ambiente de Simulação.....	59
4.1.2	Ambiente Real de Testes.....	60
4.1.3	Materiais Utilizados no <i>phantom</i>	60
4.2	Ensaíos e resultados	62
4.2.1	Apresentação dos resultados.....	62
4.2.2	Ensaio 1A - Ar + Borracha posição central	63
4.2.3	Ensaio 1B - Ar + Borracha posição lateral	64
4.2.4	Ensaio 2A - Ar + Giz posição central.....	66
4.2.5	Ensaio 2B - Ar + Giz posição lateral.....	67
4.2.6	Ensaio 3A - Ar + Plasticina posição central.....	69
4.2.7	Ensaio 3B - Ar + Plasticina posição lateral.....	70
4.2.8	Ensaio 4 - Glicerina + Nylon.....	72
4.2.9	Ensaio 5 - Água + Giz.....	74
4.2.10	Ensaio 6 – Influência do número de antenas	75
4.3	Análise dos resultados	77
5	Conclusão	79
6	Bibliografia	81
7	Anexos	83

7.1	ANEXO 1: Permissividade dos materiais [17]	83
7.2	ANEXO 2: Código MATLAB	84

1 INTRODUÇÃO

Para o controle do câncer de mama é fundamental a adoção de práticas de prevenção secundária, ou seja, ações de rastreamento para detecção precoce evitando a progressão do câncer para estágios mais avançados e aumentando a probabilidade de cura. O rastreamento pode ser entendido como um conjunto de ações desenvolvidas com o objetivo de detectar precocemente uma doença em um grupo populacional assintomático. Para o câncer de mama podem ser utilizados diferentes métodos: o autoexame de mama (baixo custo, mas pouco eficaz), o exame clínico das mamas (eficiência e custo moderados) e a mamografia convencional por raio-x (eficiência elevada e custos de moderados a altos). O Ultrassom é usado para complementar a mamografia proporcionando informações adicionais, mas a substituição da mamografia por este método não é recomendada [1].

No Brasil, o Consenso de Mama (documento elaborado em 2004 por gestores, ONGs, sociedades médicas universitárias) recomenda como estratégia de controle da doença o exame clínico anual das mamas em mulheres de 40 a 49 anos, além da realização de mamografia para a faixa etária de 50 a 69 anos, repetida a cada dois anos. Também faz recomendações específicas para mulheres pertencentes a grupos populacionais com risco elevado de desenvolver câncer de mama, que são exame clínico e mamografia anual a partir dos 35 anos. Hoje, o Sistema Único de Saúde SUS realiza mamografia para todas as mulheres que tenham indicação médica de fazer o exame, sem limite de idade [2].

O INCA (Instituto Nacional de Câncer) recomenda que mulheres com lesões suspeitas ou nódulos palpáveis recebam o diagnóstico em, no máximo, 60 dias, e

diz que atrasos no tratamento, entre 3 e 6 meses, comprometem a sobrevida das pacientes. No entanto, em 2010, quase 20% das brasileiras com anormalidades sugestivas de câncer de mama, atendidas em unidades do SUS ou conveniadas, aguardaram mais de dois meses entre o dia em que a mamografia foi requisitada pelo médico e a realização do exame. A constatação é baseada no Sistema de Informações sobre o Câncer de Mama (Sismama), criado em junho de 2009, por INCA, Ministério da Saúde e Data SUS, e que ainda está sendo aprimorado. No ano 2011 o Brasil tinha 1650 mamógrafos disponíveis na rede pública nacional, e 50,87% estavam abaixo da capacidade de realização de exames. Além do número limitado de equipamentos, não se tem no Brasil o número suficientes de profissionais capacitados na manipulação destes equipamentos.

O ideal então seria que cada médico na primeira consulta tivesse rápido acesso à mamografia, o qual é difícil pelo custo do equipamento: um mamógrafo tradicional a raio-x chega a custar US\$ 100 mil (R\$ 200 mil); os com raio-x e controle digital em torno de US\$ 150 mil (R\$ 300 mil).

Além dos problemas do acesso à mamografia e de custo, este equipamento tem algumas limitações [1]:

- A mamografia não pode provar que um tecido anormal é câncer, para confirmar onde o câncer está presente é necessário remover uma pequena amostra de tecido para análises no microscópio.
- Para mulheres com implantes de silicone poderá ser necessário realizar imagens adicionais dependendo do tamanho dos implantes.
- A mamografia pode falhar em mulheres jovens, que podem possuir tecidos mamários mais densos, escondendo o tumor. Isto acontece também em mulheres

pré-natais. Isto é crítico em mulheres jovens que tem alto risco de desenvolver a doença, devido ao histórico familiar.

- A mamografia gera desconforto para a mulher devido à compressão da mama durante os testes.

- O mamógrafo de raios-X precisa de instalações especiais, aumentando ainda mais os custos.

Para superar estas limitações, tem sido proposta a utilização de micro-ondas para geração de imagens médicas para a detecção de câncer de mama [3]. Esta técnica consiste na aplicação na mama com sinais de micro-ondas geradas por um grupo de antenas distribuídas envolta da mama (Figura 1). Os sinais difratados pelo tecido mamário são coletados e processados, o qual permite obter um mapa dielétrico (condutividade e permissividade) do tecido de alta resolução. Como a caracterização dos tecidos existente na literatura não mostra diferenças dielétricas significantes entre tumor maligno e benigno nas frequências de micro-ondas que permitam essa diferenciação baseado apenas na intensidade do espalhamento, conclui-se que este mapa (imagem) gerado permite que o médico identifique nódulos. Esta técnica permite ter boa resolução, não gera desconforto e não expõe a paciente a radiações ionizantes [4].

O desenvolvimento de mamógrafos usando micro-ondas permitiria que o médico tivesse informação da presença ou não de tumores na mama desde a primeira consulta, reduzindo o tempo do diagnóstico e aumentando com isto a probabilidade de cura.

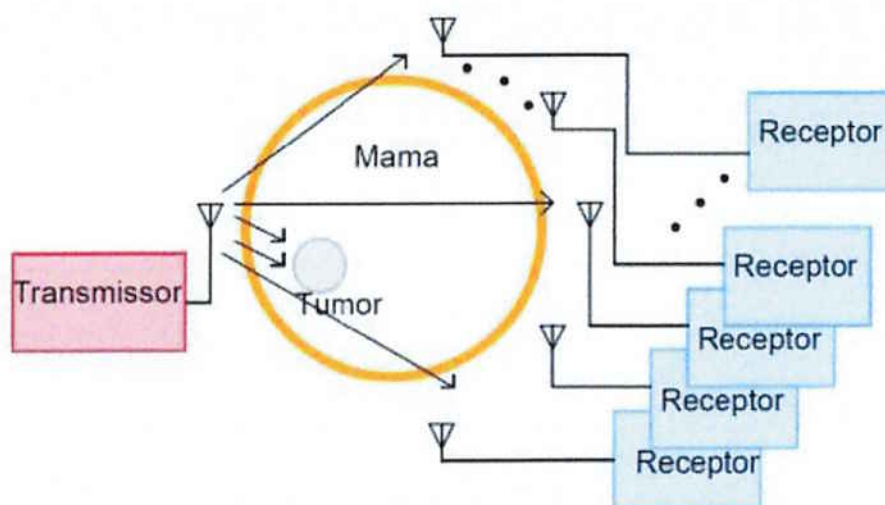


Figura 1- Processo básico da geração de imagens médicas usando micro-ondas. Fonte [5].

1.1 Propriedades elétricas dos tecidos biológicos

Nas frequências das micro-ondas, as interações de tecidos biológicos são definidas pelo valor complexo da permissividade (ANEXO 1: Permissividade dos materiais [17]), ϵ , a qual consiste da constante dielétrica (parte real), ϵ' e do fator de perdas (parte imaginária), ϵ'' . A constante dielétrica determina a habilidade do material de acumular energia proporcionada por um campo elétrico, e o fator de perdas indica quanta dessa energia é convertida em calor e dissipada.

A Figura 2 mostra que o conteúdo de água é o fator que mais tem contribuição na determinação da permissividade. Tecidos de baixo conteúdo de água como osso, gordura, pulmão e outras camadas da pele, têm menores valores de permissividade que tecidos com alto conteúdo de água como sangue, cérebro e órgãos internos. Medidas da permissividade de vários tecidos e tumores têm indicado que tipicamente os tumores têm permissividade de 10-20% maior que o tecido são.

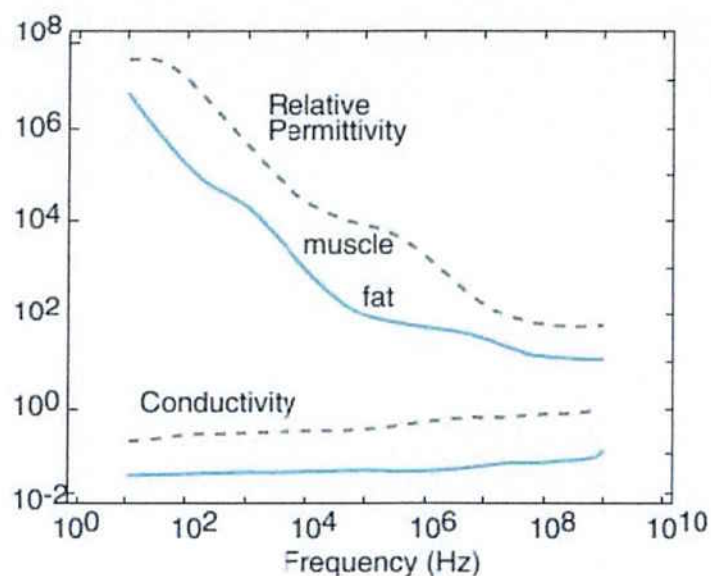


Figura 2- Características das propriedades elétricas dos tecidos biológicos. Fonte: [5].

Vários estudos têm mostrado que existe um grande contraste elétrico entre tecido da mama normal e tumores malignos. Em estes estudos, o tecido de mama normal apresenta propriedades similares às propriedades do tecido gorduroso. No entanto, tumores apresentam propriedades similares aos músculos.

Graças ao contraste entre as propriedades elétricas dos tecidos é possível mensurar as diferenças na quantidade de energia enviada e recebida, podendo assim detectar a posição e tamanho do tecido com propriedades diferentes.

2 TÉCNICAS UTILIZADAS ATUALMENTE PARA A DETECÇÃO DE CÂNCER DE MAMA E MÉTODOS DE GERAÇÃO DE IMAGENS MÉDICAS USANDO MICRO-ONDAS

2.1 Técnicas utilizadas atualmente para a detecção de câncer de mama

Atualmente, o câncer de mama pode ser diagnosticado por uma das três seguintes técnicas:

- Mamografia Raio-X
- Ultrassom
- Ressonância Magnética

2.1.1 Mamografia Raio-X

É atualmente o método mais recomendado por médicos para exames de câncer de mama. A técnica envolve compressão da mama entre dois pratos. A emissão de raio-x é passada pela mama e gravada em filme. A radiação ionizante desta técnica é perigosa e a compressão da mama é dolorosa.

2.1.2 Ultrassom

O ultrassom para diagnosticar estruturas internas do corpo humano compreende o uso de radiação não prejudicial. Pode diagnosticar um tecido sólido, porém é necessário fazer biópsia para determinar se é cancerígeno.

2.1.3 Ressonância Magnética

É uma técnica não invasiva que usa fortes ondas magnéticas e de rádio para formar as imagens. É capaz de distinguir tecidos moles de tecidos frágeis. A ressonância magnética opera em altas frequências, e para evitar qualquer interferência do meio externo, o sistema é colocado em uma sala blindada.

2.2 Métodos de geração de imagens médicas usando micro-ondas

O foco do projeto é a construção de um mamógrafo de micro-ondas e, portanto devemos fazer uma análise mais meticulosa do estado da arte dos diversos métodos de geração de imagens usando micro-ondas.

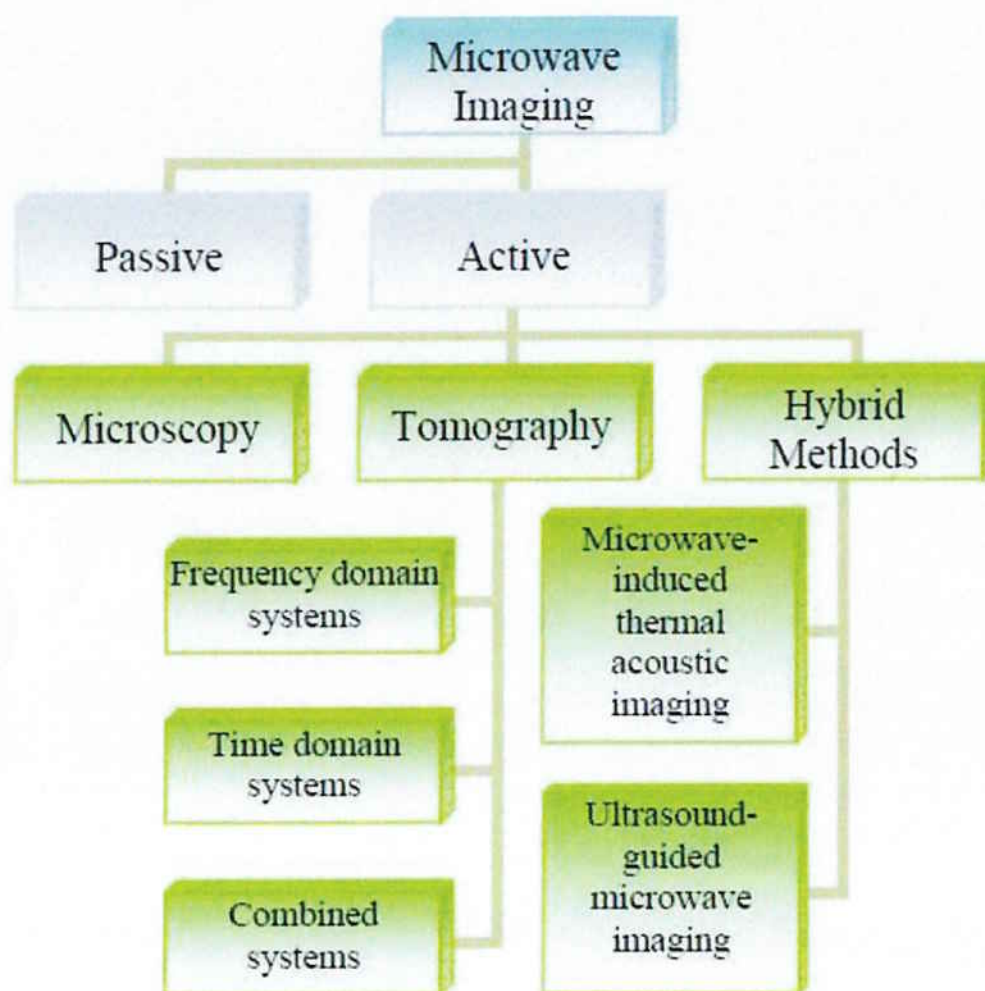


Figura 3- Sistemas de imagens usando micro-ondas para diagnose de câncer de mama.
Fonte: [6].

Os sistemas de imagens usando micro-ondas (MO) para detecção de câncer de mama podem ser divididos em duas classes principais: sistemas ativos e sistemas passivos. Os sistemas passivos são conhecidos comumente como radiometria de micro-ondas (*Microwave radiometry*), ou também como termografia (*Thermography*). Os sistemas ativos se dividem, por sua vez, em microscopia de

micro-ondas, tomografia de micro-ondas (Técnicas de radar *ultrawide band*) e métodos híbridos.

Esta divisão é mostrada na Figura 3.

A arquitetura de um sistema para detecção de câncer de mama por meio de imagens usando micro-ondas se apresenta na Figura 4. O objetivo do hardware é gerar um campo incidente para irradiar o objeto de estudo (a mama) e medir o campo resultante refletido.

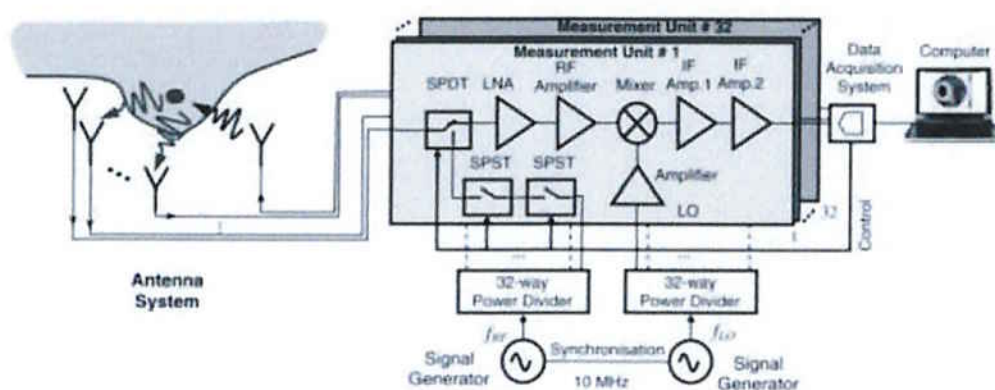


Figura 4- Arquitetura de um sistema de imagens usando micro-ondas. Fonte [5].

Em continuação serão descritas as principais classes de sistema:

2.2.1 Microwave radiometry

Baseia-se na medição de um campo eletromagnético espontaneamente emitido por corpos cálidos de acordo com a lei de Planck. As técnicas passivas têm vantagens, entre as quais está a de que tanto médicos quanto pacientes não são expostos a radiações eletromagnéticas. Além de poder ser aplicada para detecção de câncer de mama em homens, algo que a mamografia não permite.

O principal desafio é detectar um muito baixo nível de potência radiado pelos tumores. Outra dificuldade é a distribuição espacial da temperatura no interior do corpo, posto que o método utiliza o valor médio da temperatura.

2.2.2 Microwave tomography

Em sistemas tomográficos o objeto a ser examinado é irradiado por um campo incidente conhecido e o campo resultante refletido é medido por um número de antenas receptoras, temos:

- *Frequency Domain Systems* - Usando a informação do campo emitido e do campo refletido são reconstruídas as propriedades eletromagnéticas do corpo. A solução deste problema é realizada por meio de um procedimento de otimização. Um sistema receptor altamente sensível é requerido para a medição da componente do campo refletido, o qual pode ser obtido usando a arquitetura de receptor heteródino com a adequada filtragem dos sinais detectados.

- *Time Domain Systems* - São geralmente chamadas técnicas de radar UWB. Pulsos curtos de baixa potência radiados são detectados por meio de um arranjo de antenas e, tanto o retardo entre os pulsos radiados e detectados quanto a forma dos sinais recebidos, contém informação sobre o objeto analisado.

- *Combined Systems* - A combinação dos dois sistemas descritos anteriormente, técnicas no domínio do tempo e da frequência, permitem potencialmente reconstruir imagens de alta resolução mostrando a localização, tamanho e permissividade complexa dos tumores dentro do corpo com um custo computacional relativamente baixo.

- *Microwave microscopy* - O princípio de funcionamento do microscópio de micro-ondas e a mudança no valor da frequência de ressonância de uma cavidade

ressonadora com o extremo aberto, o qual resulta pela interação do campo eletromagnético do ressonador e objetos dentro da pele, tais como tumores da mama. Esta técnica proporciona uma resolução espacial muito alta baseada na interação onda-tecido de campo próximo, o qual não está limitado pelo limite da difração. Apresenta vantagens na detecção de câncer: não precisa de processamento espacial dos tecidos da pele, nem da implementação de algoritmos complexos (*inverse scattering*); opera numa largura de banda muito estreita, portanto não necessita de modelos complexos de dielétricos dispersivos para os tecidos da mama. O método pode ser aplicado também na detecção de câncer de mama em homens.

2.2.3 Hybrid methods

- *Microwave-Induced Thermal Acoustic Imaging* - Combinam-se as vantagens do alto contraste na condutividade de tecidos malignos a frequências de micro-ondas e da alta resolução espacial de imagens por ultrassom. Devido a não uniformidade da velocidade do som nos tecidos biológicos, o tempo de chegada do pulso acústico gerado numa posição não pode ser determinado exatamente.

- *Ultrasound-Guided Microwave Imaging* - Combinam-se duas modalidades, nas quais a reconstrução da imagem é guiada pela ultrassonografia.

2.3 Tomografia por micro-ondas – Técnica UWB

Durante os últimos 10 anos, diversos pesquisadores propuseram novos e cada vez mais robustos métodos de imagem para aplicações em detecção do câncer de mama, dentre eles a técnica UWB de imageamento é a que se mostra mais promissora e por isso vem sendo utilizada pela maioria desses pesquisadores.

Essa técnica se mostra atraente em comparação com o sistema de imagens por micro-ondas passivo e híbrido, pois oferece um maior potencial para scanners de baixo custo, não invasivos e inofensivos ao ser humano. Isso se deve, pois não há compressão da mama, o que o torna não invasivo, e o imageamento por micro-ondas utiliza baixíssima potência, o que o torna inofensivo ao ser humano. Adicionalmente às suas vantagens podemos destacar também a sua cobertura de uma larga banda de frequências, dessa maneira baixas frequências necessárias para a penetração profunda no tecido mamário e altas frequências necessárias para uma melhor resolução são contempladas pelo sistema.

A principal característica desta técnica de imageamento é fazer uso das propriedades dielétricas do tecido mamário para retratar o contraste entre o tecido canceroso e saudável. Conforme o sinal eletromagnético é irradiado, o sinal é absorvido ou dispersado de volta, e esta dispersão então é usada para formar um mapa-imagem que distingue a posição de grandes reflexões.

O radar UWB usa um pulso curto para irradiar a mama e obter informação na dispersão refletida. O sinal recebido ou refletido, também chamado retro dispersão (*backscatter*, em inglês) na terminologia de radar, é processado para gerar um mapa ilustrado que mostra a localização e posição da dispersão. A detecção de tumores usando Radar UWB, portanto, não tenta recriar as propriedades dielétricas da mama, mas concentra-se em detectar a existência de uma forte reflexão no meio.

3 REQUISITOS DE PROJETO

Para definir os requisitos de projeto, é preciso realizar um estudo sobre o sistema que melhor capta as diferenças entre o material que constitui uma mama média e o material de um tumor. Como vimos anteriormente, medidas da permissividade de vários tecidos e tumores têm indicado que tipicamente os tumores têm permissividade de 10-20% maior que o tecido são. A princípio não iremos considerar a diferença de material entre tumores malignos e benignos, pois ainda não existe na literatura evidências de um contraste suficiente entre estes tecidos em frequências de micro-ondas. Apesar disso, a diferenciação entre os dois pode ser avaliada por médicos através das características da imagem do nódulo.

O trabalho será realizado com frequências de análise variando de 1 a 11 GHz, que já foi considerada uma faixa adequada para essa aplicação. Estudos realizados por [4] avaliaram tumores de 0,5 a 2 cm de diâmetro, usando uma relação sinal-ruído de 10dB e obtiveram uma acurácia de 97% ao determinar o tamanho do tumor e de 70% ao determinar a forma.

Para atender os requisitos citados acima, será utilizado um *software* que simula o comportamento de antenas e a partir dele definir os parâmetros das antenas que oferecem um melhor resultado na detecção de nódulos na mama.

Para fazer a interface entre a transmissão/recepção de sinais das antenas e o *software* de tratamento de imagens será utilizado um *Vector Network Analyzer* (VNA). Este fornecerá os parâmetros de *Scattering* (S) de cada uma das antenas, avaliando a reflexão (S11) observada por cada uma delas em diferentes frequências. A escolha da faixa de frequências está condicionada com a banda de passagem das

antenas desenvolvidas (mais detalhes podem ser observados no 3.2 Especificações das antenas UWB).

3.1 Desenvolvimento do Protótipo

O protótipo será providenciado para estudar a viabilidade do sistema de imageamento por radar UWB e para gerar as especificações necessárias para o seu funcionamento satisfatório na detecção de câncer de mama. A técnica atual para a imageamento baseado em radar consiste na transmissão de pulsos curtos em um *phantom*, no processamento das reflexões coletadas, e na geração de um mapa relativo de permitividade do interior da mama através de um algoritmo de reconstrução.

Como mencionado anteriormente, existem três vertentes principais para a realização do protótipo desejado:

A primeira delas consiste na fabricação das antenas que serão usadas para emitir e receber os sinais UWB. Suas especificações serão definidas baseadas em simulações realizadas no *software* CST visando um melhor desempenho para a aplicação desejada. Mais detalhes podem ser encontrados no Capítulo 3.2.

A segunda delas é a geração e aquisição dos sinais. Devido às dificuldades de projeto e fabricação do *hardware* para o cumprimento de requisitos de alta faixa dinâmica e precisão na geração de pulsos de banda ultra larga, todos os modelos experimentais baseados nesses pulsos dependerão de medições dos parâmetros de dispersão de rede no domínio da frequência, medições essas, realizadas por um *Vector Network Analyzer* (VNA). Estes parâmetros serão convertidos ao domínio do tempo durante a fase de reconstrução da imagem.

Para a geração e medição dos sinais, o VNA ZVA67 foi utilizado, emulando o *hardware* necessário. Este instrumento mede os parâmetros de dispersão (resposta

backscatter) de redes elétricas, amplamente utilizado para aplicações em projeto de circuitos RF. Antes das medições serem feitas é necessário realizar a calibração do equipamento, no VNA fazemos isso utilizando o kit fornecido pelo fabricante que calibra os cabos SMA ligados às antenas. Após o processo de calibração ser concluído, o VNA estará pronto para tomar as medidas.

Os parâmetros de dispersão serão obtidos para as diferentes frequências dentro da banda das antenas fabricadas, que estarão conectadas ao VNA através de cabos SMA 50 ohm. A partir daí os dados coletados por ele serão enviados para o *software* de tratamento de sinais.

Este *software* será responsável por transformar os parâmetros de *Scattering* (S) em uma imagem capaz de identificar a presença de nódulos no *phantom*. Mais detalhes de seu funcionamento serão discutidos no Capítulo 3.3.

3.2 Especificações das antenas UWB

3.2.1 Escolha e desenvolvimento de antenas monopólo planar

A escolha da antena foi feita a partir de simulações nos *softwares* simuladores eletromagnético *Momentum* e CST, utilizando inicialmente as características presentes na literatura e prováveis modificações baseadas nas necessidades do projeto.

Os requisitos da antena são:

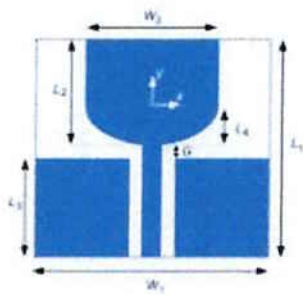
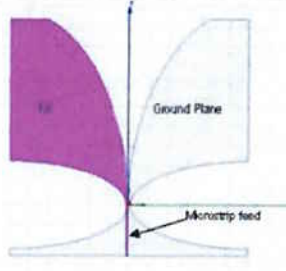
- 1- Será usada para curto alcance e *indoor*,
- 2- A relação abaixo deve ser maior que 50%: [10]

$$FWB = \frac{f_2 - f_1}{f_c}$$

Onde: f_2 : frequência superior; f_1 : frequência inferior; f_c : frequência central e
FWB *Fractional Bandwidth*.

As antenas de monopólo planar foram utilizadas por atenderem aos requisitos do sistema (1 e 2) e por possuírem processos de fabricação, caracterização e estrutura simples. Neste projeto, quatro modelos de antenas já fabricadas em outros projetos [4-6] com a mesma finalidade foram simuladas e uma será então escolhida, uma vez que todas são capazes de operar em UWB. A Tabela 1 ilustra as antenas que foram estudadas:

Tabela 1- Tipos de Antenas estudadas.

1	2	3
 Figura 5- Antena monopolo 1 [8]	 Figura 6- Antena monopolo 2 [11]	 Figura 7- Antena Monopolo 3 [12]
Banda = 3,1 a 10,6 GHz H= 26mm W= 30mm	Banda= 3,5 a 5GHz L= 40mm W= 40mm	Banda = 3a 10GHz W= 50mm L= 50mm

As antenas tem um papel importante no funcionamento do sistema, devido que estas são responsáveis pela qualidade do sinal emitido e recebido. É desejável que elas operem eficientemente na banda desejada, distorcendo e dispersando os sinais o mínimo possível com máxima transferência de potencia. Tendo em vista estes requerimentos, foram realizados a princípio testes e ensaios no simulador

Momentum, e seus resultados nortearam a seleção do tipo de antena e a necessidade de fabricação ou compra de antena comercial. Esse simulador na aplicação desejada não se mostrou completamente eficaz uma vez que o tipo de alimentação utilizada na antena não pode ser modelado, outro simulador 3D já se mostrava necessário.

3.2.2 Etapas de projeto

O projeto das antenas foi dividido nas seguintes etapas:

- Primeira etapa de escolha da banda e design em que foi utilizado o *software Momentum* para uma primeira simulação em 2D, baseado na referência [8];
- A segunda etapa foi de refinamento da antena escolhida com alteração de parâmetros de design e substrato, simulação em 3D com o *software CST*, simulações com os conectores e simulação com outra antena para comparação;
- Na terceira etapa foi abordada a definição de configuração física das antenas, simulação e fabricação;
- Quarta etapa de caracterização e testes em laboratório.
- Na quinta etapa foi realizado a caracterização do array e testes com o *phantom*.

3.2.2.1 Primeira Etapa

O design inspirado em [8] permitiu a geração do modelo que foi estudado até a etapa 1 e que se encontra nas Figura 9 e Figura 8 abaixo:

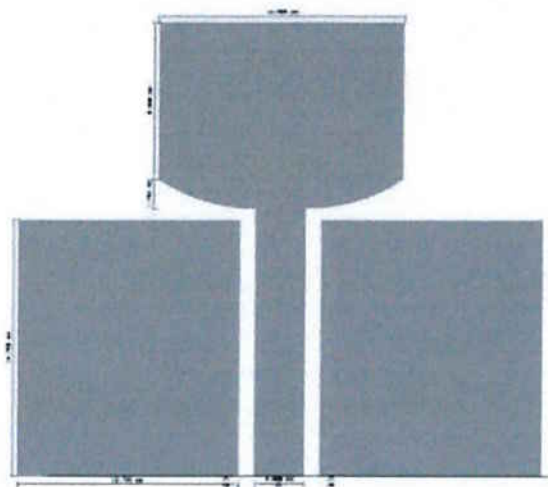


Figura 9- Antena Simulada B.

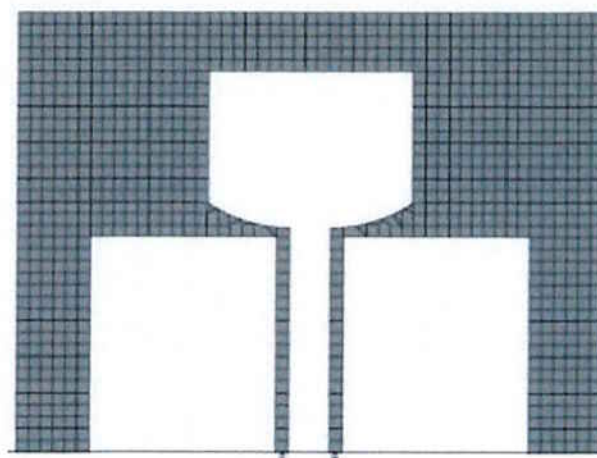


Figura 8- Antena Simulada A.

A antena foi simulada no *software* Momentum do pacote ADS. O substrato utilizado no projeto foi o FR4, cujo condutor é o cobre, que possui $\epsilon_r = 4.3$ (permitividade relativa) e tangente de perdas = 0.021.

Duas simulações foram realizadas utilizando o *software*, onde o melhor resultado foi gerado pela simulação de B, que possui as mesmas dimensões do A, porém é definida de maneira *slot*.

Diante do resultado da simulação, dentro da faixa de operação referenciada da antena, de 4,017 GHz a 10,05 GHz, ela apresentou perdas de retorno em torno de -5 dB (casamento de impedância de 50Ω). Observando a frequência central, nota-se que 25% a mais e a menos deste valor está dentro da faixa de -5 dB, conforme Figura 10 abaixo.

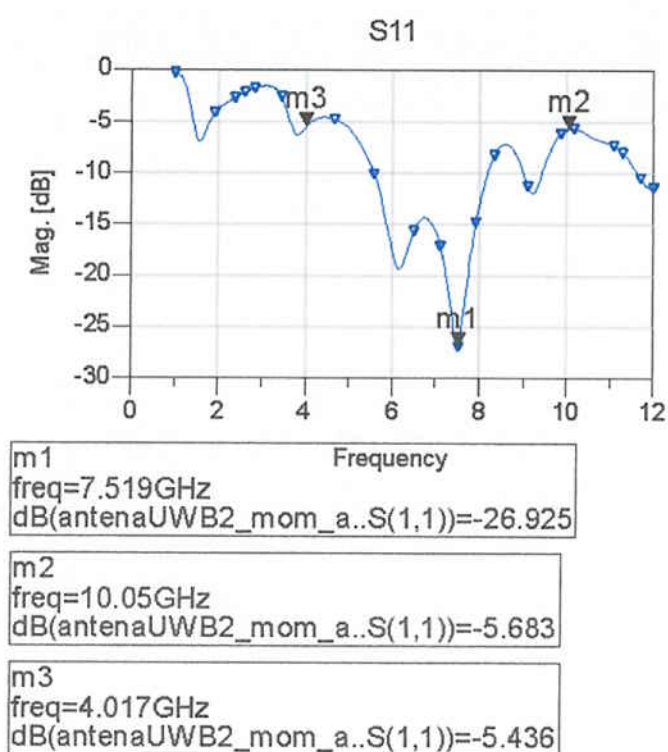


Figura 10- Parâmetros S11 antena B.

Utilizando a equação que define o FWB:

$$\text{FWB} = \frac{10,05 \text{ GHz} - 4,017 \text{ GHz}}{7,5 \text{ GHz}} = 80\%$$

O FWB= 80% permite afirmar que refere-se a banda ultra larga.

Uma terceira simulação, aumentando o plano da figura B gerou o gráfico de parâmetros S11 da Figura 11. De onde é possível extrair novamente o FWB:

$$\text{FWB} = \frac{10,14 \text{ GHz} - 4,978 \text{ GHz}}{6,8 \text{ GHz}} = 75\%$$

A banda pode ser considerada UWB. Esta simulação foi realizada dentro de uma faixa menor (de 4 a 10 GHz) para que a observação do gráfico se tornasse

mais interessante na faixa de banda da antena. Foram obtidas perdas de retornos mais aceitáveis, próximas de -10dB na faixa.

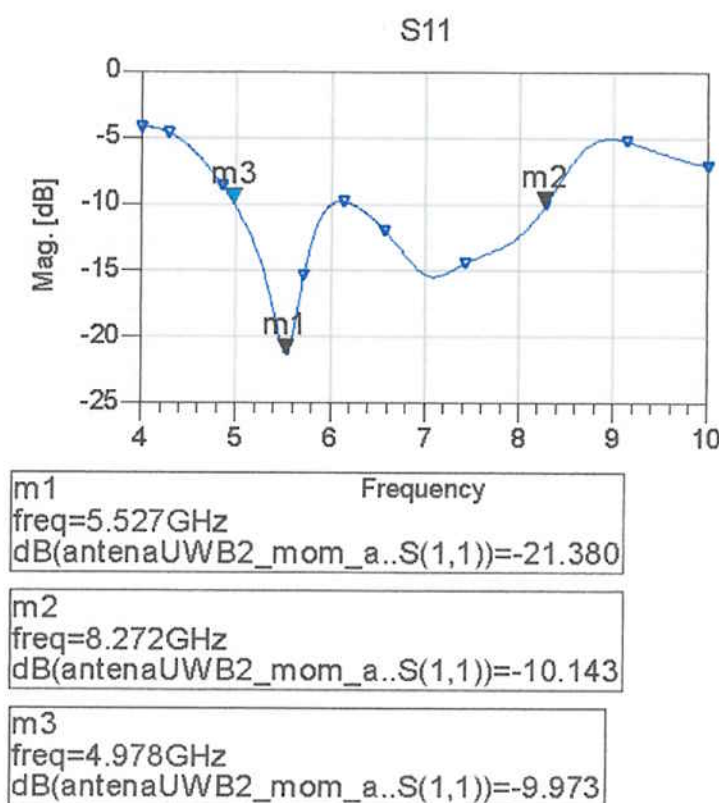


Figura 11- Parâmetros S11 com novo plano da antena B.

Apesar de um resultado aceitável ter sido alcançado até esta fase, o resultado obtido não é o ideal para a aplicação, em que deseja-se perdas de retorno menores -10dB. Algumas restrições de *software* ainda não tinham sido contornadas, como por exemplo o fato dele simular planos infinitos e de o projeto não ter sido completamente replicado conforme à publicação. Porém o teste com aumento do plano da antena foi um forte indício de que este seria o caminho a ser seguido. Outra restrição encontrada foi que o tipo de alimentação Coplanar utilizada pela antena não pode ser reproduzida pelo *software*.

Devido ao *software* Momentum ter se mostrado incapaz de simular com precisão este tipo de antena, o uso do *software* CST *Microwave Studio* se mostrou necessário, visando a realização de simulações em 3D.

3.2.2.2 Segunda Etapa

O *software* CST *Microwave Studio*, que foi utilizado nas simulações deste ponto em diante, se mostrou mais apropriado para a simulação das antenas do projeto uma vez que suas ferramentas de desenho permitem que o leiaute seja o mesmo desejado, e principalmente por que permite que a alimentação seja feita da maneira correta, por meio de uma *Coplanar waveguide*. Além desta vantagem, este *software* permite simular a antena junto com o conector que foi utilizado no ensaio, permitindo uma simulação mais próxima da realidade.

3.2.2.2.1 Simulação Antena baseada na referência [8]

Inicialmente foi mantido o leiaute da referência [8] para simulação. Porém, com auxílio do *software* *Line Calculator* do pacote ADS, foi verificado que o casamento de impedância da linha de alimentação coplanar da antena não estava completamente ajustado a 50 Ω . Então o novo casamento foi recalculado. O dimensionamento da linha de alimentação então foi alterado para o mostrado na Figura 12 a seguir e o design da antena conforme Figura 13:

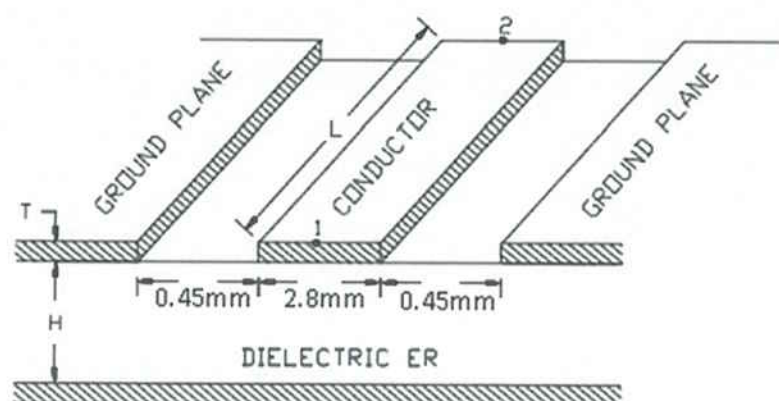


Figura 12- Novo dimensionamento da linha de alimentação.

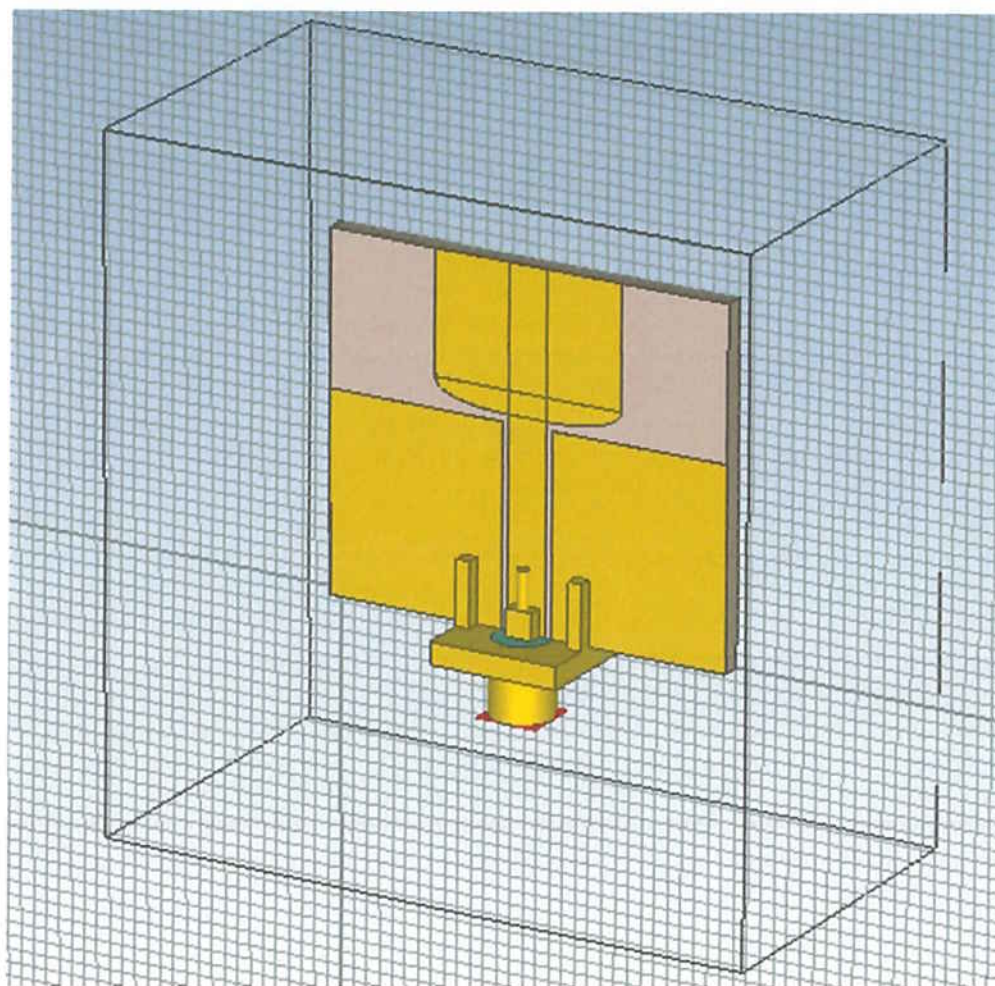


Figura 13- Design da antena baseada na referência [8] no CST.

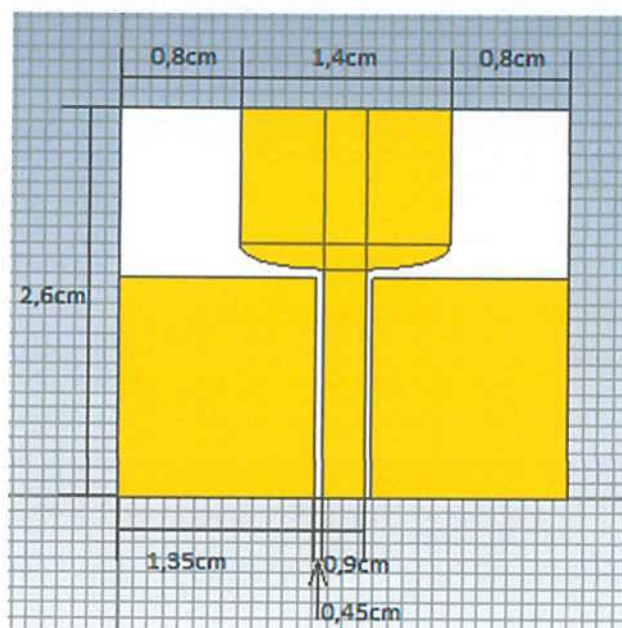


Figura 14- Dimensiones da nova antena projetada com o recálculo da trilha de alimentação.

A primeira simulação a partir deste novo projeto é mostrada na Figura 15 a seguir:

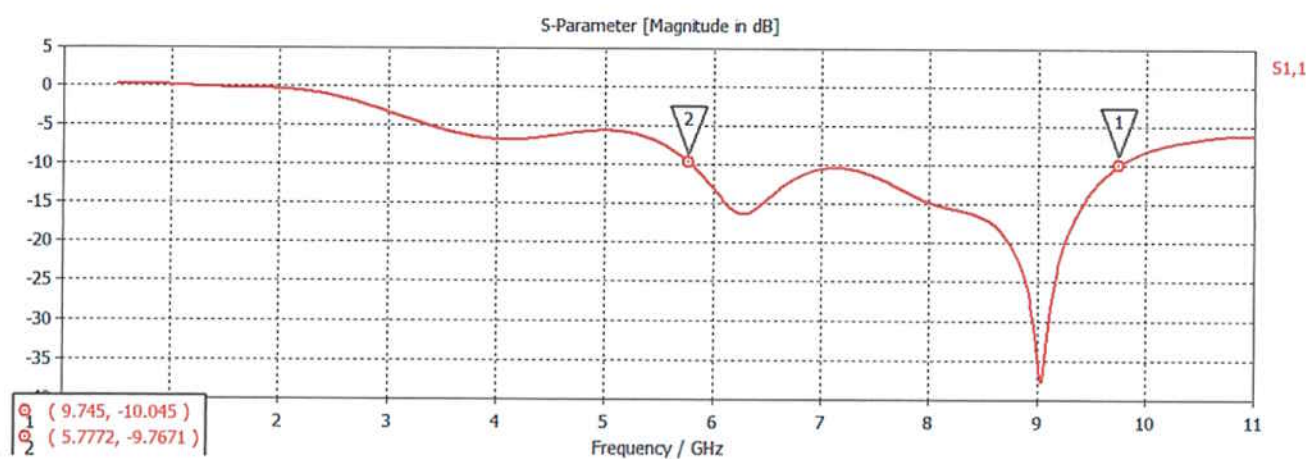


Figura 15- Simulação da antena baseada na referência [8] no substrato FR4.

Diante desta simulação é possível observar que a banda larga alcançada é maior que a encontrada na simulação passada realizada no *Momentum*, e a perda de retorno é menor, sendo assim uma banda de passagem mais adequada para nossa aplicação. Não é mais possível fazer uma comparação qualitativa com os

resultados da referência, uma vez que alterações foram feitas visando melhorar o desempenho.

Além da alteração no projeto houve a alteração de substrato utilizado na fabricação. Ao invés do FR4 utilizado na referência, foi utilizado um substrato Rogers TMM4 (cobre), com as seguintes características: $\epsilon_r = 4.5$, tangente de perdas = 0.0020, espessura 1,524 mm. A mudança de substrato foi feita visando aumentar a confiabilidade das simulações em relação aos testes, uma vez que os substratos da Rogers possuem *datasheets* e são bem caracterizados, ao contrário do FR4 que seria utilizado.

Esta antena será chamada a partir de agora no texto de Antena TMM4.

Abaixo pode-se visualizar a comparação entre as simulações das antenas: da referência [8], antena FR4 com novo casamento e Antena TMM4.

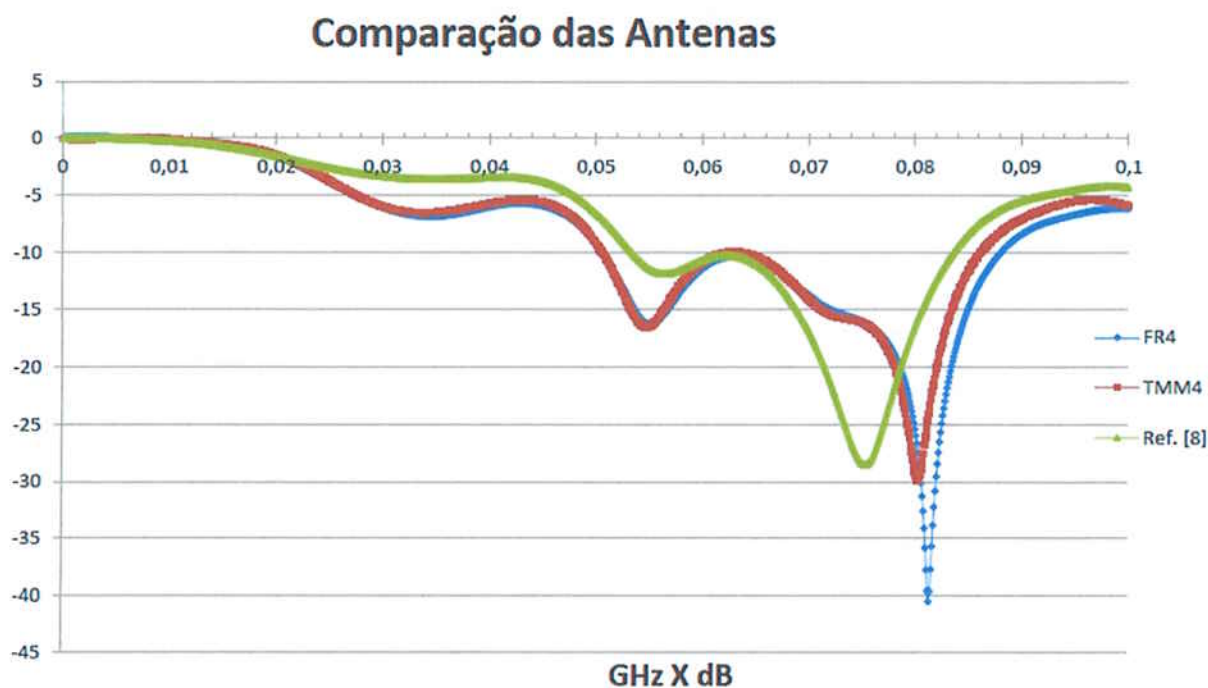


Figura 16- Comparação entre as simulações das antenas: da referência [8], antena FR4 com novo casamento e Antena TMM4.

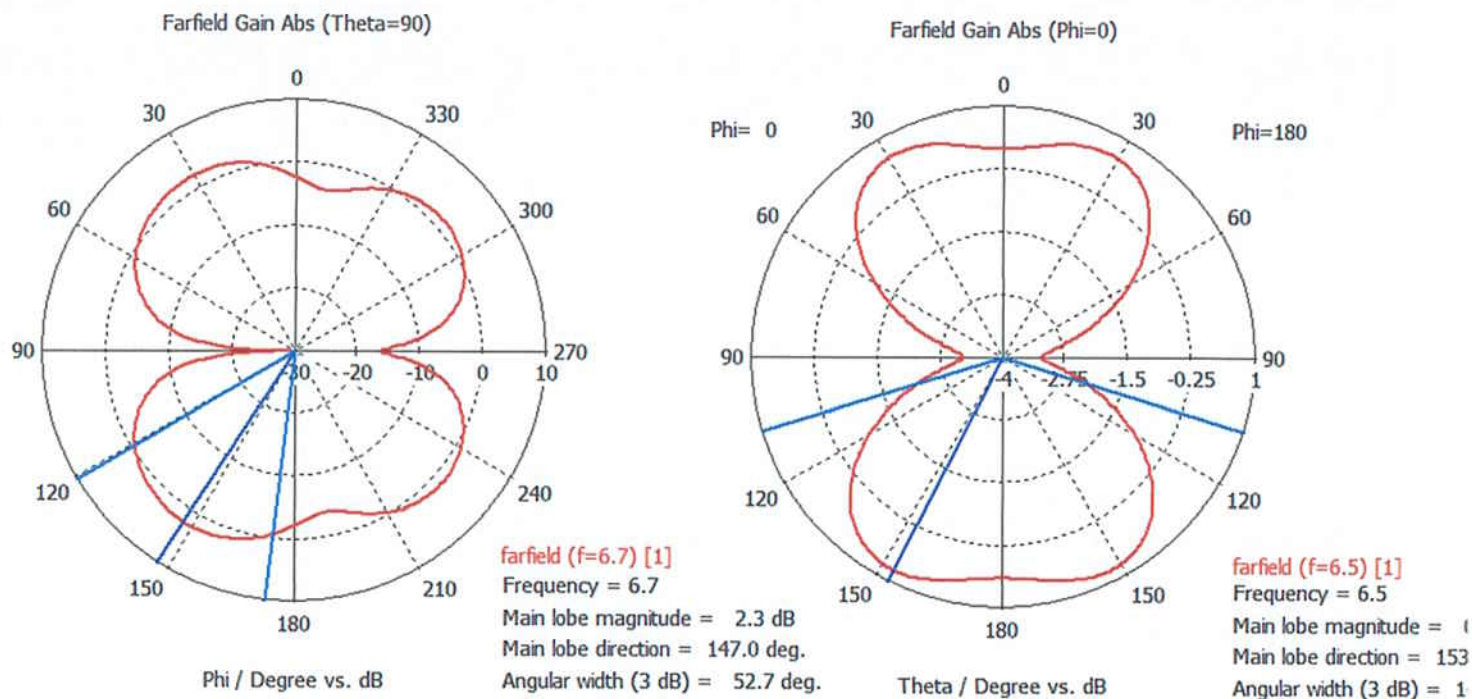


Figura 17- Diagrama de Radiação antena TMM4.

3.2.2.2.2 Antena baseada na referência [15]

Este novo modelo de antena foi simulado buscando uma antena de melhor desempenho, ou seja, uma banda larga suficiente e perdas de retorno menores que -10 dB na faixa de passagem. Os resultados gerados pelo CST estão a seguir nas Figura 18 e Figura 19:

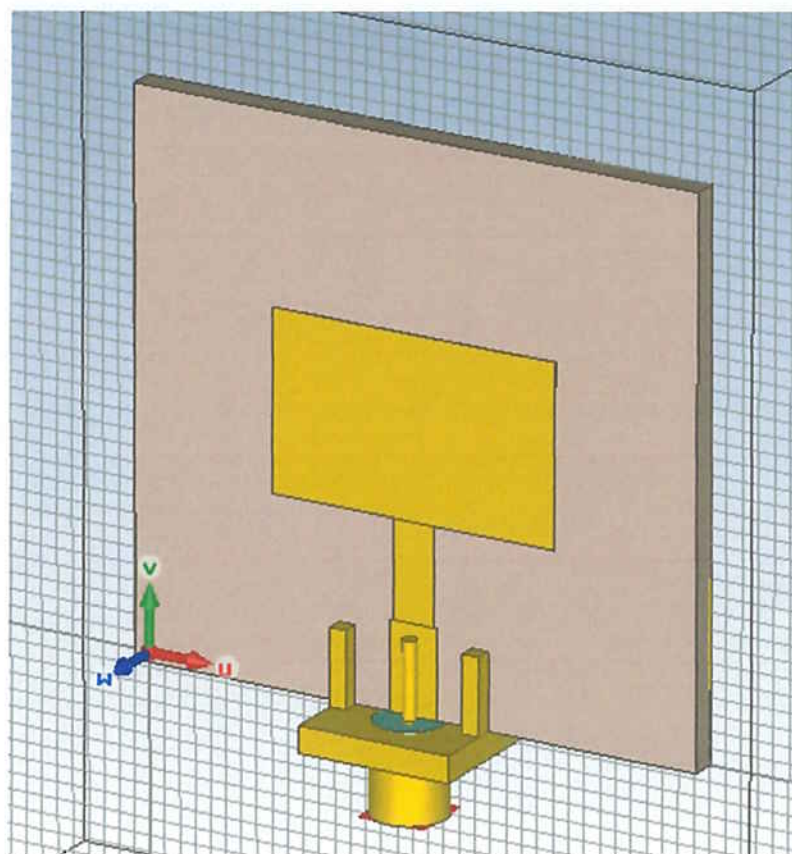


Figura 18- Nova Antena de Teste.

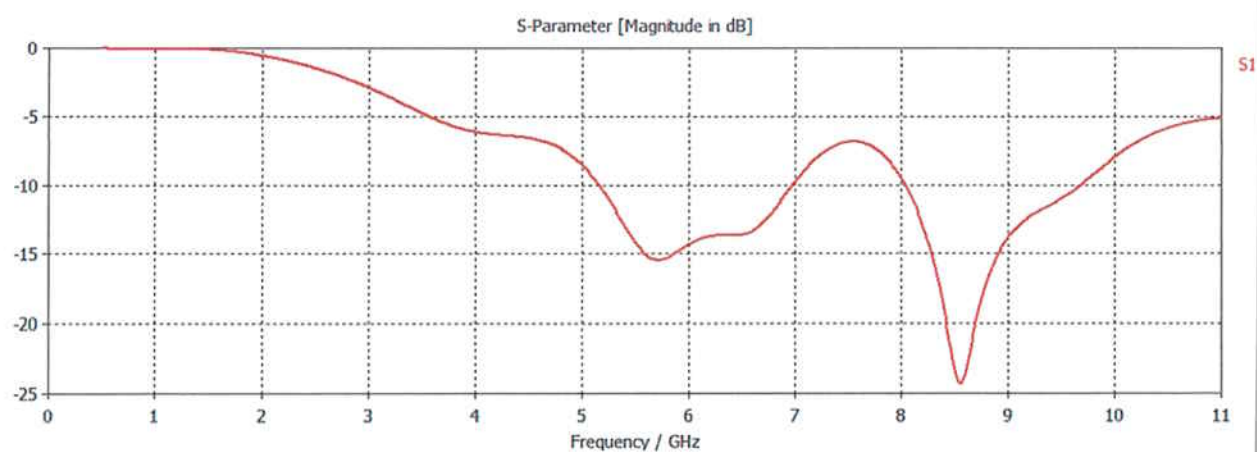


Figura 19- Simulação.

Pode-se observar que em comparação com a Antena TMM4 a banda desta é mais estreita e as perdas de retorno são maiores. Esta antena não é considerada adequada para nossa aplicação.

3.2.2.3 Terceira Etapa

Durante as simulações do *software* que ocorreram paralelamente às simulações das antenas, foi concluído que a precisão nas distâncias e posicionamento das antenas é crítico para a obtenção de bons resultados na fase de reconstrução da imagem. Por este motivo foi adotado um fixo do *array* de antenas, mostrado na Figura 20.

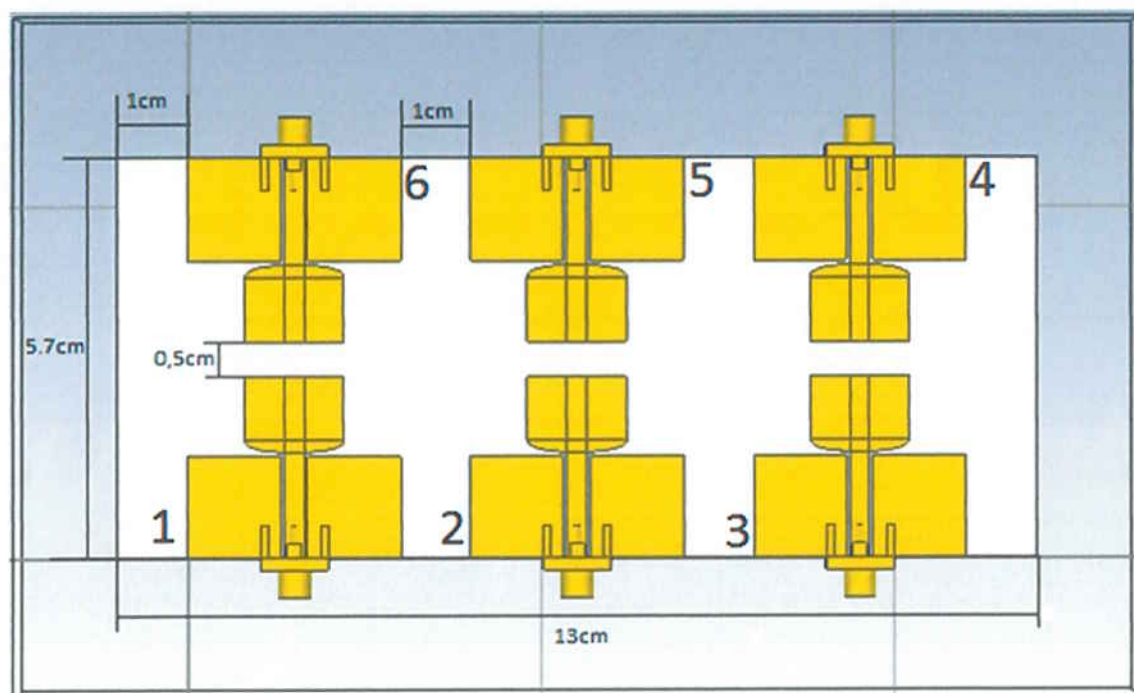


Figura 20- Modelo do *Array* fixo de antenas adotado no projeto implementado no CST.

Apesar de agora pertencerem ao mesmo substrato ao invés de serem antenas independentes como proposto inicialmente, as simulações deste *array* demonstraram que com a distância utilizada entre antenas horizontal e verticalmente foi possível contornar as interferências mútuas.

Abaixo os diagramas de radiação das antenas 1, 2 e 3.

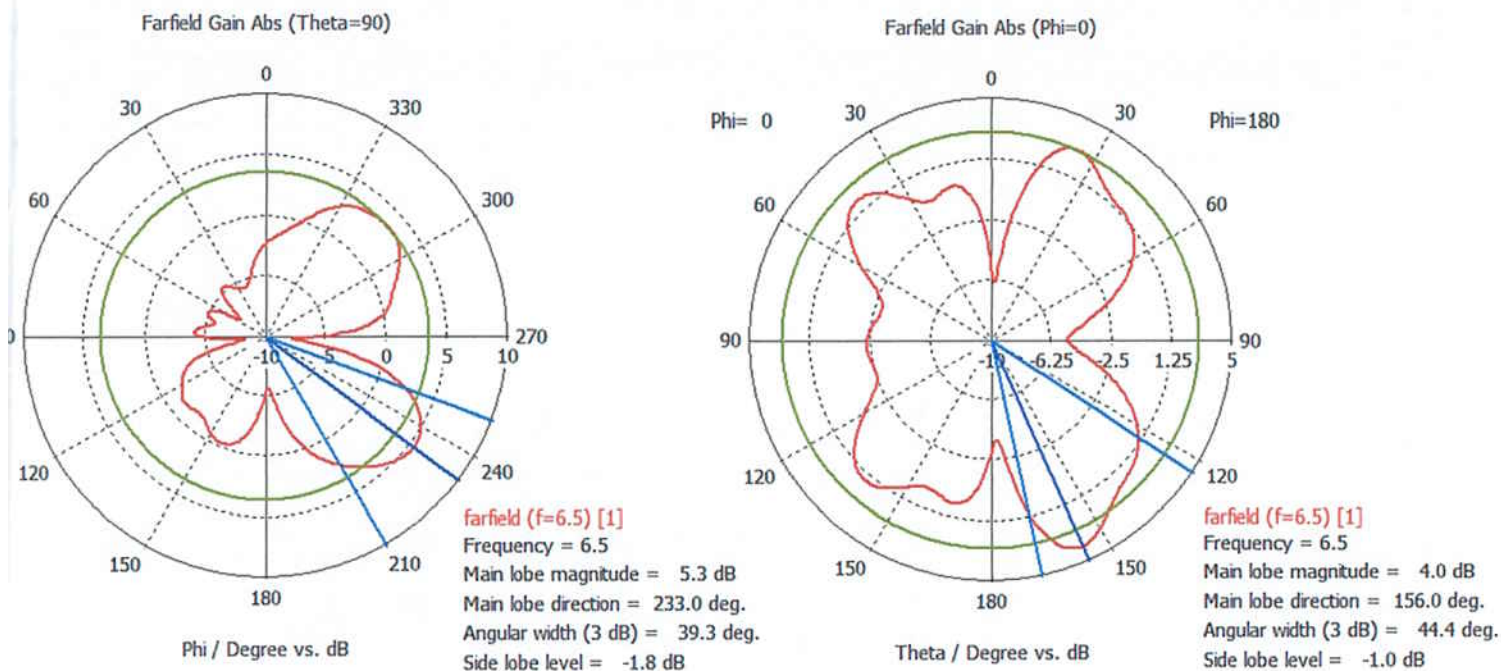


Figura 21- Diagrama de Radiação Array: Antena 1.

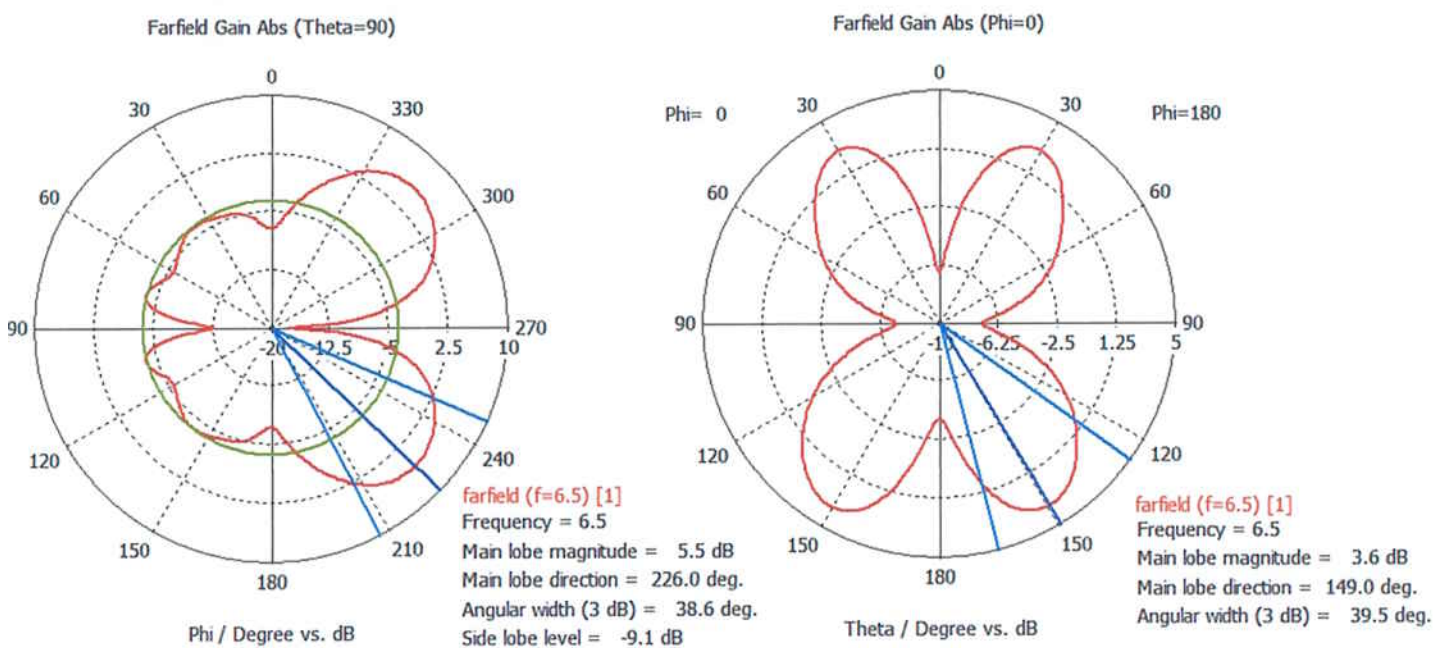


Figura 22- Diagrama de Radiação Array: Antena 2.

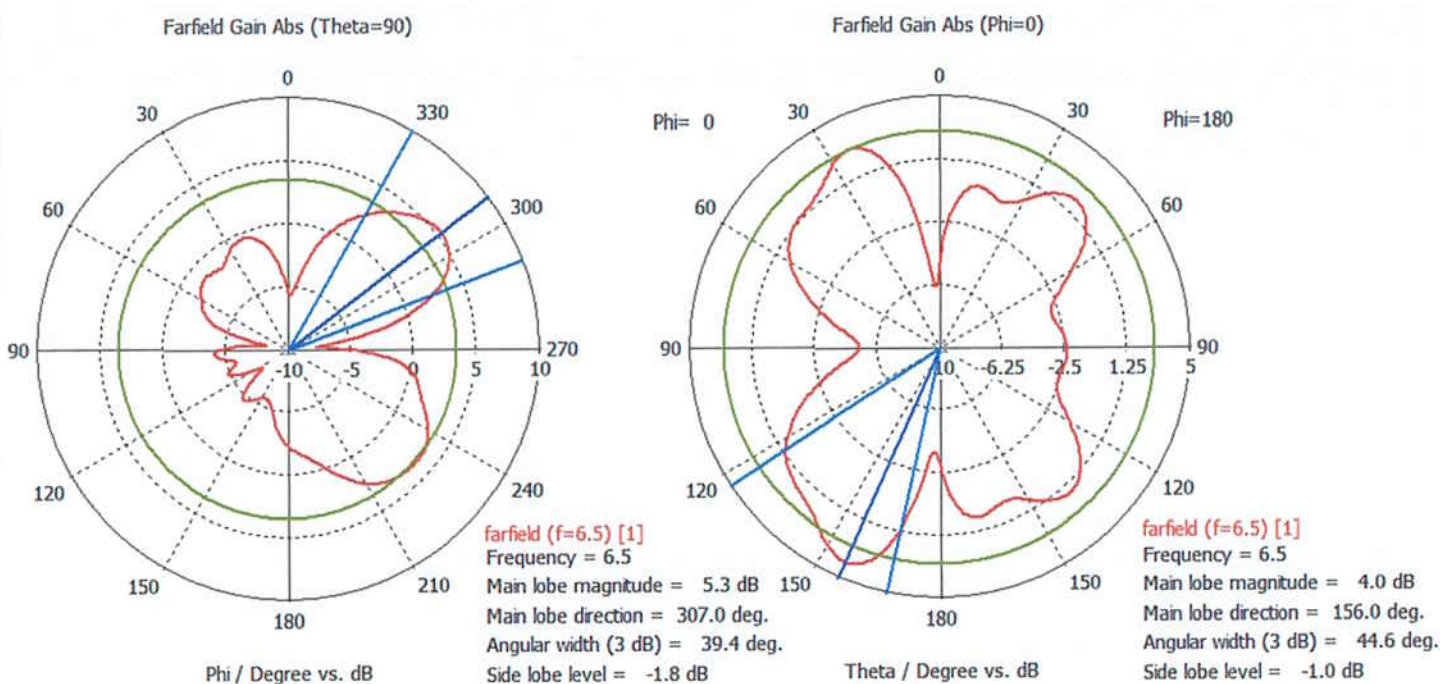


Figura 23- Diagrama de Radiação Array: Antena 3.

Pelo diagrama vertical (elevação) é possível observar que o array não é direcional perpendicularmente, o que permite que o tumor esteja posicionado em outros locais que não bem abaixo do array.

3.2.2.4 Quarta Etapa

As antenas foram fabricadas no Laboratório de Microeletrônica (LME) a partir do leiaute e do substrato adquirido. A montagem e caracterização das antenas também foram realizadas no laboratório.

Na figura abaixo pode-se observar a linha com 50 Ω para verificação dos conectores e as antenas avulsas fabricadas.

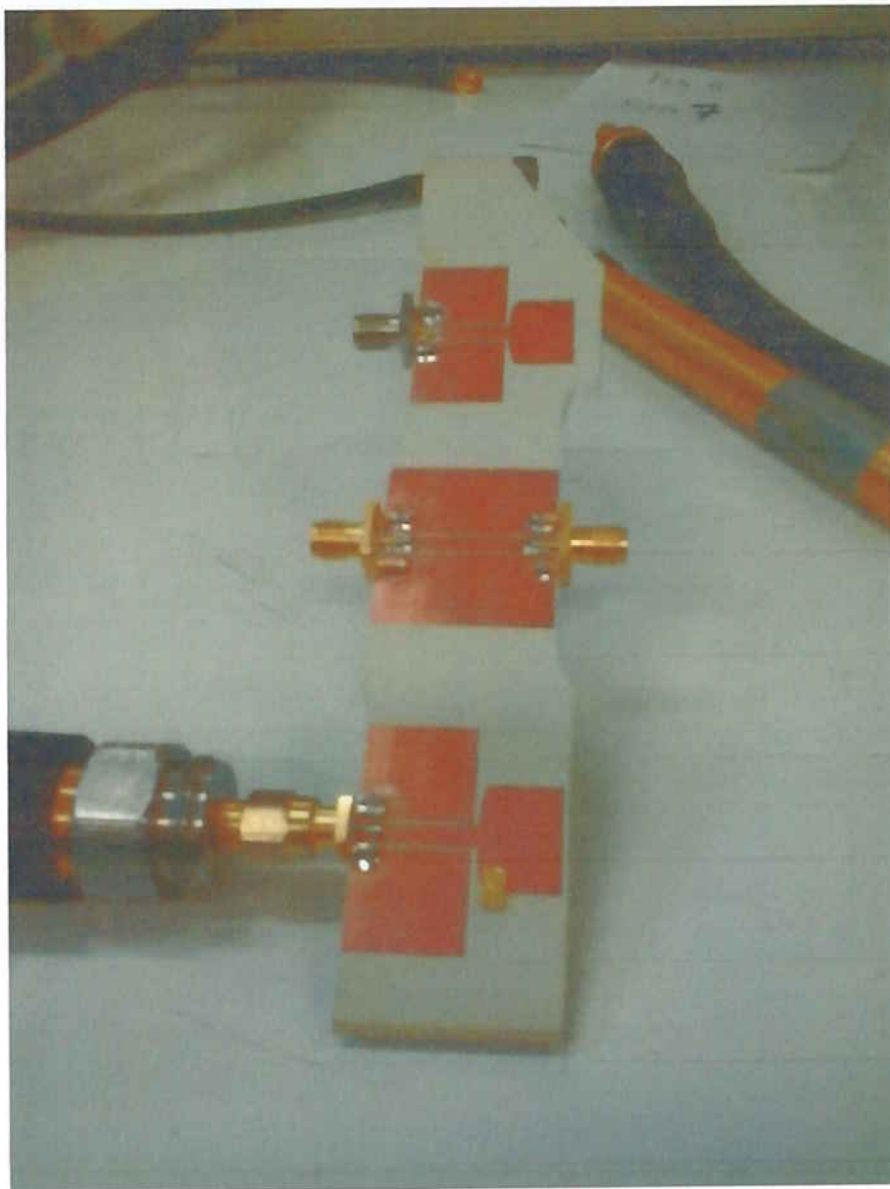


Figura 24 - Fotografia das antenas fabricadas para testes no laboratório.

O resultado dos testes em comparação com a simulação pode ser observado no gráfico abaixo:

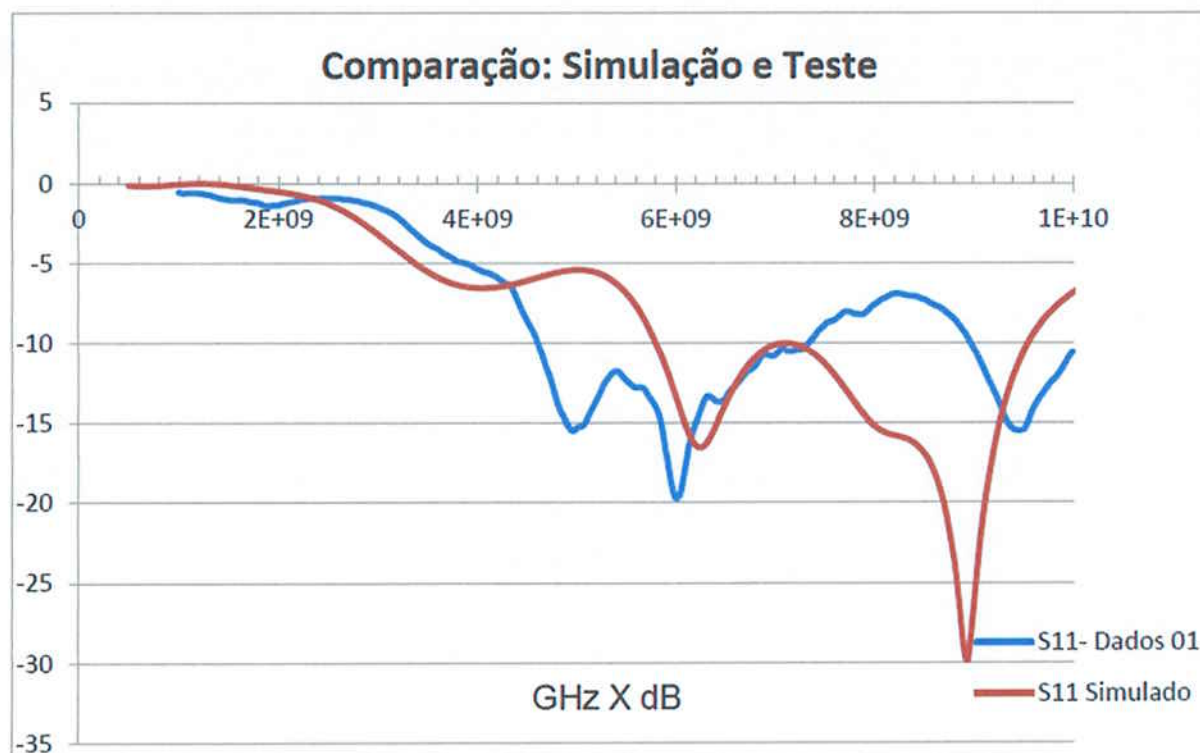


Figura 25- Comparação dos resultados obtidos por Simulação e Testes,

Como é possível observar na comparação acima, houve uma diminuição na banda larga que era esperada por simulação. No laboratório foi levantada a hipótese de que estivesse ocorrendo radiação pelos pinos traseiros do conector, uma vez que a antena só possui plano de terra na frente, e os pinos de trás ficam em “aberto”.

Levantada nova simulação e teste sem esses pinos traseiros, os resultados encontram-se abaixo e mostraram-se melhores que os anteriores. A banda ficou deslocada em relação ao esperado (de 4,5 GHz até aproximadamente 10 GHz), porém está dentro da especificação do projeto.

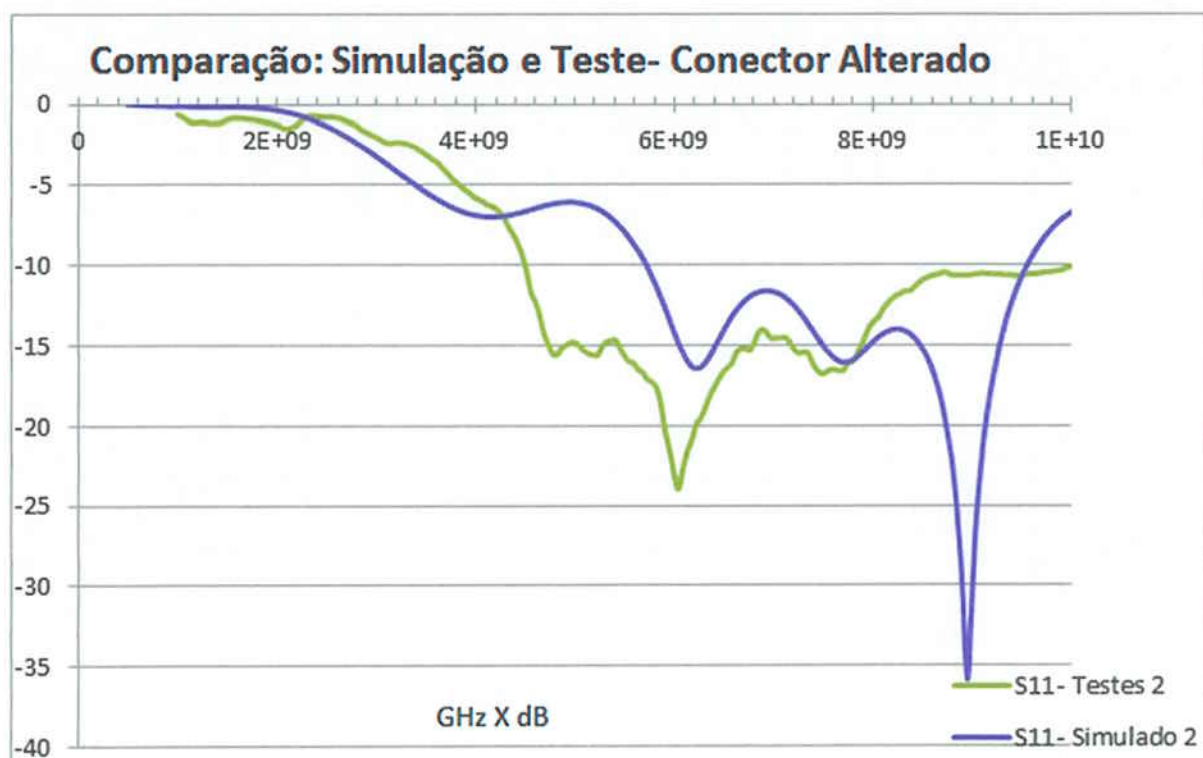


Figura 26- Comparação com Conector Alterado.

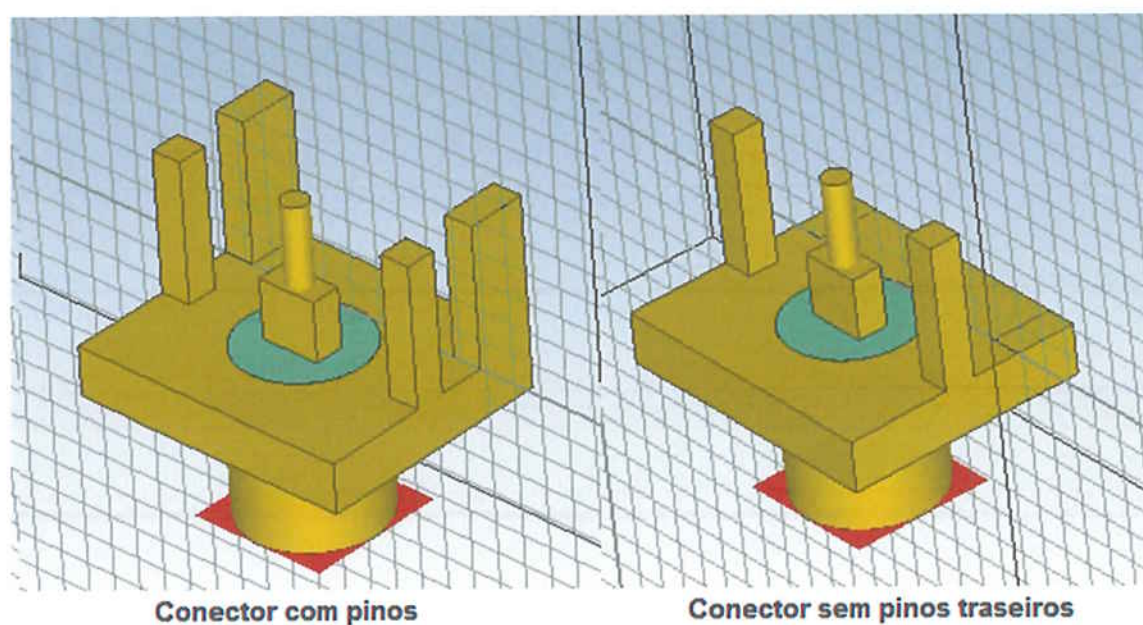


Figura 27- Mudança do Conector.

3.2.2.5 Quinta Etapa

O *array* da Figura 28 foi construído segundo a Figura 20, e caracterizado com a utilização do aparelho VNA.

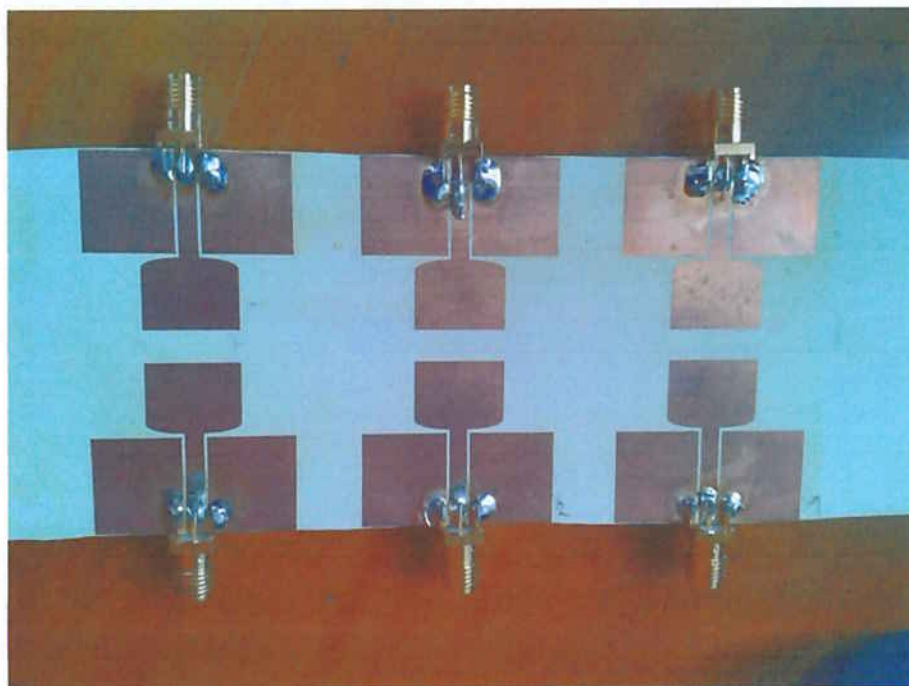


Figura 28- Fotografia do Array de antenas fixas construído.

As curvas dos parâmetros S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA são comparadas nas figuras 29, 30, 31. Apenas as curvas das antenas 1, 2 e 3 estão no gráfico, pois para as antenas 4, 5 e 6 são equivalentes.

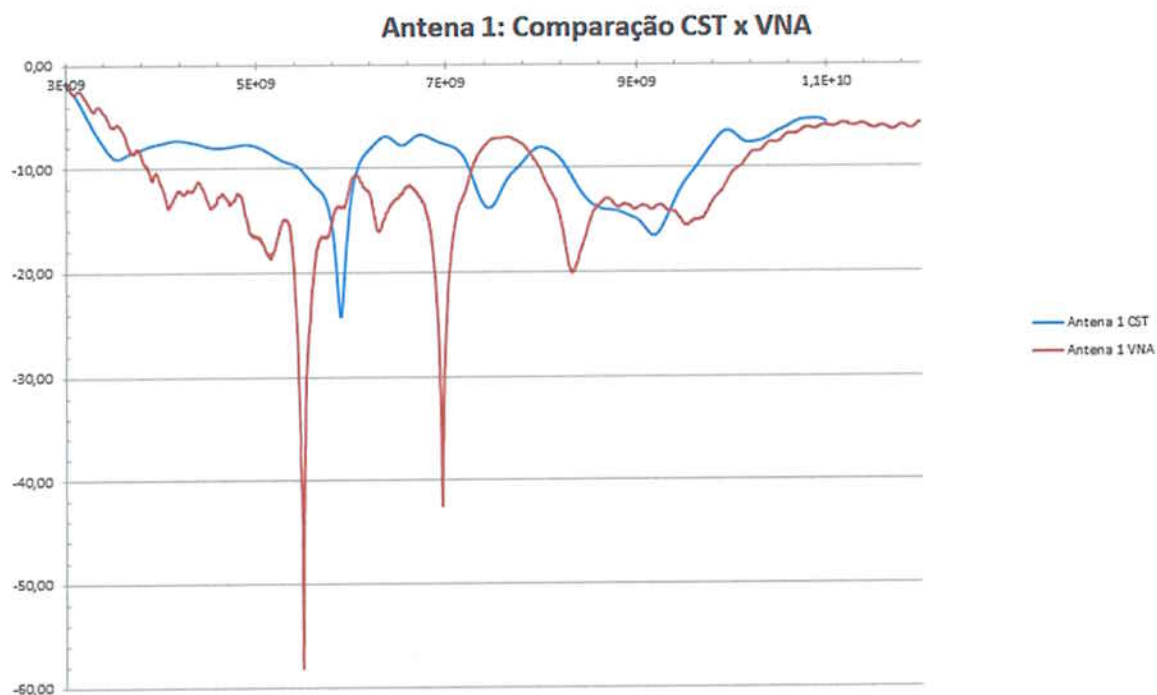


Figura 29 - Curvas do parâmetro S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA: Antena 1.

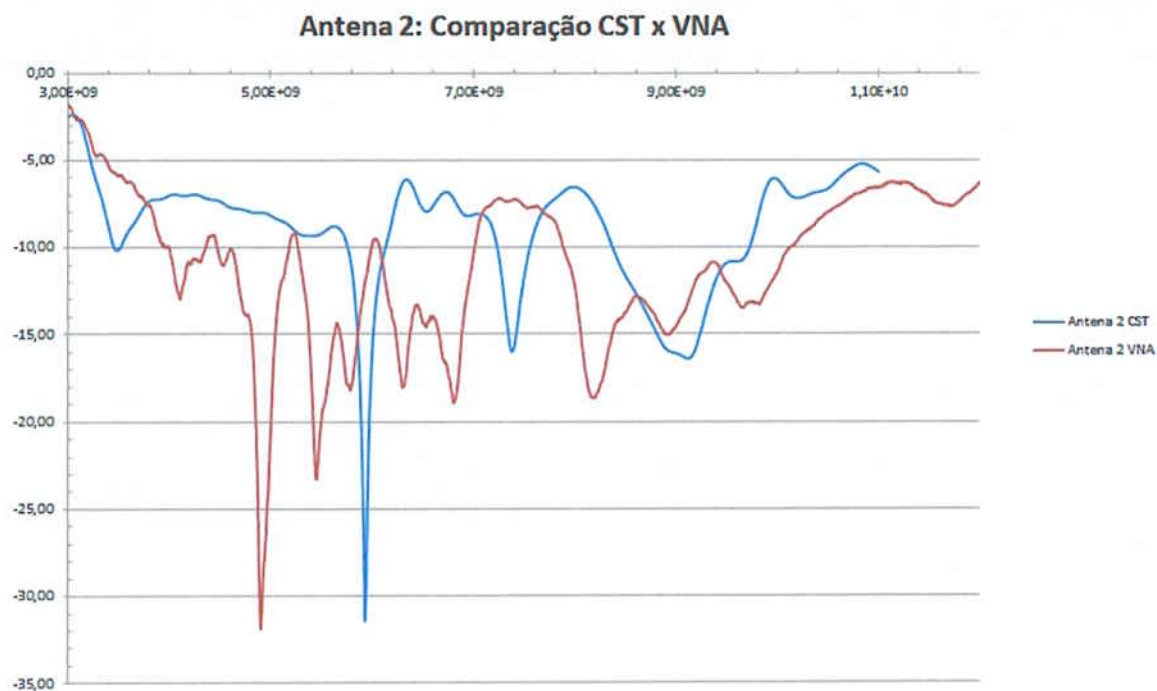


Figura 30- Curvas do parâmetro S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA: Antena 2.

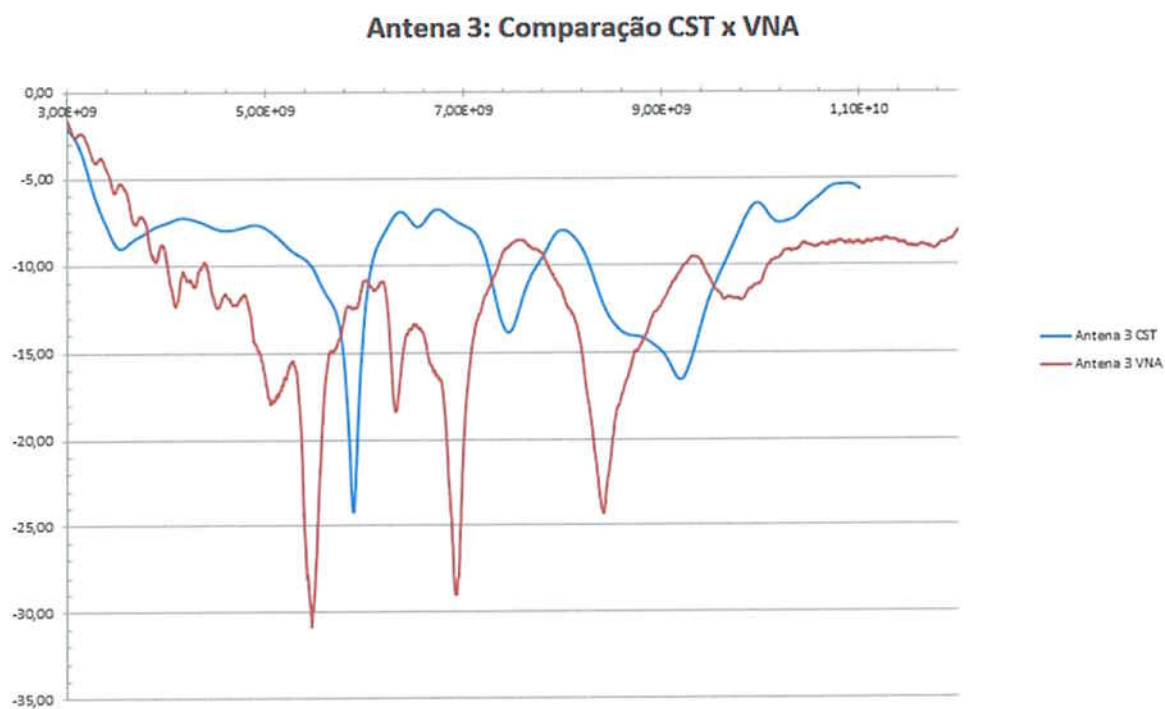


Figura 31- Curvas do parâmetro S11 obtidas por simulação e pelo teste experimental com o VNA: Antena 3.

Os ensaios foram realizados no ar, sem obstáculos à frente do *array*. Eles mostram que houveram diferenças entre as curvas esperadas dos parâmetros simulados pelo CST em relação aos testes em laboratório realizados com o VNA, porém é possível observar que nos testes experimentais as curvas se mostraram abaixo da curva esperada pela simulação, o que nos levou a considerar as antenas do *array* adequadas para nosso estudo.

3.3 Detalhamento do *Software* de Reconstrução da Imagem

3.3.1 Algoritmo e Abordagem

Para a reconstrução da imagem foi desenvolvido um *software* para implementar um dos algoritmos mais utilizados para essa abordagem: o *confocal microwave imaging algorithm* (ANEXO 2: Código MATLAB). Este algoritmo será capaz de reconstruir um mapa de permitividade da área de interesse (interior da mama) utilizando os parâmetros *Scattered* (S11) adquiridos pelo VNA em diferentes frequências.

O VNA determina os valores dos parâmetros S11 de cada uma das antenas individualmente e, utilizando a Transformada Inversa de Fourier, é obtida a resposta reposta impulsiva no tempo. Este processo permite ter indiretamente as respostas do tecido a um pulso ultra-curto. O algoritmo utilizado para a reconstrução da imagem divide a mama em uma matriz de pixels com precisão ajustável, calcula a distância entre as posições da antena e cada pixel e calcula a intensidade de cada pixel (x,y) a partir do tempo de voo da onda eletromagnética refletida pelo meio. Para este cálculo é considerado um valor médio de velocidade da propagação da onda para o meio estudado (ar, gordura, pele, etc). Então, por adição das versões com atraso de todos os sinais recebidos, a intensidade associada a cada pixel é

avaliada para criar a imagem. Se um objeto de alta dispersão, tal como um tumor maligno, existir no ponto focal (pixel), as formas de onda serão adicionadas de forma coerente. Já sinais de "clutter" (conjunto de pontos não coesos, não interessantes para o fim do *software*), gerados pela heterogeneidade normal do tecido mamário, irão se adicionar incoerentemente. Deste modo, os sinais refletidos pelo tumor são reforçados enquanto os sinais de "clutter" são minimizados.

Abaixo a Figura 32 que mostra o ambiente utilizado pelo algoritmo.

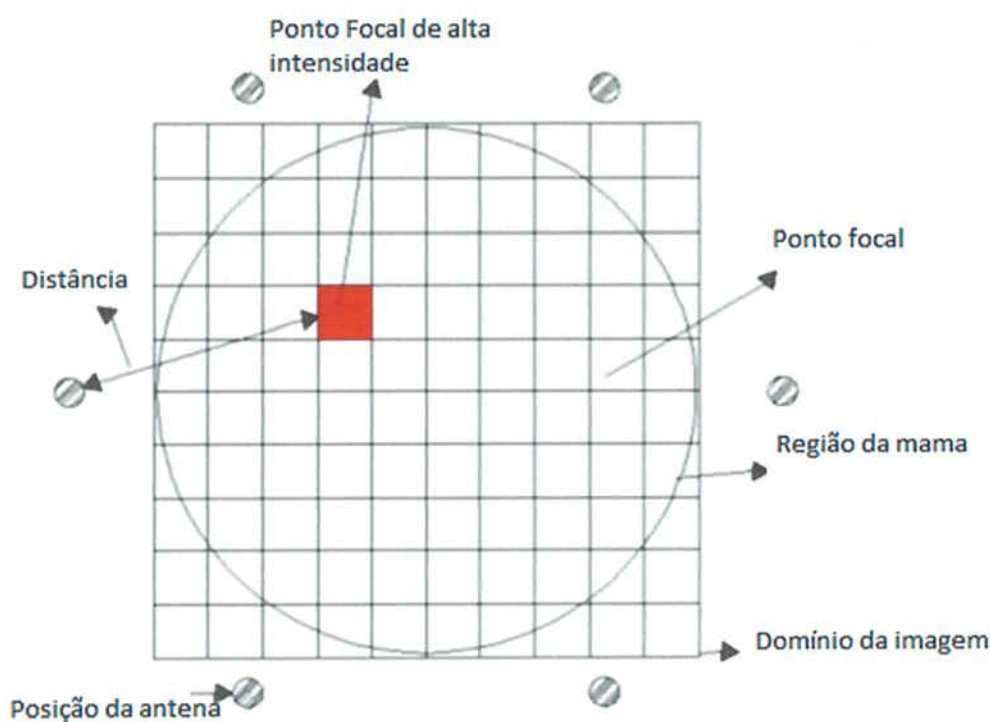


Figura 32- Características do *confocal microwave imaging algorithm*.

3.3.2 Configuração do Sistema

Foi considerada uma configuração planar do sistema em que o *array* de antenas é disposto na superfície da mama de um paciente deitado na posição de prona (barriga para baixo).

Optou-se por um *array* de 6 antenas Figura 33, detalhado no capítulo anterior que, por manter uma distância fixa entre antenas, evita diversos problemas na

aquisição dos sinais e a necessidade de um sistema mecânico complexo para mover as antenas.

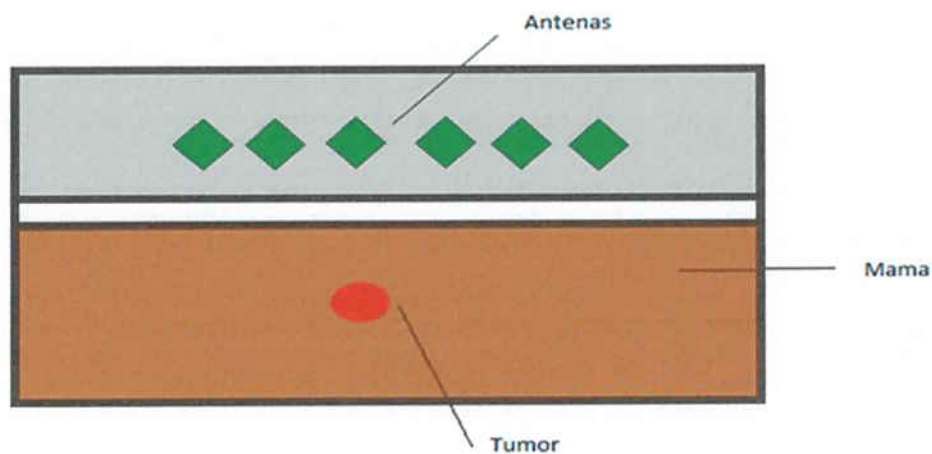


Figura 33- Configuração Planar.

Com relação ao ambiente escolhido para o desenvolvimento de tal *software*, optou-se pelo MATLAB, devido a sua vasta gama de kits e pacotes para tratamento de sinais, além da facilidade no tratamento de matrizes que ele proporciona.

Para a geração dos sinais usados no *software* foi simulado um ambiente em CST com o *array* de 6 antenas, um material dielétrico para a simulação do tumor e água para a simulação do tecido mamário. Tal configuração pode ser vista na Figura 34 a seguir.

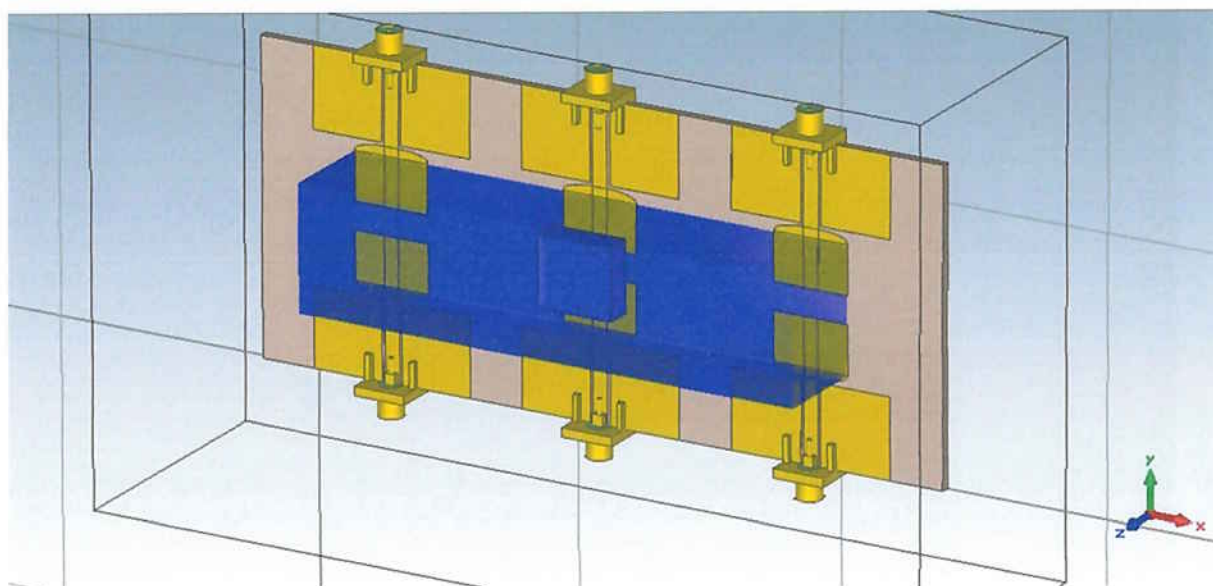


Figura 34- Ambiente CST de simulação.

3.3.3 Detalhamento da implementação do algoritmo

Essa seção é dedicada a explicar a implementação do Algoritmo Confocal. A Figura 35 mostra um fluxograma do processo para a criação da imagem do tumor.

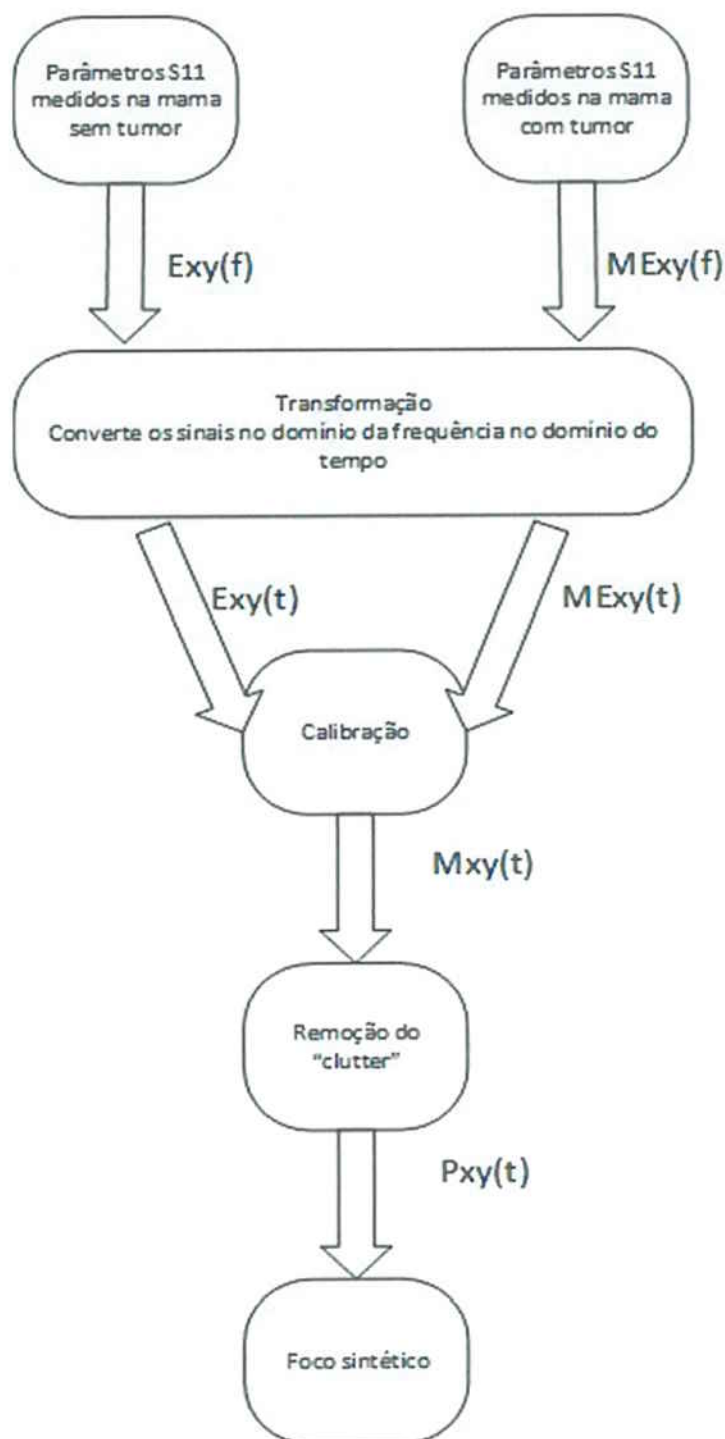


Figura 35- Fluxograma do algoritmo.

Os dados no domínio da frequência (parâmetros de dispersão, ou S) são obtidos através de um ensaio na frequência com o VNA quando o *array* de antenas é exposto ao meio com a mama sem tumor ($E_{xy}(f)$), e quando o *array* é exposto ao ambiente da mama com tumor ($ME_{xy}(f)$). Os dados no domínio de frequência são, em seguida, transformados no domínio de tempo para o processamento posterior. Os detalhes de cada processo são discutidos a seguir.

3.3.3.1 Transformação

O *array* de antenas, em 6 posições diferentes em uma grade (2×3) de área 24 milímetros x 94 mm, é excitado com um sinal de varrimento gerado pelo analisador de rede vetorial (VNA), em uma altura de 1 cm a partir do tumor.

Os dados no domínio da frequência (mama sem tumor e mama com tumor) obtidos a partir do VNA são primeiramente janelados usando a janela de Hamming. Essa janela de Hamming é aplicada aos sinais para reduzir a intensidade dos lóbulos laterais. O sinal obtido é então transformado em domínio de tempo, através da Transformada Rápida de Fourier Inversa (IFFT) dos sinais.

$E_{xy}(t)$ e $ME_{xy}(t)$ são, respectivamente, os sinais sem tumor e com tumor transformados no domínio do tempo. XY são as posições das antenas definidas pela linha X e coluna Y em um grid, representado por uma matriz 2×3 (6 antenas).

Figura 36 e Figura 37 a seguir ilustram o sinal ME_{xy} antes e depois da transformação

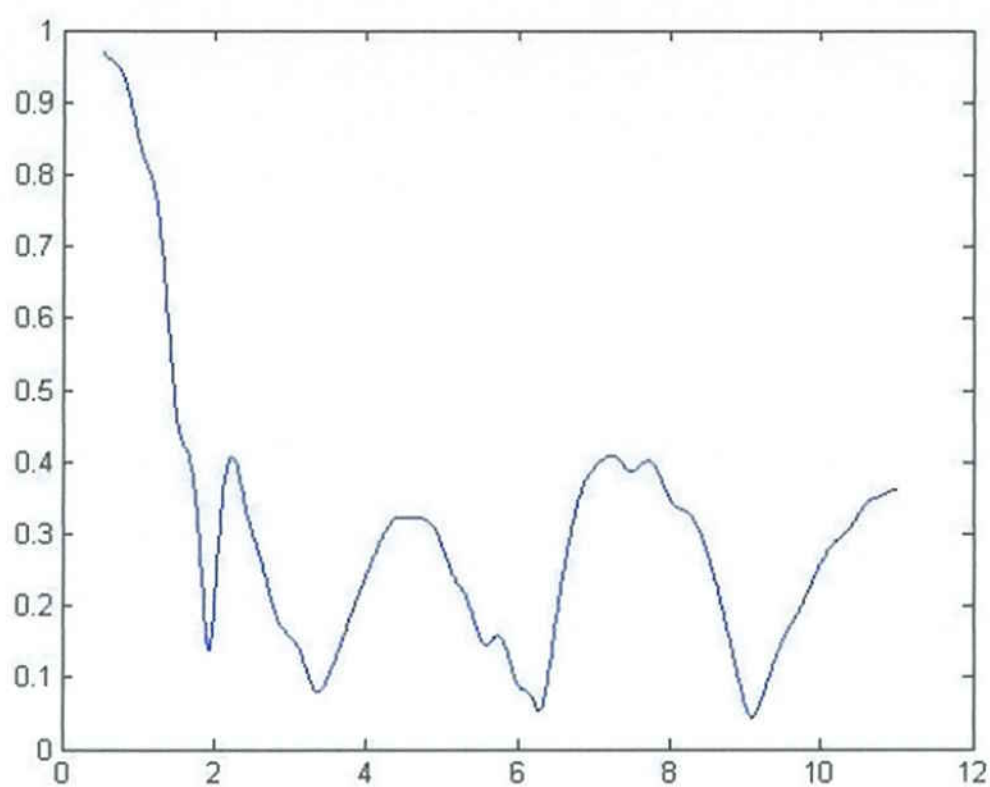


Figura 36- Sinal $MExy(f)$ pré transformação.

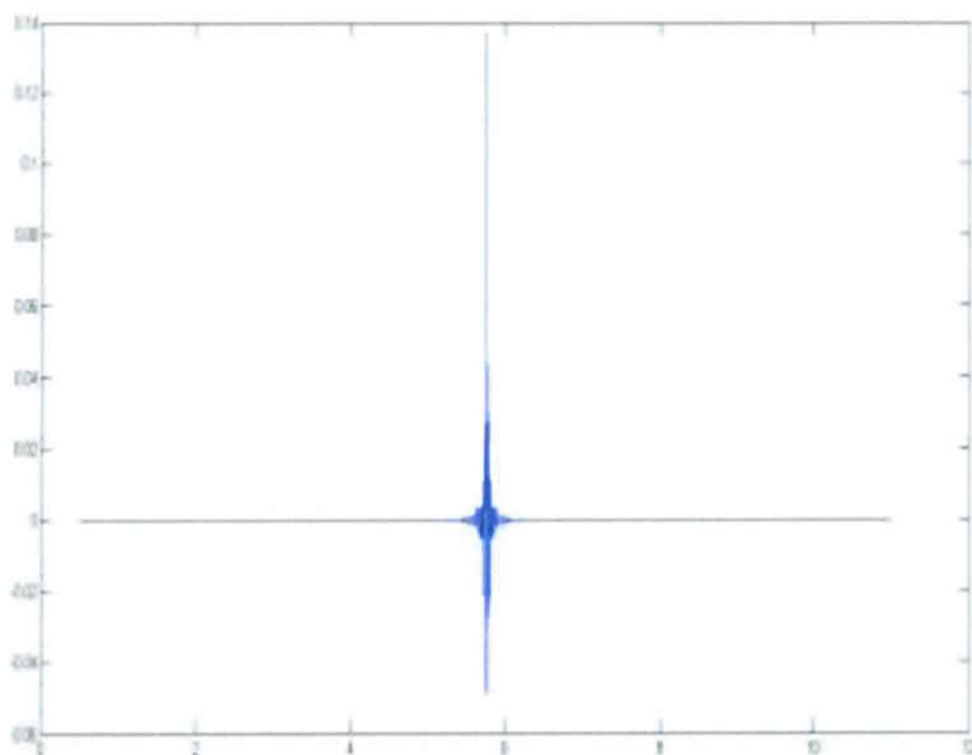


Figura 37- Sinal $MExy(f)$ pós transformação.

3.3.3.2 Calibração

O processo de calibração envolve subtrair a resposta do ambiente sem tumor da resposta do ambiente com tumor de modo a eliminarmos as reflexões não referentes ao tumor. Esta subtração produz um pico mais alto no local do tumor, reduzindo a resposta ambiente a partir do sinal de destino. Desse modo obtém-se do sinal subtraído aproximadamente o sinal da mama com tumor Figura 38:

$$M_{xy}(t) = MExy(t) - E_{xy}(t)$$

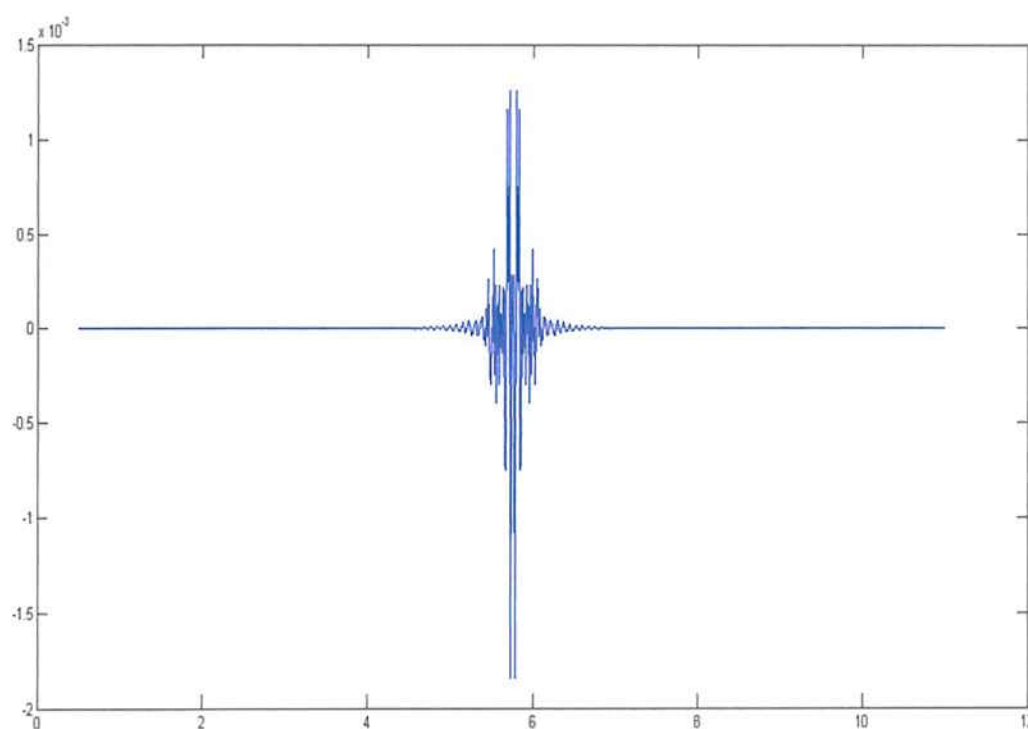


Figura 38- Sinal calibrado $M_{xy}(t)$.

3.3.3.3 Remoção de “clutter”

Os sinais de mama com tumor nas posições X e Y, ainda contém reflexões devido à antena e à heterogeneidade do meio ambiente. A fim de reduzir as reflexões devido à essas interferências, calcula-se a média dos sinais $M_{xy}(t)$. O cálculo da média é realizado através da adição dos sinais $M_{xy}(t)$ em uma dada linha da grade (2 x 3), e dividindo pelo número total de posições de antena da linha N (total de 3 posições de antena para uma dada linha da nossa experiência). Estes sinais são conhecidos como os sinais médios $A_{xy}(t)$. Os sinais médios são então subtraídos de cada um dos sinais da mama com tumor, gerando assim os sinais processados.

$$P_{xy}(t) = M_{xy}(t) - A_{xy}(t)$$

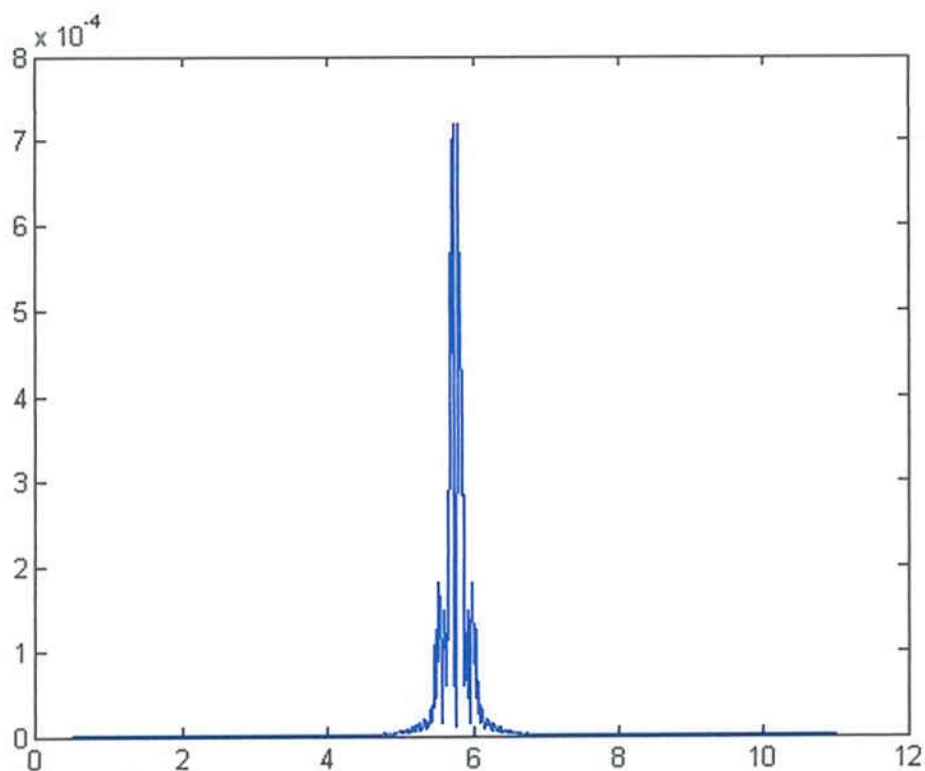


Figura 39- Sinal processado $P_{xy}(t)$.

Os sinais processados são utilizados para gerar os valores de intensidade no tempo para a reconstrução da imagem. Para gerar os valores de intensidade, além dos sinais processados precisamos também o tempo de voo de ida e volta. Para obter o tempo de ida e volta, precisamos realizar uma focagem discutida em detalhe a seguir.

3.3.3.4 Focagem sintética

A focagem sintética é realizada calculando o tempo de voo do sinal de ida e volta. A fim de avaliar esses tempos realizam-se as seguintes etapas: geração dos pixels, avaliação da distância da posição de cada antena para cada pixel e finalmente geração do tempo de ida e volta.

a) Geração dos pixels.

Para gerar os pixels de coordenadas x_i y_j , considerou-se a área de 94 mm x 24 mm, que foi a configuração escolhida para o ambiente de simulação.

b) Avaliação da distância da posição de cada antena para cada pixel.

As distâncias de cada posição da antena XY para o pixel foram calculadas utilizando a equação seguinte:

$$D_{xy} = 2\sqrt{(X - x_i)^2 + (Y - y_j)^2 + H^2}$$

Onde, H é a altura entre o array e o tumor; x_i e y_j definem as coordenadas dos pixels; XY são as coordenadas das antenas e D_{xy} é a distância de ida e volta.

No experimento foi usada uma única antena por vez como transmissor e receptor. Por conseguinte, a distância coberta pelo transmissor para cada ponto de

pixel e pelo receptor para cada ponto de pixel serão iguais. Por isso, multiplica-se a distância por 2:

c) Geração do tempo de ida e volta

O tempo de viagem entre cada posição de antena XY e o pixel (xi,yj) é finalmente calculado pela seguinte equação:

$$T_{xy}(xi, yj) = \frac{D_{xy}(xi, yj)}{c/\sqrt{\epsilon}}$$

Onde, c é a velocidade da luz; ϵ é a permissividade do meio e Txy é o tempo calculado.

3.3.3.5 Imagem

Como discutido antes para gerar os valores de intensidade para formar a imagem, para além do sinal processado, são também necessários valores de tempo. Após o cálculo dos valores de tempo $T_{xy}(xi, yj)$ entre cada posição XY de antena e os pixels (xi,yj), os valores da intensidade são gerados para cada ponto de pixel por avaliação do valor de sinal do sinal processado $P_{xy}(t)$ no momento $T_{xy}(xi, yj)$. Matematicamente, os valores de intensidade de pixel são representados como:

$$I(xi, yj) = \sum \sum (P_{xy}(T_{xy}(xi, yj)))^4$$

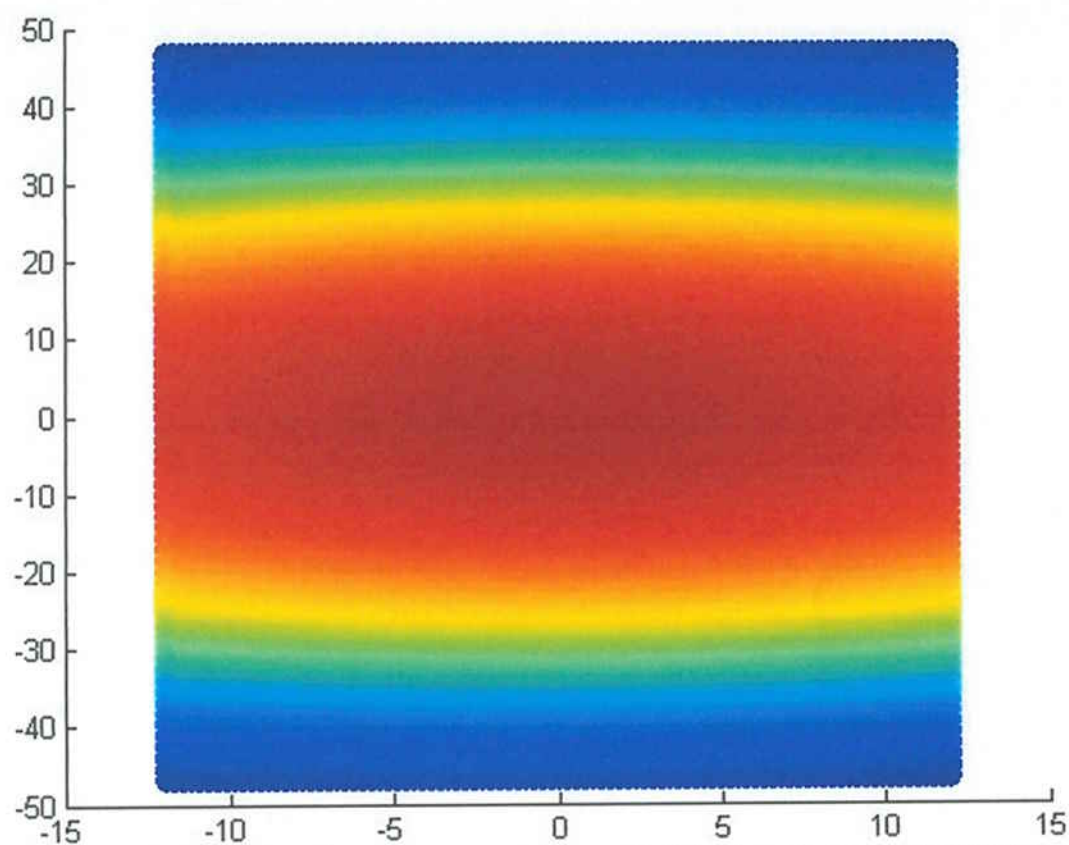


Figura 40- Imagem final mostrando o tumor na região central da área da mama de 94x24 mm.

4 TESTES REALIZADOS

4.1 Descrição dos testes realizados

4.1.1 Ambiente de Simulação

O ambiente de simulação das Figura 41 e Figura 42, feito através do CST, é o que foi posteriormente realizado no laboratório. A parte em azul representa o meio que representa a mama; dentro dele está o material que representa o tumor; e acima deles o array.

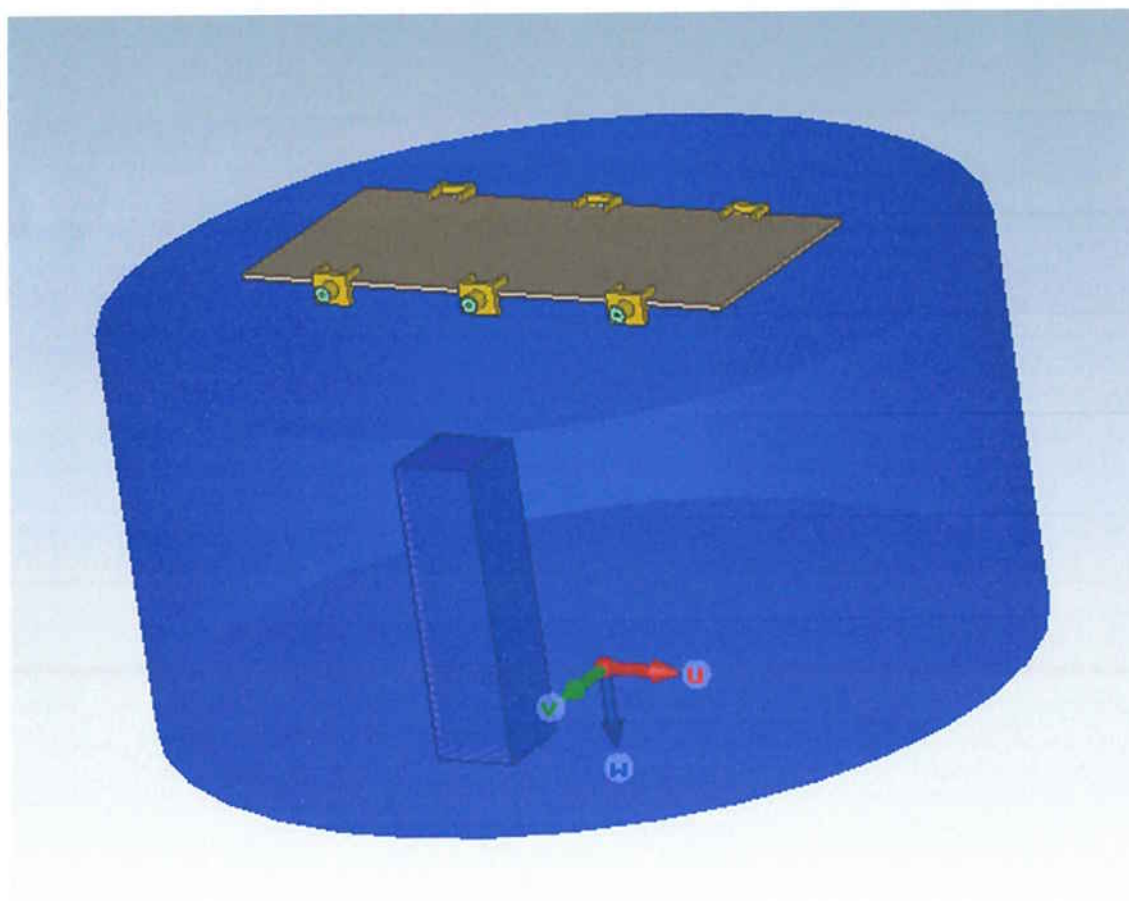


Figura 41- Ambiente de Simulação CST do sistema.

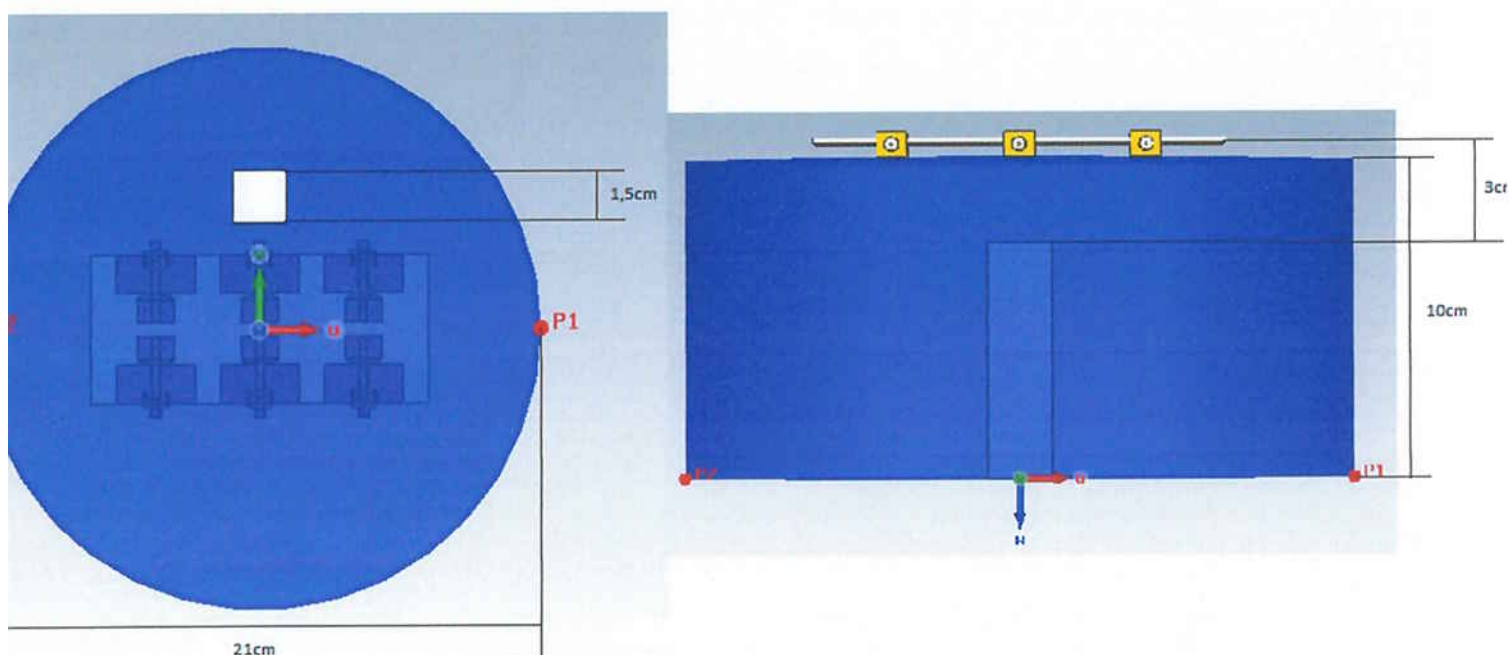


Figura 42- Parâmetros do Ambiente de Simulação no CST.

4.1.2 Ambiente Real de Testes

O ambiente utilizado para os testes é o seguinte da Figura 43. As dimensões foram mantidas como os da Figura 42.



Figura 43- Ambiente real de testes.

4.1.3 Materiais Utilizados no *phantom*

Para a representação do tumor e da mama foram utilizados os seguintes materiais, com suas permissividades correspondentes na Tabela 2. Os ensaios não

foram realizados com materiais com relação de permissividade próxima à relação real de mama e tumor pois o ensaio com os materiais com essas características não se tornou viável, uma vez que grande parte deles se tratavam de dois materiais líquidos.

Tabela 2- Permissividade dos materiais

Mama	Permissividade Relativa ϵ_R [16]	Tumor	Permissividade Relativa ϵ_R [16]
Ar	1	Borracha	2,8
Água	80	Giz (CaCO ₃)	6,1-9,1
Glicerina Líquida	47-68	Plasticina (cera)	7,9
		Nylon	4



Figura 44- Materiais do tumor.

4.2 Ensaios e resultados

Foram realizados ensaios onde uma análise da influência de diferentes materiais Tabela 3 e meios pudesse ser feita, assim como a capacidade do sistema em detectar reflexões em diferentes tipos de conjuntos.

Os ensaios realizados foram com as seguintes combinações de mama e tumor, além dos ensaios em vazio realizados apenas com ar, apenas com água e apenas com glicerina líquida:

Tabela 3- Identificação dos Ensaios

Ensaio nº	Materiais
1	Ar + Borracha
2	Ar + Giz
3	Ar + Plasticina
4	Glicerina + Nylon
5	Água + Giz

Além dessas variações de materiais também foram realizadas variações nas posições dos tumores, de maneira que a precisão da detecção pudesse ser caracterizada, e na quantidade de antenas.

4.2.1 Apresentação dos resultados

A seguir um sumário dos ensaios; nele são apresentados a geometria de cada ensaio, a imagem obtida e a caracterização do resultado. A caracterização foi feita fazendo a comparação entre o esperado e o obtido em relação ao diâmetro do tumor detectado e a posição do mesmo. Considera-se tumor a parte da imagem em vermelho mais escuro, e seu centro é o parâmetro para seu posicionamento.

Os 3 primeiros ensaios foram feitos em 2 posições diferentes, uma central (0:0) e uma lateral (0:5), serão diferenciados por A e B. Os outros 2 ensaios foram realizados em posições diferentes e serão detalhados em suas respectivas apresentações de resultados.

O sexto ensaio ilustra a importância da quantidade de antenas para o sistema.

4.2.2 Ensaio 1A - Ar + Borracha posição central

4.2.2.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de borracha foi posicionado no centro da cuba:

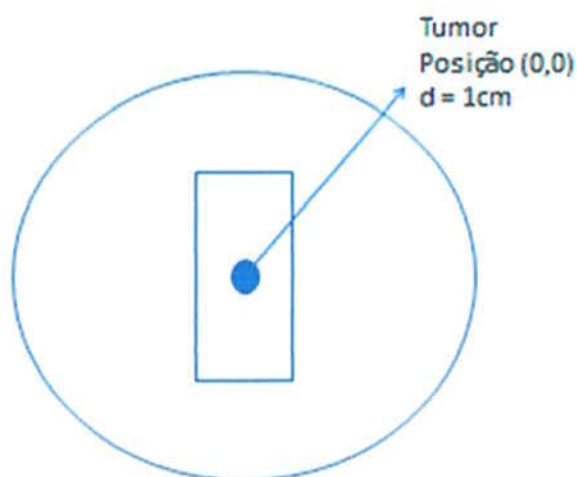


Figura 45- Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado (borracha + ar).

4.2.2.2 Imagem obtida:

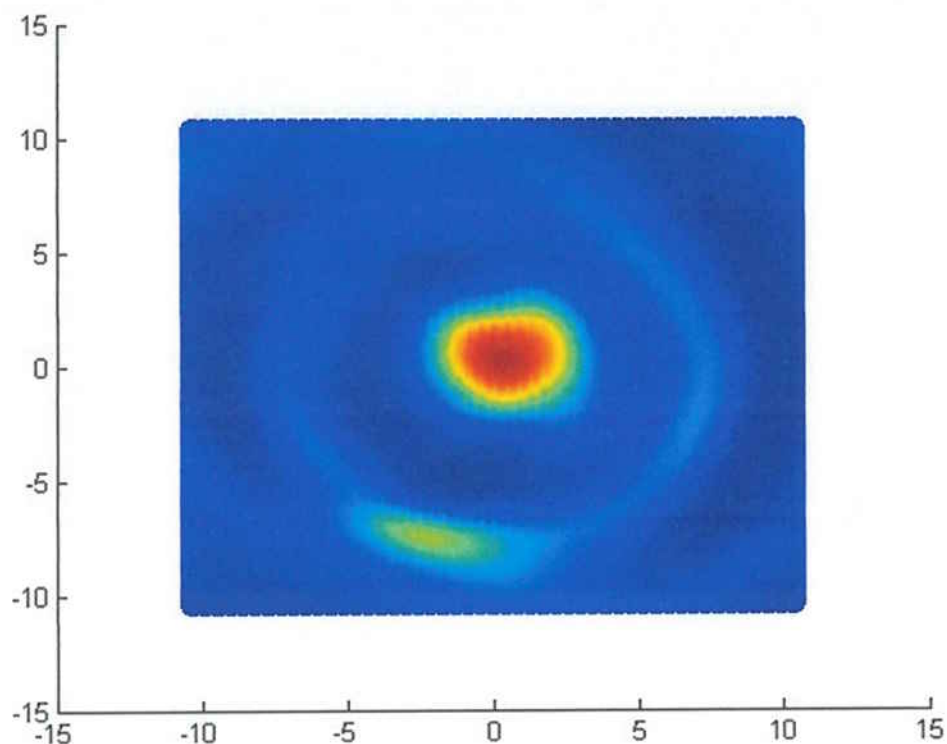


Figura 46 - Imagem gerada pelo *software* (escala em cm)- borracha + ar.

4.2.2.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 1,6cm, um erro percentual de 60%, e está localizado ligeiramente fora do centro a (0,5; 0,5), um erro de 0,5cm em cada eixo.

4.2.3 Ensaio 1B - Ar + Borracha posição lateral

4.2.3.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de borracha foi posicionado à direita da cuba:

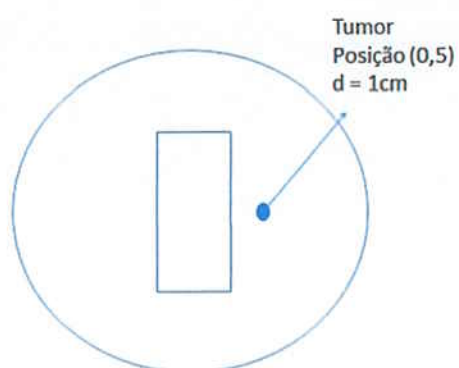


Figura 47 - Representação geométrica do ensaio com tumor à direita (borracha + ar).

4.2.3.2 Imagem obtida:

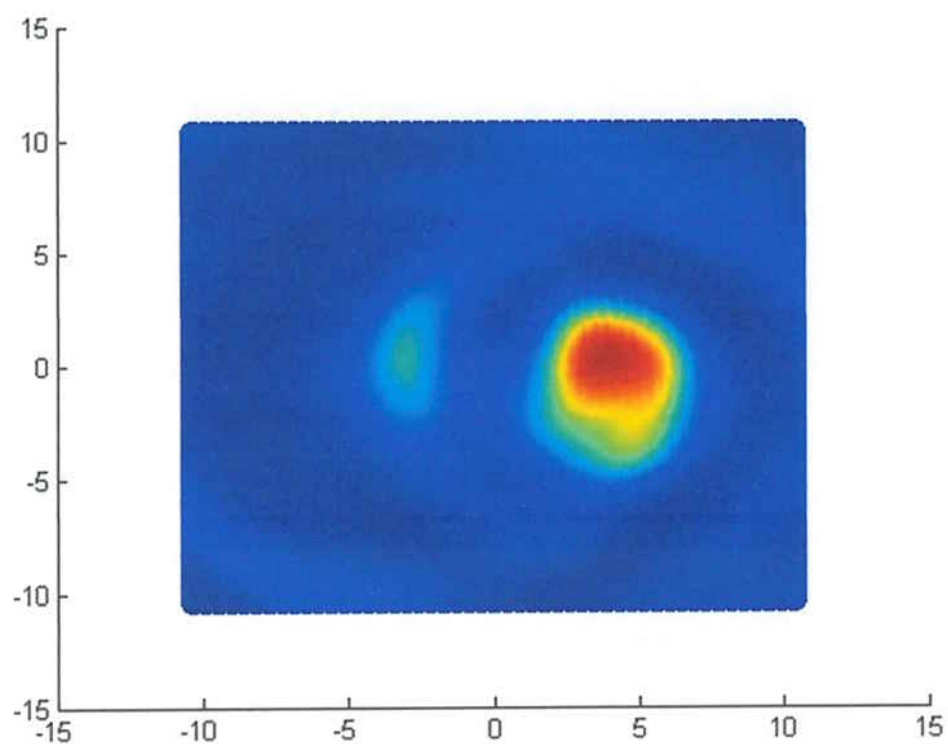


Figura 48 - Imagem gerada pelo *software* (escala em cm)- borracha + ar.

4.2.3.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 1,6cm, erro percentual de 60%, e está localizado em (0,5 : 3,6), um erro de 0,5cm no eixo vertical e 1.4cm no eixo horizontal.

4.2.4 Ensaio 2A - Ar + Giz posição central

4.2.4.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de giz foi posicionado no centro da cuba:

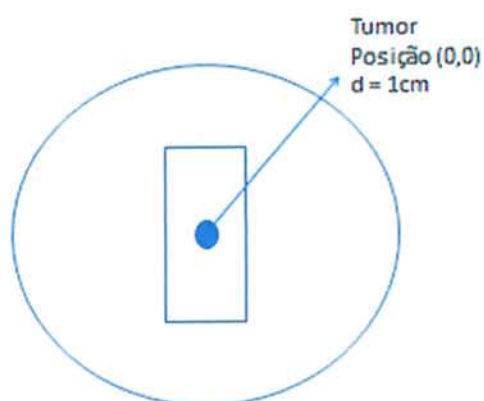


Figura 49 - Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado (giz +ar).

4.2.4.2 Imagem obtida:

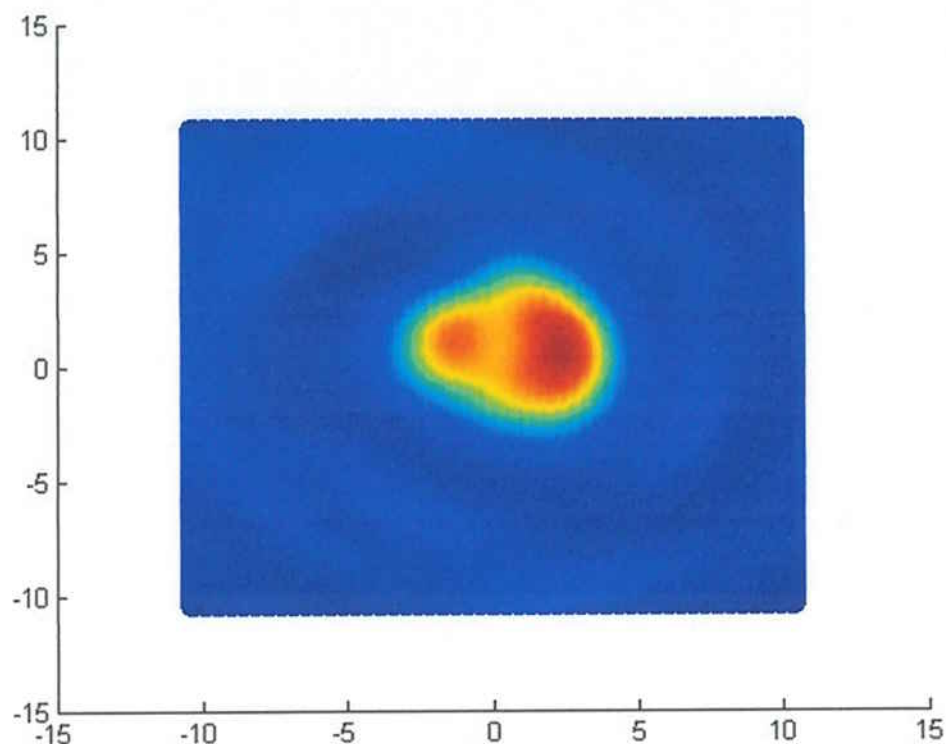


Figura 50 - Imagem gerada pelo *software* (escala em cm)- giz+ ar.

4.2.4.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 1,25cm, um erro percentual de 25%, e está localizado em (0,7:2,5), um erro de 0,7cm no eixo vertical e 2,5cm no eixo horizontal.

4.2.5 Ensaio 2B - Ar + Giz posição lateral

4.2.5.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de giz foi posicionado à direita da cuba:

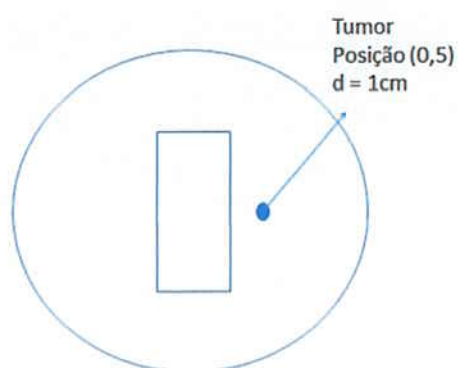


Figura 51 - Representação geométrica do ensaio com tumor à direita (giz + ar).

4.2.5.2 Imagem obtida:

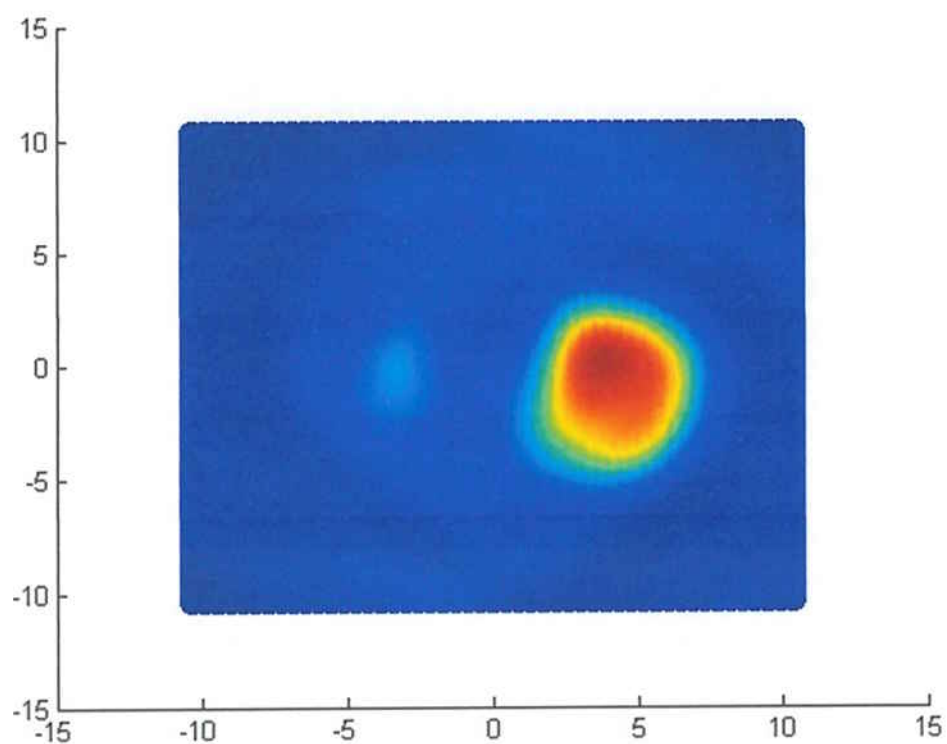


Figura 52 - Imagem gerada pelo software (escala em cm)- giz + ar.

4.2.5.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 1,25cm, erro percentual de 25%, e está localizado em (0,3;7,5), um erro de 0,3cm no eixo horizontal e 2,5cm no eixo vertical.

4.2.6 Ensaio 3A - Ar + Plasticina posição central

4.2.6.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de plasticina foi posicionado no centro da cuba:

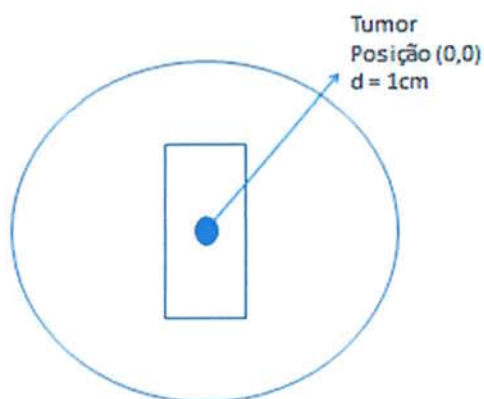


Figura 53 - Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado- plasticina + ar.

4.2.6.2 Imagem obtida:

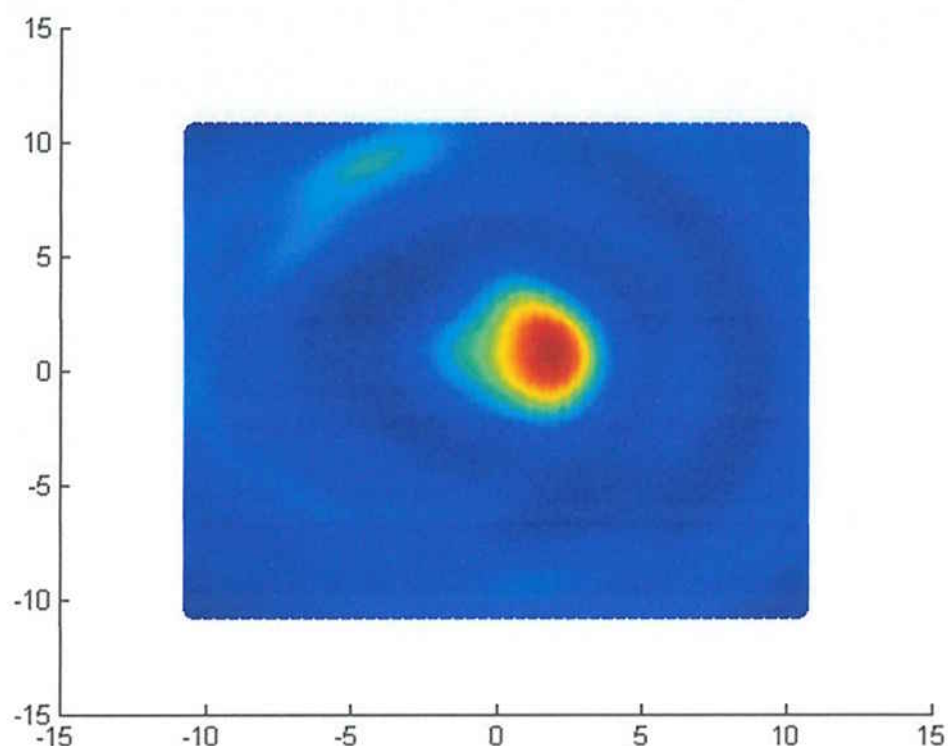


Figura 54 - Imagem gerada pelo *software* (escala em cm)- plasticina + ar.

4.2.6.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 0,9cm, um erro percentual de 10%, e está localizado fora do centro a (0,5 : 2,5), um erro de 0,5cm no eixo vertical e 2,5 no eixo horizontal.

4.2.7 Ensaio 3B - Ar + Plasticina posição lateral

4.2.7.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de plasticina foi posicionado à direita da cuba:

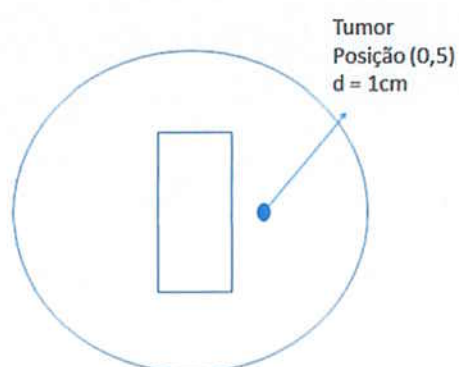


Figura 55 - Representação geométrica do ensaio com tumor à direita (plasticina + ar).

4.2.7.2 Imagem obtida:

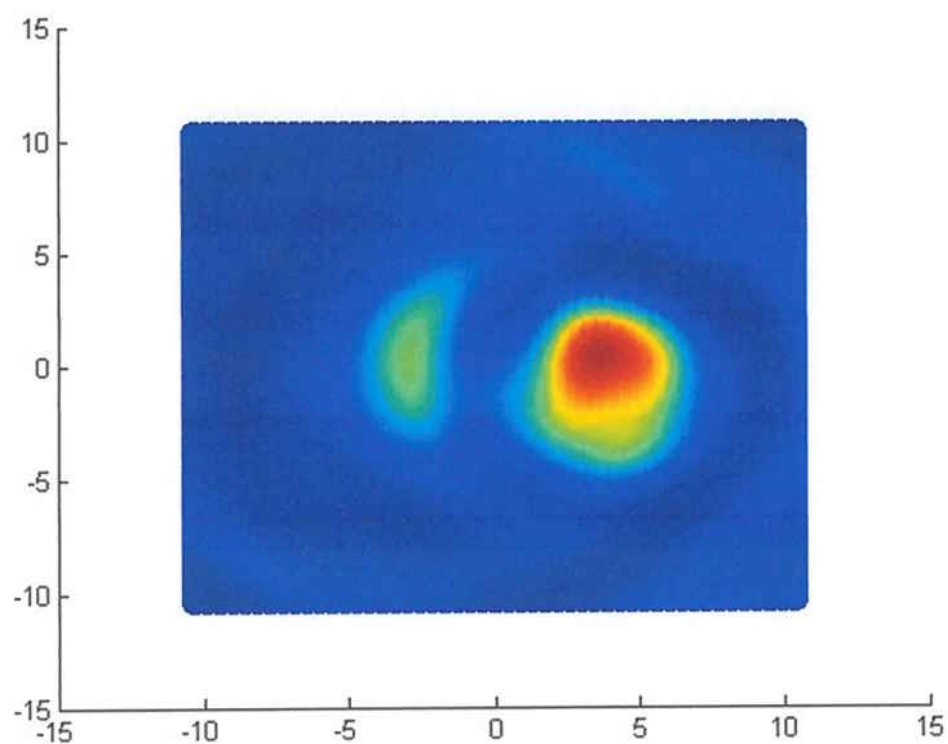


Figura 56 - Imagem gerada pelo software (escala em cm)- plasticina + ar.

4.2.7.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 1,25cm, erro percentual de 25%, e está localizado ligeiramente fora do centro a (0,5: 3,5), um erro de 0,5cm no eixo vertical e de 1.5cm no eixo horizontal.

4.2.8 Ensaio 4 - Glicerina + Nylon

4.2.8.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de giz foi posicionado 10cm abaixo do centro na vertical para o teste de sensibilidade a variação da posição do tumor:

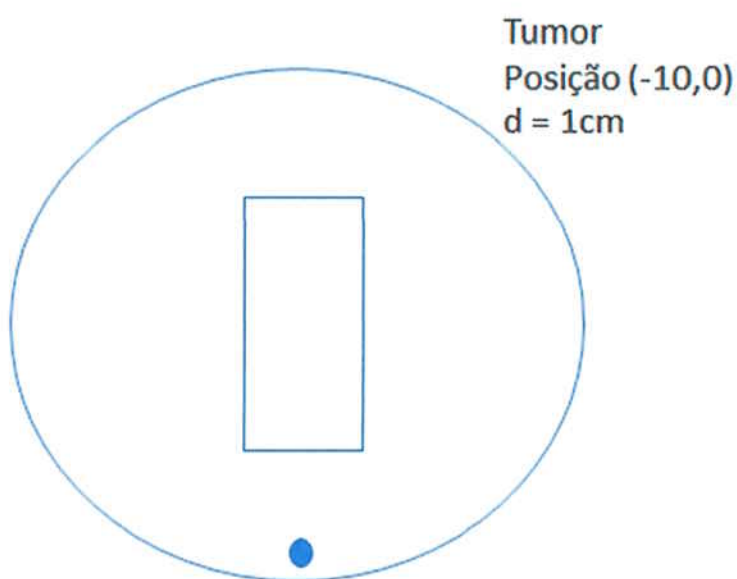


Figura 57 - Representação geométrica do ensaio com tumor abaixo do centro (glicerina + nylon).

4.2.8.2 Imagem obtida:

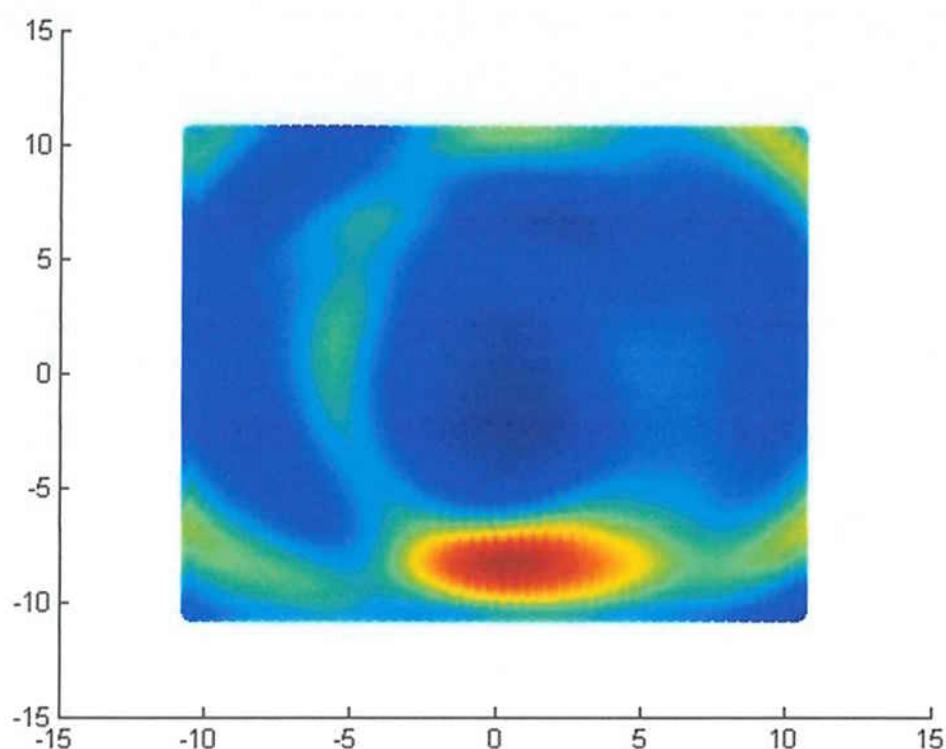


Figura 58 - Imagem gerada pelo *software* (escala em cm) (glicerina + nylon).

4.2.8.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta forma de elipse com semi-eixos de 2,2cm e 0,9cm. O tumor está localizado em $(-8,5; 0,5)$, um erro de 1,5cm no eixo vertical e 0,5cm no eixo horizontal.

4.2.9 Ensaio 5 - Água + Giz

4.2.9.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio o tumor de nylon foi posicionado 5cm acima do centro na vertical para o teste de sensibilidade a variação da posição do tumor:

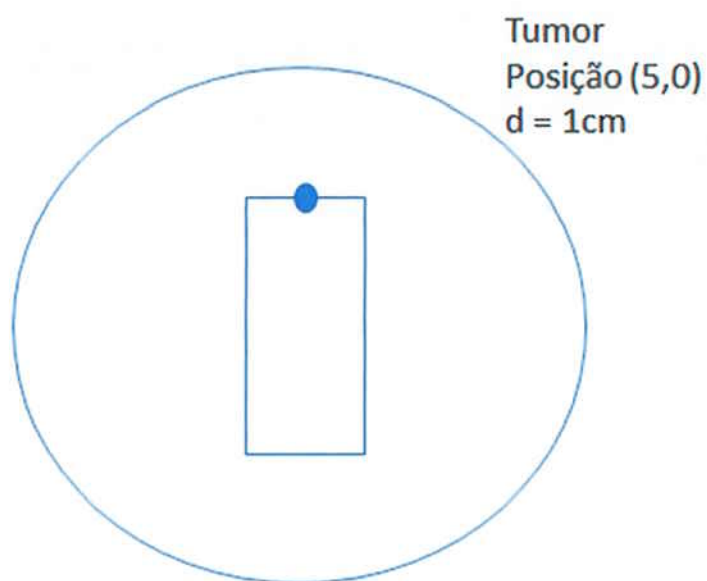


Figura 59 - Representação geométrica do ensaio com tumor centralizado (giz + água).

4.2.9.2 Imagem obtida:

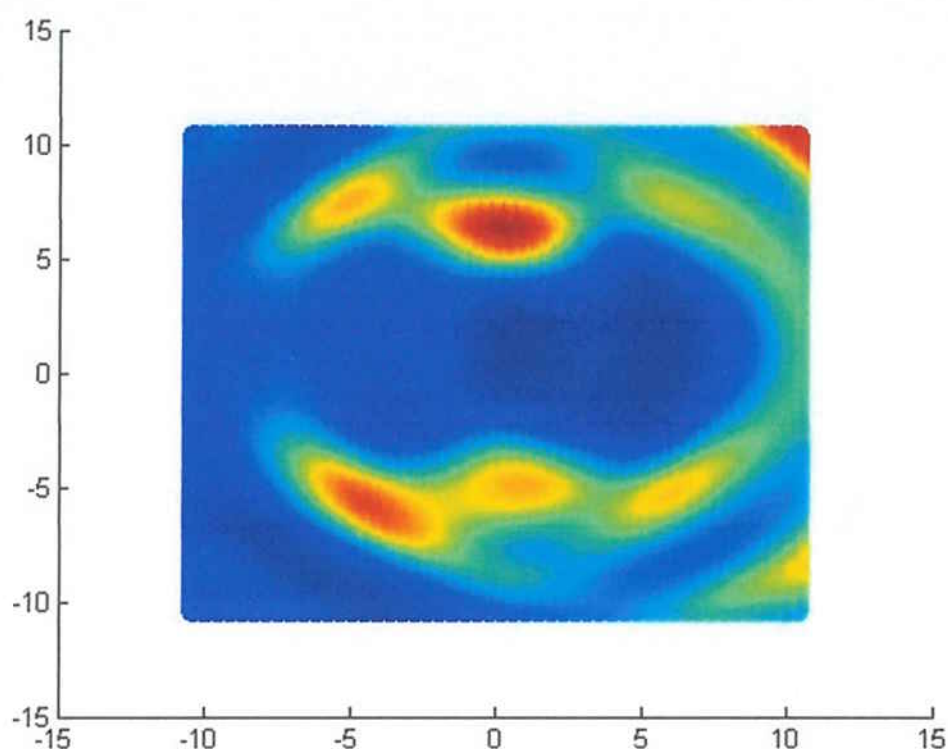


Figura 59 - Imagem gerada pelo *software* (escala em cm)- giz + água.

4.2.9.3 Comparação entre obtido e esperado:

Observa-se pela figura que o tumor detectado apresenta diâmetro de 1,25cm. O tumor está localizado em (6,7: 0), um erro de 1,7cm no eixo vertical.

4.2.10 Ensaio 6 – Influência do número de antenas

4.2.10.1 Geometria do ensaio:

Neste ensaio foi utilizado o mesmo esquema do ensaio 1B.

4.2.10.2 Imagens obtidas:

Obteve-se as imagens com 1, 2, 3, 4, 5 e 6 antenas.

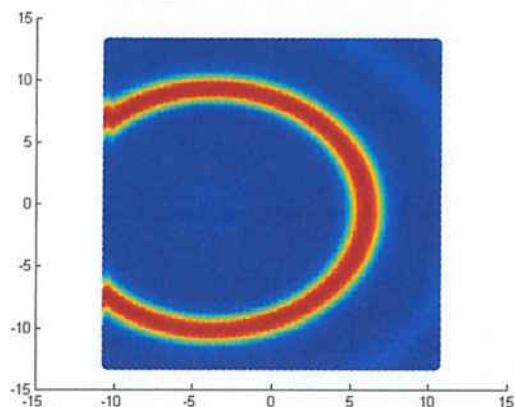


Figura 60- Imagem obtida com 1 antena (escala em cm)

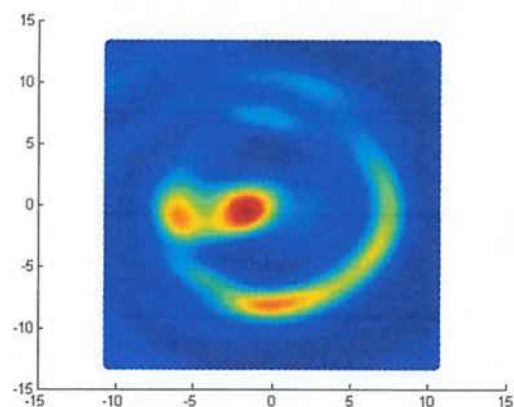


Figura 63- Imagem obtida com 4 antenas (escala em cm)

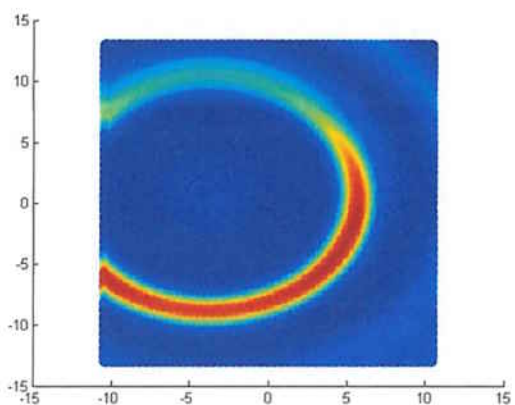


Figura 61- Imagem obtida com 2 antenas (escala em cm)

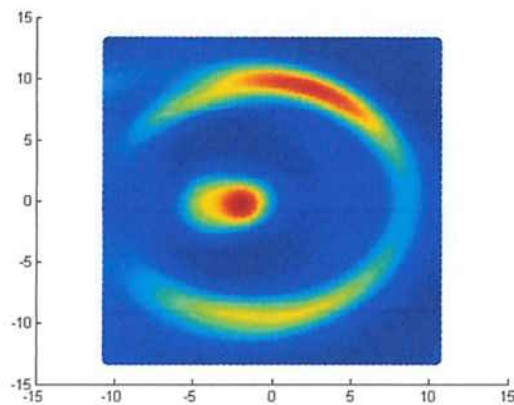


Figura 64- Imagem obtida com 5 antenas (escala em cm)

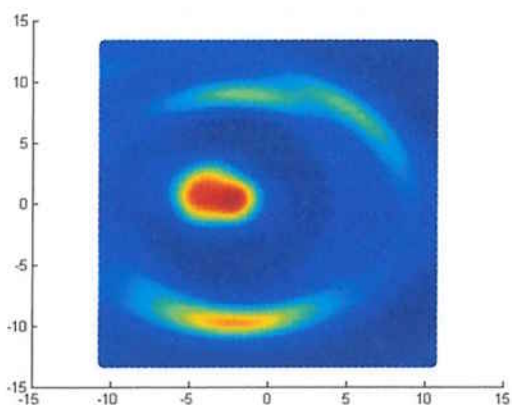


Figura 62- Imagem obtida com 3 antenas (escala em cm)

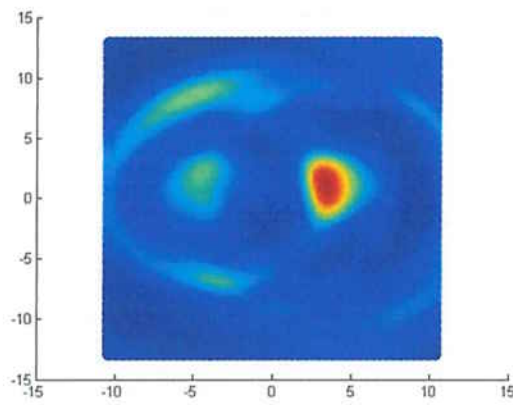


Figura 65- Imagem obtida com 6 antenas (escala em cm)

4.3 Análise dos resultados

Os resultados obtidos nos ensaios apresentaram diversas variações dependendo do sistema (tumor + meio). As razões para tal fato recaem sobre alguns pontos que variam entre o jeito que cada ensaio foi realizado e as características peculiares dos materiais usados. Tais pontos são detalhados a seguir.

A densidade do material, por exemplo, mostrou-se determinante na sua detecção. Pode-se ver na Figura 66 que dos três primeiros ensaios aquele com o giz foi o que apresentou os resultados mais discrepantes com o esperado. Isso porque provavelmente o material poroso do giz pode gerar um espalhamento do sinal eletromagnético mais heterogêneo, gerando um mapa de reflexões menos preciso. Nos outros dois ensaios os resultados podem ser considerados satisfatórios levando em consideração a limitação no número de antenas e do sistema mecanicamente impreciso para aquisição dos sinais.

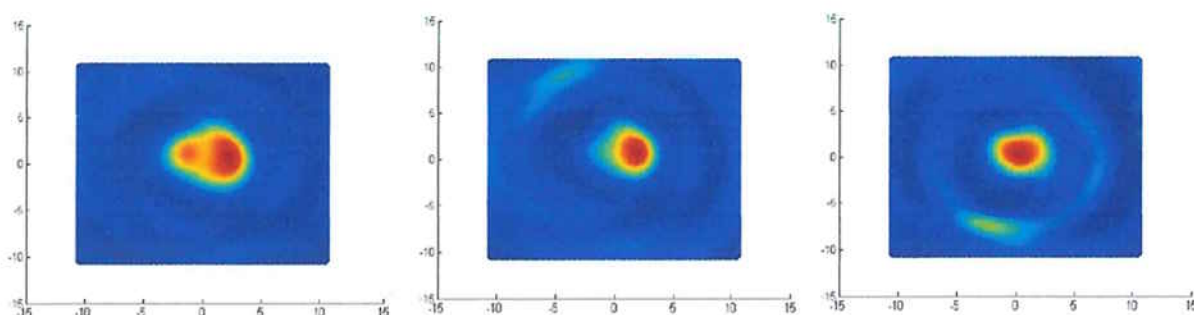


Figura 66- Comparação dos ensaios com GIZ, PLASTICINA e BORRACHA

Nos ensaios com a água, além dos fatores limitantes número de antenas e mecânica imprecisa, precisa-se levar em consideração também um problema relacionado a aquisição dos dados do ensaio aberto. Como a água tem uma viscosidade relativamente baixa, sua movimentação constante dentro do pote afetou consideravelmente o ensaio aberto, que não conseguiu subtrair satisfatoriamente as

frequências indesejadas pelo *software*. A isso pode-se atribuir o maior nível de ruídos na imagem final. No caso do ensaio com glicerina, pela sua maior viscosidade não houve esse mesmo problema, e os resultados também podem ser considerados satisfatórios, sempre levando em consideração o fato das poucas antenas e sistema mecanicamente impreciso de aquisição dos sinais.

Além desses efeitos a aproximação feita pelo *software* em relação à permissividade do meio também pode ter influência direta na imagem obtida. Nos ensaios com glicerina e água o *software* considera um só valor de permissividade para o meio, mas entre as antenas e o tumor há também uma camada de ar presente e desconsiderada nos cálculos. Tal fato muda o tempo de voo dos sinais e distorce um pouco a distância calculada para as reflexões.

Em suma os resultados mostraram que apesar das discrepâncias, o sistema proposto realmente é capaz de distinguir entre materiais com diferentes dielétricos, principal objetivo do projeto.

5 CONCLUSÃO

O uso de micro-ondas para aquisição de imagens médicas possui um enorme potencial na área da saúde e tem como expoente de grande impacto sua aplicação na detecção de câncer de mama. O contraste entre as permitividades do tumor e dos tecidos que constituem a mama, permitem a utilização de radares de pulsos UWB para sua identificação.

O estudo realizado mostrou que é possível detectar materiais de tamanho reduzido e com permitividade diferente em comparação com o meio, como pode ser visto nos ensaios realizados no item 4.2 Ensaios e resultados. Dentre os resultados destaca-se o referente ao ensaio 1A (Borracha + Ar), no qual o tumor foi localizado com precisão de 0.5cm em casa eixo, e o referente ao ensaio 3A (Plasticina + Ar) pela qualidade na medida do diâmetro do tumor, com erro percentual de 10%.

A qualidade dos resultados depende principalmente de dois fatores: a quantidade de antenas utilizadas no array e a largura da banda das antenas utilizadas.

Para a obtenção de resultados mais precisos com a configuração utilizada é necessária uma maior quantidade das antenas no array. Além disso, é necessário um mecanismo para posicionar as antenas com alta precisão mecânica, cuja construção fugia do escopo do projeto.

Foram observadas muitas dificuldades que ainda precisam ser exploradas e estudadas para que um mamógrafo clinicamente viável possa ser construído. Entre elas podemos citar a forte reflexão que ocorre na troca de meios (passagem do ar

para a pele), que nesse caso foi tratada a partir da subtração das imagens com e sem tumor, procedimento que nem sempre pode ser aplicado em situações clínicas.

Outro problema desconsiderado no projeto foi o atraso de grupo das antenas, no qual o tempo de voo pode ser diferente entre frequências mais altas e mais baixas da larga banda utilizada, o que acaba prejudicando a precisão espacial da imagem gerada.

A potência do sinal transmitido não teve muito impacto nas medidas realizadas, devido que o VNA tem uma alta relação sinal ruído e excelente faixa dinâmica (para diferenciar sinais de baixa amplitude de sinais de alta amplitude). A implementação de um mamógrafo comercial teria que enfrentar o desafio de projetar um sistema de aquisição de sinais com especificações semelhantes às do VNA.

6 BIBLIOGRAFIA

- [1] AMERICAN CANCER SOCIETY, 2012. Can breast cancer be found early?
Disponível em <http://www.cancer.org/cancer/breastcancer/detailedguide/breast-cancer-detection>. Acesso em: 26 março 2013
- [2] ENCONTRO Internacional sobre Rastreamento do Câncer de Mama 2009,
Disponível em: www2.inca.gov.br, Acesso em: 28março 2013.
- [3] E. C. FEAR, P. M. MEANEY, and M. A. STUCHLY, "Microwave for breast cancer detection,"IEEE.Potentials, Vol. 22, No. 1, 12–18, Feb.–Mar, 2003.
- [4] S. K. DAVIS, B. D. VAN VEEN, S. C. HAGNESS, and F. KELCZ, "Breast tumor characterization based on ultrawideband microwave backscatter," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 55, no. 1, pp.237-246, 2008.
- [5] H. HERNANDEZ, W. VAN NOIJE: "Desenvolvimento de um mamógrafo de baixo custo baseado em técnicas de geração de imagens médicas usando micro-ondas", relatório interno, LSI/PSI/EPUSP, Julho / 2012.
- [6] V. ZHURBENKO, T. RUBÆK, V. KROZER, P. MEINCKE , 2010, Design and realisation of a microwave three-dimensional imaging system with application to breast-cancer detection,
- [7] Z. ABDUL-SATTAR, 2012. Experimental Analysis on Effectiveness of Confocal Algorithm for Radar Based Breast Cancer Detection. Masters thesis, Durham University.
- [8] O. NAYLTON, V.C. CUNHA, M.E.W. FERREIRA, 2007, Antena Monopolo HI
- [9] H. M. JAFARI, M. J. DEEN, S. HRANILOVIC, A. K. NIKOLOVA , 2007, A Study of Ultrawideband Antennas for Near-Field Imaging,

- [10] ANTENNA-THEORY.COM, 2013, Fractional Bandwidth, disponível em: <http://www.antenna-theory.com/definitions/fractionalBW.php>. Acesso em 04 de março 2013
- [11] S. ADNAN, R. A. ABD-ALHAMEED, C. H. SEE, H. I. HRAGA, I. T. E. ELEFERGANI, D. Zhou, A Compact UWB Antenna Design for Breast Cancer Detection;
- [12] W.C. KHOR, M.E. BIALKOWSKI, A. ABOSH, N. SEMAN, S. CROZIER, An Ultra Wideband Microwave Imaging System for Breast Cancer Detection
- [13] M. BASSI, A. BEVILACQUA, A. GEROSA, "Integrated SFCW Transceivers for UWB Breast Cancer Imaging: Architectures and Circuit Constraints", IEEE Transactions on Circuits and Systems—I: Regular Papers, Vol. 59, No. 6, June 2012
- [14] L.C. NÓBREGA, 2008, Otimização dos Parâmetros de Monopolos Planares de Micro fita para Aplicações em Sistemas de Banda Ultra Larga, Universidade Federal do Rio Grande do Norte
- [15] K.-S. LIM, M. NAGALINGAM, AND C.-P. TAN, 2008, Design And Construction Of Microstrip UWB Antenna With Time Domain Analysis, Multimedia University
- [16] Dielectric Constants of Common Materials, disponível em: http://www.rafoeg.de/20,Dokumentenarchiv/20,Daten/dielectric_chart.pdf, Acesso em: 16/11/2013
- [17] Z. AHMAD, 2012, Polymeric Dielectric Materials, disponível em <http://www.intechopen.com/books/dielectric-material/polymer-dielectric-materials>, acesso em 14/11/2013

7 ANEXOS

7.1 ANEXO 1: Permissividade dos materiais [17]

A permissividade expressa a habilidade dos materiais de serem polarizados em resposta a um campo aplicado. A permissividade relativa (ϵ_R), também chamada de constante dielétrica, é a relação entre a permissividade do dielétrico e a permissividade do vácuo.

$$\epsilon = \epsilon_R \cdot \epsilon_0$$

Fisicamente isso significa que quanto maior a polarização desenvolvida pelo material devido a um campo aplicado a uma dada força, maior será sua constante dielétrica. Tradicionalmente materiais dielétricos são feitos de substâncias inorgânicas. Porém, polímeros tem sido utilizados cada vez mais como materiais dielétricos devido ao fácil processamento, flexibilidade, capaz de serem feitos sob medida para a aplicação e possuir resistência a ataques químicos.

A permissividade relativa pode ser expressa na forma complexa:

$$\epsilon_R = \epsilon' - j\epsilon''$$

A parte real equivale a constante dielétrica e a parte imaginária á a perda dielétrica. A perda dielétrica resulta na incapacidade das moléculas polarizarem seguindo a taxa de oscilação do campo elétrico aplicado. O tempo de relaxamento é o tempo levado pelos dipolos para retornar a sua orientação original, quando este tempo é pequeno, comparado a taxa de oscilação do campo, isso significa que a perda é inexistente ou muito pequena.

7.2 ANEXO 2: Código MATLAB

%LOAD DE ARQUIVOS COM OS DADOS DO VNA

```
a5 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\BORRACHA_centro_ant1.dat');
a3 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\BORRACHA_centro_ant2.dat');
a1 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\BORRACHA_centro_ant3.dat');
a2 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\BORRACHA_centro_ant4.dat');
a4 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\BORRACHA_centro_ant5.dat');
a6 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\BORRACHA_centro_ant6.dat');
```

```
b5 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\ensaio1_aberto_ant1.dat');
b3 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\ensaio1_aberto_ant2.dat');
b1 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\ensaio1_aberto_ant3.dat');
b2 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\ensaio1_aberto_ant4.dat');
b4 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\ensaio1_aberto_ant5.dat');
b6 = load('C:\Users\joao\Poli -USP\Projeto Formatura\scripts
matlab\Ensaio-01-11\ensaio1_aberto_ant6.dat');
```

```
Frequency = a1(:,1);
```

```
With(:,1) = a1(:,2);
With(:,2) = a2(:,2);
With(:,3) = a3(:,2);
With(:,4) = a4(:,2);
With(:,5) = a5(:,2);
With(:,6) = a6(:,2);
```

```
Without(:,1) = b1(:,2);
Without(:,2) = b2(:,2);
Without(:,3) = b3(:,2);
Without(:,4) = b4(:,2);
Without(:,5) = b5(:,2);
Without(:,6) = b6(:,2);
```

%% JANELAMENTO E TRANSFORMADA

```
rows = 5000; cols = 6;
Window=hamming(rows);
Without_window = zeros(rows,cols);
With_window = zeros(rows,cols);
```

```
for k = 1:cols
Without_window(:,k) = Without(:,k).*Window;
With_window(:,k) = With(:,k).*Window;
end
```

```
TimeResolution = (rows-1)/(max(Frequency(:,1)) - min(Frequency(:,1)));
SampleSize = TimeResolution/(rows-1);
Time = linspace(-(rows-1)/2*SampleSize, (rows-1)/2*SampleSize, 5000);
```



```

IFFT_Without= ifftshift (ifft(Without_window));
IFFT_With = ifftshift(ifft(With_window));
figure(1)
plot(Frequency, real(With(:,2)));
figure(2)
plot(Frequency, real(IFFT_With(:,2)));
figure(3)
plot(Frequency, real(IFFT_With(:,2)-IFFT_Without(:,2)));

```

%%CALIBRAÇÃO

```

Calibrated_With = IFFT_With - IFFT_Without;
%%REMOÇÃO DE "CLUTTER"

```

```

Average = zeros(rows,6);
l = 1;
for k = 1:cols
Average(:,l)= Average(:,l) + Calibrated_With(:,k);
if (rem(k,6)==0)
l = l+1;
end

```

```

end
Average = Average./6;
New_With = zeros(rows,cols);
l = 1;

```

```

for k = 1:cols
New_With(:,k) = Calibrated_With(:,k) - Average(:,l);
if (rem(k,6)==0)
l=l+1;
end
end

```

```

RemovedSignal = abs(New_With);

```

```

figure(4)
plot(Frequency,RemovedSignal(:,1));

```

%% DISTANCIA DAS ANTENAS AOS PONTOS FOCALIS

```

[a,b] = meshgrid(linspace(-4,4,3),linspace(-0.5,1,2));
AntennaDistance = 3.3;
AntennaLocations_x = a(:)';
AntennaLocations_y = b(:)';
MAX = 256;
[X,Y]=meshgrid(linspace(-10.5,10.5,MAX),linspace(-13,13,MAX));
X=X(:);
Y=Y(:);
Distance = zeros(length(X),cols);

for k = 1:cols
for m = 1:length(X)
Dl = sqrt((AntennaLocations_x(k) - X(m) )^2 + (AntennaLocations_y(k) - Y(m)
)^2);
Distance(m,k) = sqrt(Dl^2 + AntennaDistance^2);
end

```

```

end

%% TEMPO DE VÔO DO SINAL ENTRE A ANTENA E PONTO FOCAL
Er = 1;
vdelt = 3e10/sqrt(Er);
TmR=zeros(length(X),cols);

for k=1:cols
    for l=1:length(X)
        TmR(l,k)=2*Distance(l,k)/vdelt ;
    end
end

%% INTERPOLAÇÃO
InterpolatedData = zeros(length(TmR),cols);
for k = 1:cols
    InterpolatedData(:,k) = interp1(Time,RemovedSignal(:,k),TmR(:,k),'spline');
end

%% INTENSIDADES
IntensityValues=zeros(length(InterpolatedData),1);
for i=1:length(InterpolatedData)
    IntensityValues(i)=sum(InterpolatedData(i,:));
end

IntensityValues=IntensityValues./max(IntensityValues);
Intensity=IntensityValues.^4;

%% GERAÇÃO DA IMAGEM
figure;
scatter(X,Y,500,(Intensity),'.');
axis([min(X) min(Y) max(Y)]);

```