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

LUCAS GALLINDO COSTA

AVANÇOS NO DESENVOLVIMENTO DE TOMÓGRAFOS DE MICRO-ONDAS PARA IMAGEAMENTO DA MAMA HUMANA

RECIFE
2019

LUCAS GALLINDO COSTA

AVANÇOS NO DESENVOLVIMENTO E TOMÓGRAFOS DE MICRO-ONDAS PARA IMAGEAMENTO DA MAMA HUMANA

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

Área de concentração: Fotônica.

Orientador: Profº. Dr. Frederico Dias Nunes.

RECIFE

2019

Catalogação na fonte
Bibliotecária Maria Luiza de Moura Ferreira, CRB-4 / 1469

C837a Costa, Lucas Gallindo.
Avanços no desenvolvimento de tomógrafos de micro-ondas para imageamento da mama humana / Lucas Gallindo Costa. - 2019.
62 folhas, il.

Orientador: Prof. Dr. Frederico Dias Nunes.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Pernambuco. CTG. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2019.
Inclui referências.

1. Engenharia Elétrica. 2. Imagens médicas. 3. Imageamento de câncer de mama. 4. Tomografia por micro-ondas. 5. Antenas. 6. Método de Born iterativo distorcido I. Nunes, Frederico Dias. (Orientador). II. Título.

UFPE

621.3 CDD (22. ed.) BCTG/2020-49

LUCAS GALLINDO COSTA

"AVANÇOS NO DESENVOLVIMENTO DE TOMÓGRAFOS DE MICRO-ONDAS PARA IMAGEAMENTO DA MAMA HUMANA"

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

Aprovada em: 28 de fevereiro de 2019.

BANCA EXAMINADORA

_____

Profº. Dr. Emery Cleiton Cabral Correia Lins
(Orientador e Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

_____

Profº. Dr. Raul Camelo de Andrade Almeida Júnior (Examinador Interno)
Universidade Federal de Pernambuco

_____

Profº. Dr. Fernando José Ribeiro Sales (Examinador Externo)
Universidade Federal de Pernambuco

Dedico a Iana Maria, minha mãe.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família por todo amor e suporte ao longo dos anos. Agradeço aos meu amigos, por ajudar e manter minha sanidade, em especial a Thiago, Caio, Marlon, Vladimir, Larissa, Hugo, Maryam, Matheus, entre outros. Agradeço aos meus colegas de laboratório. Agradeço aos meus mestres, professor Emery Lins e Frederico Nunes, por todo apoio e paciência nesses últimos anos. Por fim, agradeço ao PPGEE e a CAPES pelo fomento.

RESUMO

Câncer de mama é uma das principais causas de mortes entre mulheres. A sua taxa de mortalidade é diretamente proporcional ao estágio em que o tumor é detectado. Se detectado no seu estágio inicial, o seu índice de sobrevida de mais de 5 anos é superior a 90%, sendo assim de extrema importância a detecção nos estágios iniciais da doença. Atualmente os diagnósticos são feitos pelos exames de mamografia por raios-X, ultrassonografia, ressonância magnética(MRI), e ressonância por emissão de pósitrons(PET), sendo a mamografia por raios-X, considerada o padrão ouro para o diagnóstico. Apesar de ser a técnica mais utilizada, ela tem alguns pontos negativos, como o desconforto para paciente, e a alta taxa de resultados falsos positivos e falso negativos, assim como os perigos da alta exposição a radiação. Diante das limitações das técnicas atuais, o imageamento por micro-ondas(sigla em inglês MWI) surge como uma modalidade complementar, devido ao seu baixo custo de instrumentação à sua alta sensibilidade de diagnóstico de câncer, devido ao contraste entre as propriedades dielétricas entre o tecido saudável e o tecido canceroso. O objetivo deste trabalho foi buscar avanços em algumas áreas distintas relacionadas a tomografia por micro-ondas da mama humana, mais especificamente o sistema de imageamento e o algoritmo de reconstrução da imagem. Foi desenvolvido um novo design de tomógrafo, capaz de adaptar-se a diferentes formatos da mama, possibilitando maior flexibilidade e maior conforto a paciente, e ao mesmo mantendo a característica de baixo custo. Na área de reconstrução de imagens, é demonstrada uma implementação do algoritmo de Born Iterativo Distorcido realizada utilizando o processador gráfico (GPU-Graphics Processing Unit), com a intenção de demonstrar a viabilidade computacional deste algoritmo. São feitas reconstruções para simulações computacionais, e são avaliados a performance das reconstruções com relação a qualidade da imagem; a possibilidade de diagnostico; e os tempos de execução entre das implementações em CPU(Central Process Unit) e a implementação em GPU.

Palavras-chave: Imagens médicas. Imageamento de câncer de mama. Tomografia por micro-ondas. Antenas. Método de Born iterativo distorcido.

ABSTRACT

Breast cancer is one the main causes of death amongst women. It's death ratio is directly proportional to when the tumor is detected. If detected in the early stages, the survival time of 5 years is superior to 90%, making early detection of utmost importance. Diagnosis are currently done using ultrasound, magnetic resonance imaging(MRI), positron emission tomography(PET), and X-ray mammography, being the later the gold standard for diagnosis. These techniques have a few shortcomings, like physical discomfort, and a large rate of false positives and false negatives. Microwave Imaging come as a complementary technique to the existing ones due to its low cost and high sensitivity to cancer diagnosis due to the contrast of dielectric properties of healthy and cancer tissues in the microwave region. The present project has two main objectives: present a new tomograph design capable of adapting to the shape of the patient breast; present a GPU(Graphics Processing Unit) implementation of the Distorted Born Iteractive Method(DBIM) in order to demonstrate its clinical viability. Reconstructions are made using the DBIM algorithm using results of computer simulations as test set, the execution time and reconstruction performance are evaluated.

Keywords: Medical imaging. Microwave tomography. Antennas. Breast cancer. Distorted Born iteractive method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Permissividade relativa(a) e condutividade(b) de tecidos saudáveis e canceroso 13
Figura 2 – Permissividade relativa(a) e condutividade(b) de tecidos normal . Grupo 1 contém 0-30% de tecido adiposo, grupo 2 contém 31-84% de tecido adiposo, grupo 3 contém 85-100% de tecido adiposo. 15
Figura 3 – Permissividade relativa(a) e condutividade(b) de tecido saudável e canceroso. 16
Figura 4 – Protótipo construído por (PAULSEN et al., 2000). (a) Sistema com paciente (b) Mama posicionada no centro do arranjo de antenas 16
Figura 5 – Resultados para reconstrução da permissividade e da condutividade de uma paciente. A primeira e a terceira fileira representam a permissividade da mama esquerda e direita respectivamente para três posições diferentes, e segunda e quarta fileira representam a condutividade da mama. 17
Figura 6 – Seção transversal da reconstrução da permissividade da mama de uma paciente. 18
Figura 7 – Resultados encontrados pelo ETRI. 19
Figura 8 – Tomografia de raios-X (a) comparado a tomografia por micro-ondas (b). . . 19
Figura 9 – Esquema do sistema TSAR da Universidade de Calgary. 20
Figura 10 – Esquema de arranjo tomográfico. Um objeto a ser investigado é posicionado na região de investigação. Antenas são posicionadas na região de medição. . 22
Figura 11 – Esquema de arranjo tomográfico. Uma onda eletromagnética é incidida sobre o objeto e o campo espalhado resultante é medido pelas antenas. 23
Figura 12 – Seção transversal 27
Figura 13 – Aproximação de Born: Entre o receptor e a fonte o campo só é espalhado uma vez 29
Figura 14 – Seção transversal: Discretização de S_i 33
Figura 15 – Diagrama de fluxo do algorítimo DBIM implementado. 37
Figura 16 – Modelo de simulação no Comsol. A PML($Perctly\ Matched\ Layer$) é uma camada de absorção utilizada para simulação, e os pontos ao redor da elipse representam as antenas. 39
Figura 17 – Comsol: Campo E_z 40
Figura 18 – Desenho do sistema proposto 41
Figura 19 – Tomografo reportado por Silva. 42
Figura 20 – Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX5), com e sem a presença de obstaculo. 43
Figura 21 – Esquema do protótipo desenvolvido. 44
Figura 22 – Foto do protótipo construído. 44
Figura 23 – Peça de calibração a 180 graus. 45
Figura 24 – Peça de calibração a 135 graus. 45

Figura 25 – Antena Bow-Tie fabricada. 46
Figura 26 – Switches HMC253ALC4 (ANALOGDEVICES, 2018). 47
Figura 27 – Reconstrução para 10 antenas. Na esquerda, configuração utilizada na simulação, na direita, a reconstrução. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 49
Figura 28 – Reconstrução da elipse utilizando 36 antenas. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 49
Figura 29 – Reconstrução de elipse com angulação 45° deslocada do centro com 36 antenas. Na esquerda, configuração utilizada na simulação, na direita, a reconstrução. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm 50
Figura 30 – Reconstrução de dois cilindros utilizando 36 antenas. Na esquerda, configuração utilizada na simulação, na direita, a reconstrução. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 50
Figura 31 – Reconstrução de dois cilindros utilizando 72 antenas. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 51
Figura 32 – Reconstrução de elipse utilizando 72 antenas. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 51
Figura 33 – Reconstrução de elipse deslocada do centro utilizando 72 antenas. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 52
Figura 34 – Reconstrução de elipse utilizando 72 antenas com saída com resolução 30×30. Área da reconstrução corresponde a 20cm por 20cm. 52
Figura 35 – Reconstrução do fantoma da mama, (a) tumor de raio 0,75cm na parte superior esquerda, (b) tumor de raio 0,35 cm na parte inferior direita, (c) os dois tumores presentes no fantoma 53
Figura 36 – Reconstrução de fantoma utilizando DBIM. 54
Figura 37 – Tempo de execução do algorítimo de Born de primeira ordem. 55
Figura 38 – Dimensões da antena fabricada. 56
Figura 39 – Perda de retorno antena $Bow-Tie$. 56
Figura 40 – Ganho da antena $Bow-Tie$. Antena com a face na direção 57
Figura 41 – Diagrama de radiação antena $Bow-Tie$. 57
Figura 42 – Perda de transmissão de duas antenas $Bow-Tie$ a 5cm, 10cm e 15cm de distancia. 58

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	13
2.1	Estudos das propriedades dielétricas	13
2.2	Sistemas Propostos	15
3	FORMULAÇÃO DO PROBLEMA INVERSO E APROXIMAÇÃO DE BORN	21
3.1	Formulação do problema inverso - Equação do espalhamento	21
3.2	Aproximação de Born	28
3.3	Problema mal posto e regularização de Tikhonov	30
4	ALGORÍTIMO DE BORN ITERATIVO DISTORCIDO	32
4.1	Discretização da equação do espalhamento	32
4.2	Implementação do algorítimo de Born de primeira ordem	34
4.3	Implementação do algoritimo de Born de primeira ordem em paralelo	34
4.4	Metodo de Born Iterativo Distorcido	35
4.5	Implementação do algorítimo DBIM	36
4.6	Geração dos dados de teste	37
5	TOMÓGRAFO	41
5.1	O tomografo	42
5.1.1	Calibração do posicionamento	44
5.1.2	Analisador de redes	45
5.1.3	Antena Bow-Tie	45
5.1.4	Switches	46
6	RESULADOS	48
6.1	Born primeira ordem	48
6.1.1	Reconstrução vs Numero de antenas	48
6.1.2	Reconstrução de fantoma da mama	51
6.2	Born Iterativo Distorcido	52
6.3	Paralelismo	53
6.4	Antena $Bow-Tie$	54
7	CONCLUSÕES E OBJETIVOS FUTUROS	59
	REFERÊNCIAS	60

1 INTRODUÇÃO

Câncer de mama é uma das principais causas de mortes entre mulheres (ORGANIZATION, 2018). A sua taxa de mortalidade é diretamente proporcional ao estagio em que o tumor é detectado. Se detectado no seu estagio inicial, o índice de sobrevida de mais de 5 anos é superior a 90%(SOCIETY, 2018), sendo assim de extrema importância a detecção nos estagios iniciais da doença. Atualmente os diagnósticos são feitos pelos exames de mamografia por raios-X, ultrassonografia, ressonância magnética(MRI), e ressonância por emissão de pósitrons(PET).

A mamografia por raios-X, considerada o padrão ouro para o diagnóstico, funciona emitindo raios-X de baixa energia para criar imagens da mama. Apesar de ser a técnica mais utilizada, ela tem alguns pontos negativos, como o desconforto para paciente, a alta taxa de resultados falsos positivos e falso negativos, e a alta exposição a radiação ionizante(SILVA; RIUL, 2011)(SIU, 2016).

A técnica de ultrassom funciona emitindo ondas sonoras no corpo para estudar sua estrutura interna. É uma técnica indolor e sem o risco de exposição a radiação, porém possui baixa resolução, não consegue distinguir entre tecido saudável e tecido canceroso, e é muito dependente do operador.

A ressonância por emissão de pósitrons utiliza uma mistura de materiais radioativos com glucose ou uma glicoproteína para fazer a imagem e obter o diagnóstico, utilizando o fato que as células cancerosas iram consumir mais nutrientes que as células saudáveis, assim emitindo mais pósitrons que as células saudáveis. É capaz de fazer o diagnóstico em estágios iniciais da doença, porem possui alto custo e baixa resolução.

Diante das limitações das técnicas atuais, o imageamento por micro-ondas(Microwave Imaging, MWI) surge como uma modalidade complementar, devido ao seu baixo custo de instrumentação à sua alta sensibilidade de diagnóstico de câncer, devido ao contraste entre as propriedades dielétricas entre o tecido saudável e o tecido canceroso (LAZEBNIK et al., 2007b). Imageamento por micro-ondas é uma técnica que consiste na reconstrução da localização e formato de um objeto em uma região de interesse, através da obtenção de informações acerca do campo espalhado no exterior da área investigada (PASTORINO, 2010). A aplicação de técnicas de imageamento por micro-ondas já foi demonstrada com sucesso para imageamento de câncer de mama em testes pré-clínicos (PORTER; COATES; POPOVIC, 2016) (BOURQUI; SILL; FEAR, 2012) .

Existem dois ramos na área de imageamento por micro-ondas: as técnicas baseadas em radar (WILLIAMS; SILL; FEAR, 2008), e as técnicas tomográficas (PASTORINO, 2010). As técnicas de radar tratam a reconstrução da imagem como um problema inverso linear e o resultado

são imagens que indicam a origem da reflexão dos sinais incidentes. As técnicas tomográficas, foco deste trabalho, procuram reconstruir a distribuição das propriedades dielétricas do alvo, e se baseiam na resolução do problema inverso da equação do espalhamento.

A formulação matemática do problema inverso para o espalhamento causado por materiais dielétricos e condutores resulta - em geral – em um problema não linear mal posto. Um problema é dito mal posto se a solução não existe, não é única, ou é instável(HADAMARD; MORSE, 1953)).

A não linearidade se deve ao fato de termos duas variáveis indefinidas na formulação do problema inverso: as propriedades dielétricas do objeto sobre estudo, e o campo elétrico no interior do alvo. Resolver a não linearidade não é um problema trivial, e para isto geralmente assunções são feitas a cerca do alvo a ser investigado. Dentre as técnicas de linearização existentes, as mais conhecidas são à aproximação de Born e a aproximação de Rytov, que são aproximações para o campo elétrico no interior do objeto, restando as propriedades dielétricas como variável desconhecida.

Este trabalho tem dois objetivos: demonstrar uma implementação do algoritmo de Born Distorcido Iterativo(DBIM) direcionada ao imageamento da mama e propor uma nova estrutura para um tomografo, direcionada a investigação da mama.

No capítulo 2 é feita uma revisão bibliográfica a cerca dos estudos envolvendo as propriedades dielétricas de tecidos biológicos na região de micro-ondas, e dos sistemas já propostos para imageamento da mama. No capítulo 3 é descrita a formulação do problema do espalhamento inverso e é apresentada a aproximação de Born.

Técnicas tomográficas de MWI, em especial as técnicas derivadas da aproximação de Born, têm sido preteridas a técnicas de radar em trabalhos mais recentes, em geral devido a sua maior complexidade computacional. Com isso em mente, no capítulo 4 é apresentada uma implementação do algorítimo de Born Iterativo Distorcido realizada utilizando o processador gráfico(GPU-Graphics Processing Unit), o objetivo disto é avaliar o ganho de performance com relação ao tempo de execução da implementação em GPU a em CPU(sigla para Central Process Unit) .

No capítulo 5 a estrutura de um tomógrafo direcionada ao imageamento da mama é descrita. O tomógrafo é capaz de se adaptar à mama de cada paciente, sem causar desconforto físico ao usuário. É também capaz de recuperar a posição exata da antena no momento da medição. No capítulo 6 são discutidos os resultados do algorítimo proposto para diversos cenários. No capítulo 7 são feitas conclusões e são apresentadas as expectativas para futuros trabalhos.

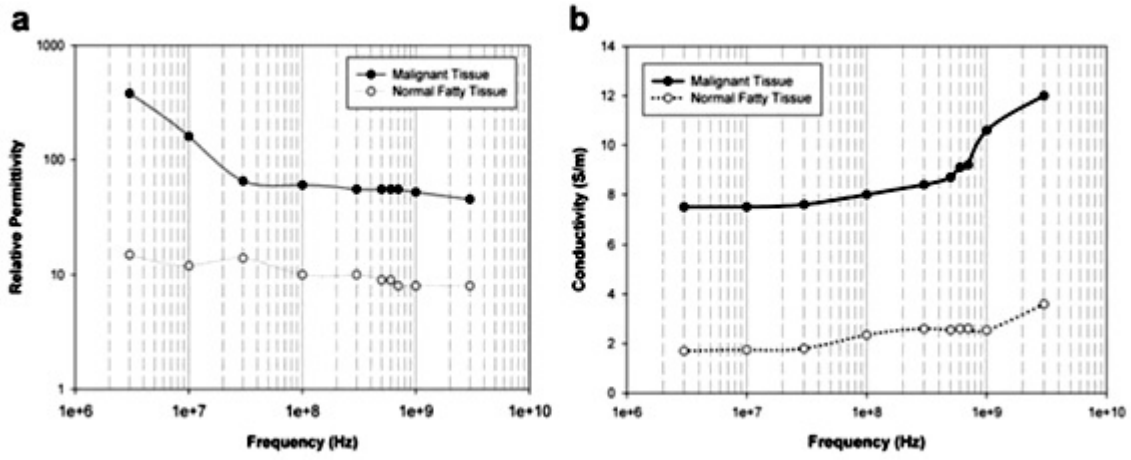
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Imageamento por micro-ondas é um método promissor para o diagnóstico de câncer de mama. Ele se baseia no contraste entre as propriedades dielétricas dos tecidos saudável e canceroso. Vários estudos já foram realizados demonstrando a viabilidade de MWI para aplicações médicas(FEAR; MEANEY; STUCHLY, 2003)(SEMENOV; CORFIELD, 2008). Neste capítulo é feita uma revisão bibliográfica acerca de alguns dos trabalhos mais relevantes da área. Serão mostrados estudos que procuram determinar as propriedades dielétricas dos tecidos da mama. Em seguida, são discutidos alguns dos sistemas já propostos para o imageamento da mama.

2.1 Estudos das propriedades dielétricas

Em 1984, Chaudhary $et\ al$ realizou um dos primeiros estudos sobre a permissividade de tecidos biológicos focados na mama(CHAUDHARY et al., 1984). Foram medidas as propriedades de tecido saudável e canceroso entre 3 MHz e 3 GHZ. Chaudary relatou uma diferença significativa das propriedades entre o tecido saudável e canceroso, conforme visto na figura 1.

Figura 1 – Permissividade relativa(a) e condutividade(b) de tecidos saudáveis e canceroso



Fonte:(CHAUDHARY et al., 1984).

Campbell e Land em 1992 mediram a permissividade complexa da mama para a frequência de 3.2 GHz (CAMPBELL; LAND, 1992). Esse trabalho destaca-se por ser um dos primeiros trabalhos a medir as propriedades dielétricas de diferentes tecidos da mama. Quatro tipos de tecido foram examinados: tecido adiposo, tecido normal, tumores benignos e tumores malignos. Os resultados podem ser vistos na Tabela 1. Foi reportado um contraste significativo entre o tecido saudável e o tecido de tumor, porém também foi reportado uma pequena diferença entre tumores benignos e malignos.

Tabela 1 – Classificação de grupos baseados na porcentagem de tecido adiposo

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

Fonte: (CAMPBELL; LAND, 1992)

Tabela 2 – Resultados tabelados obtido por Meaney

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

Fonte: (PAULSEN et al., 2000)

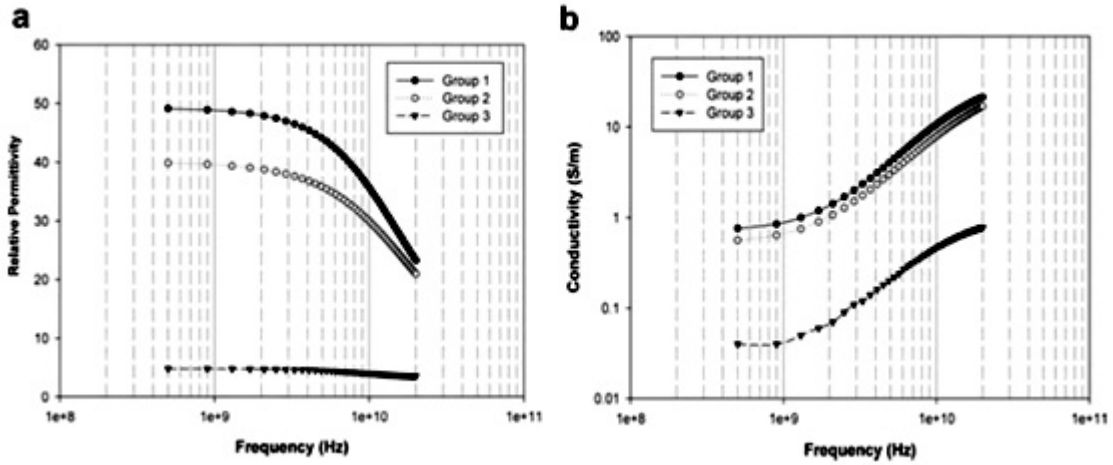
Meaney reportou em 2000 que a permissividade média para tecido saudável em 900 MHz era significativamente maior que a observada em estudos anteriores (PAULSEN et al., 2000). Em seu estudo, Meaney utilizou um protótipo de tomógrafo para medir as propriedades $in\ vivo$ dos pacientes. Os resultados podem ser vistos na Tabela 2.

Em 2007, Lazebnik $et\ al$ publicou o que até hoje é um dos mais completos trabalhos direcionados a obter as propriedades dielétricas da mama(LAZEBNIK et al., 2007a)(LAZEBNIK et al., 2007b). O trabalho foi dividido em duas partes, Na primeira parte foi examinado o tecido saudável da mama obtido de cirurgias de redução de mama. Na segunda parte foram estudadas as propriedades dielétricas de tecido normal, tumores benignos e tecido canceroso obtidos de cirurgias de câncer. Uma das grandes diferenças entre o estudo realizado por Lazebnik e os estudos realizados anteriormente foi a classificação histológica das amostras. Cada amostra foi classificada de acordo com a concentração de tecido adiposo, glandular e fibrogranular presente na amostra.

Lazebnik agrupou as amostras em três grupos, o primeiro grupo contém as amostras com concentração de tecido adiposo entre 0-30%, o segundo grupo contem uma concentração de tecido adiposo entre 31 e 84%, e o terceiro grupo com concentração entre 85-100%. Os resultados podem ser observados na Figura 2. Lazebnik reportou uma grande heterogeneidade entre os tecidos saudáveis, como sugerido por Campbell e Land. Lazebnik sugere que a razão para que trabalhos anteriores não tenham observado tal heterogeneidade foi devido a localização de onde foram obtidas as amostras. Em estudos anteriores, as amostras foram retiradas de regiões distintas do local do tumor, que geralmente ocorre no tecido glandular. Portanto, o tecido normal reportado em estudos anteriores provavelmente possuíam uma concentração maior de tecido

adiposo que o tecido glandular ao redor do tumor.

Figura 2 – Permissividade relativa(a) e condutividade(b) de tecidos normal . Grupo 1 contém 0-30% de tecido adiposo, grupo 2 contém 31-84% de tecido adiposo, grupo 3 contém 85-100% de tecido adiposo.



Fonte:(LAZEBNIK et al., 2007a)

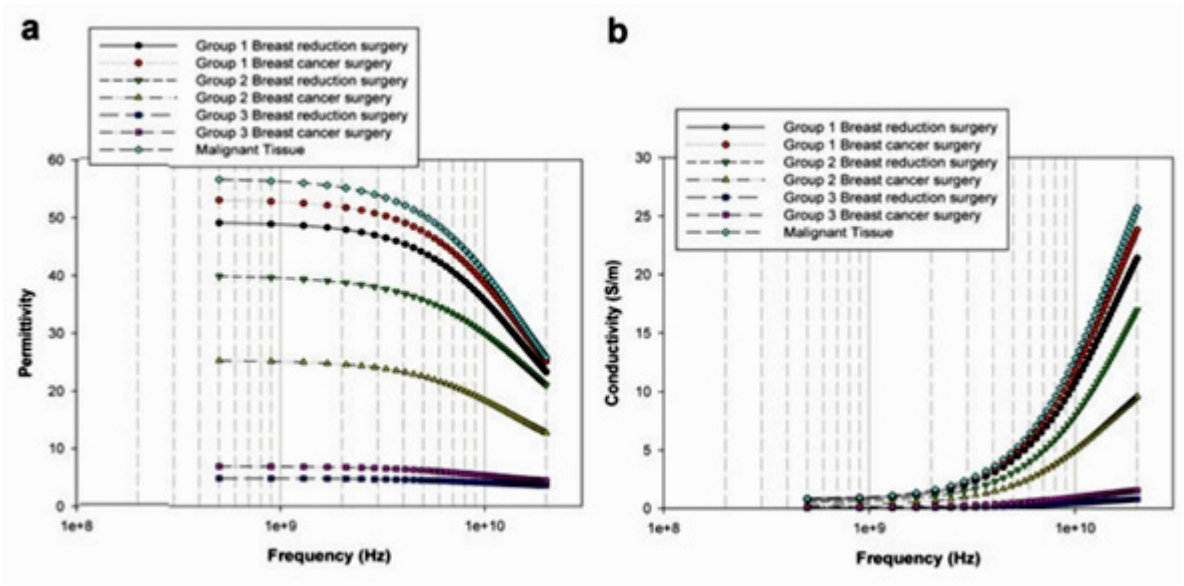
Na segunda parte de seu trabalho, Lazebnik reporta o estudo das propriedades dielétricas de tecido normal, tumores benignos e tecido canceroso. Os resultados podem ser observados na Figura 3. Foi reportado que, quando ajustado para concentração de tecido adiposo, isto é, quando amostras são comparadas dentro dos grupos descritos no primeiro trabalho, existe uma diferença de apenas 10% na condutividade e 8% na permissividade entre os tecidos saudáveis e de tumor quando medidos em 5 GHz. Os resultados encontrados são bem diferentes dos reportados em trabalhos anteriores, mostrando um contraste bem menor entre as propriedades dielétricas dos tecidos saudáveis e cancerosos.

2.2 Sistemas Propostos

Em 2000, Meaney $et\ al$ publicou seu primeiro trabalho para imageamento da mama utilizando MWI (PAULSEN et al., 2000). O protótipo utiliza um arranjo de 16 antenas operando entre 300 MHz e 1 GHz. As antenas eram posicionadas de forma circular, e as medidas eram feitas em 7 diferentes alturas. O tempo de aquisição era entre 10-15 minutos. O protótipo do tomógrafo pode ser visto na Figura 4, e a Figura 5 mostra um dos resultados obtidos das reconstruções da permissividade.

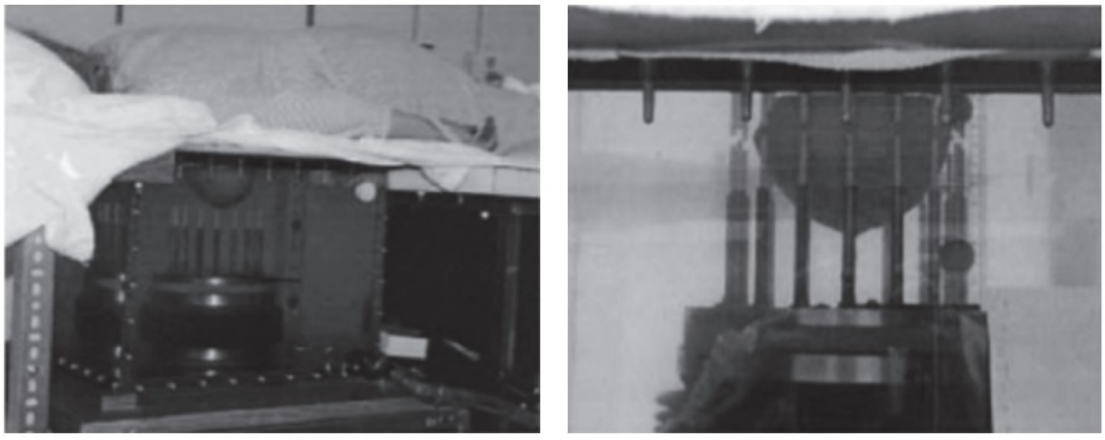
Em 2009, Meaney $et\ al$ mostrou uma evolução do seu trabalho inicial, agora obtendo imagens tri-dimensionais (MEANEY et al., 2009), e em 2013 Gregorczyk $at\ al$, também do mesmo grupo de Dartmont, mostrou uma versão aprimorada do sistema onde o escaneamento é feito em 2 minutos, e a reconstrução das imagens era feita em 20 minutos (GRZEGORCZYK et al., 2012). Este sistema foi utilizado para monitorar pacientes sob tratamento de quimioterapia. A Figura 6 mostra a seção transversal da reconstrução da mama de uma paciente, onde é possível

Figura 3 – Permissividade relativa(a) e condutividade(b) de tecido saudável e canceroso.



Fonte: (LAZEBNIK et al., 2007b)

Figura 4 – Protótipo construído por (PAULSEN et al., 2000). (a) Sistema com paciente (b) Mama posicionada no centro do arranjo de antenas

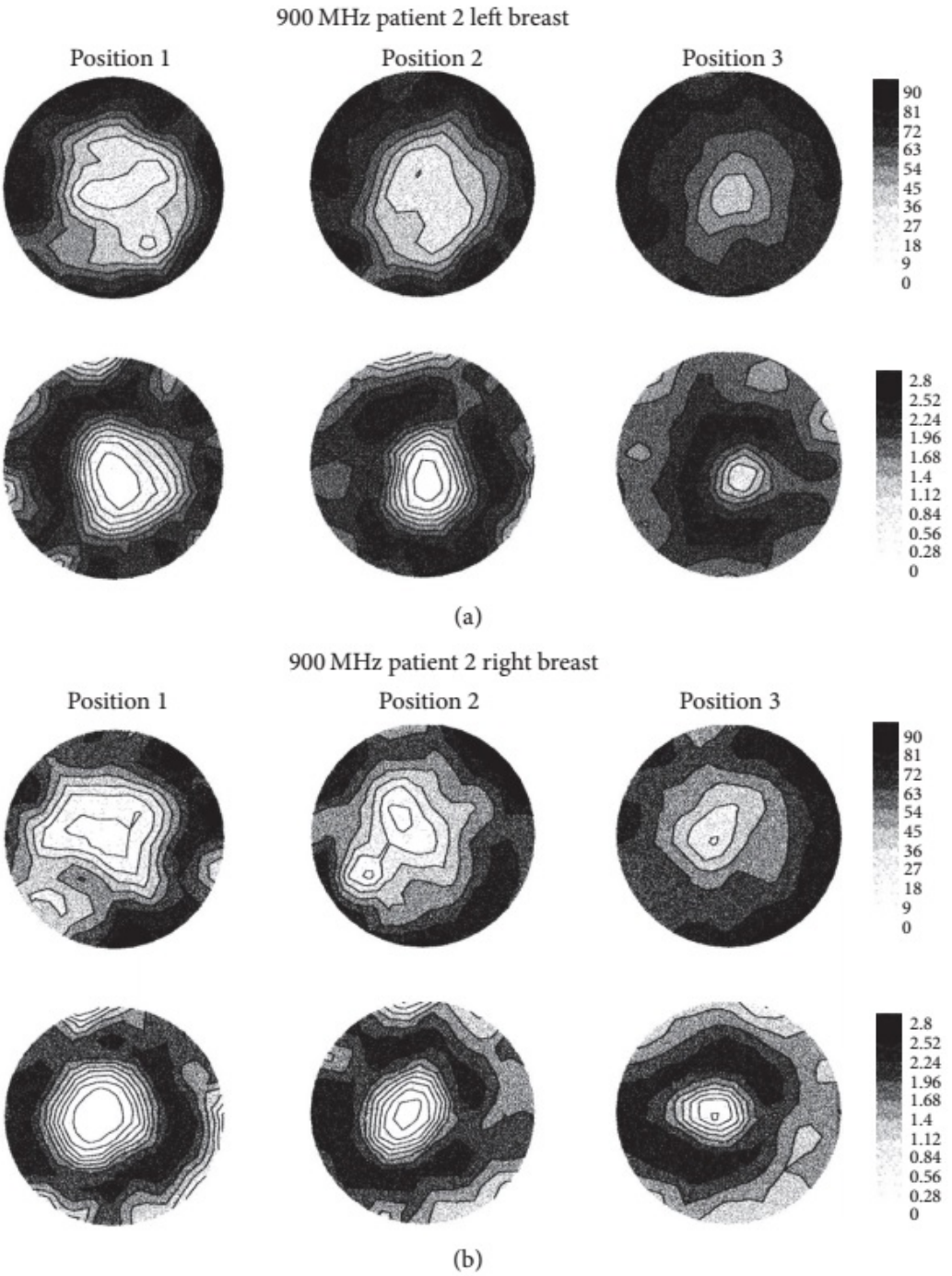


Fonte:(PAULSEN et al., 2000)

observar que o valor da permissividade é maior na localização do tumor do que no resto da mama.

Em 2010 o Instituto de Pesquisa em Eletrônica e Telecomunicações da Koreia (ETRI) desenvolveu um sistema que consiste de um arranjo circular de antenas (SON, 2010). Neste arranjo a mama fica submersa em um liquido com a permissividade similar a do tumor. Na Figura 7 observa-se os resultados experimentais com fantomas, onde foram capazes de detectar a presença do tumor e obter sua localização. O grupo também mostrou uma versão tri-dimensional em 2012 (SIMONOV et al., 2011).

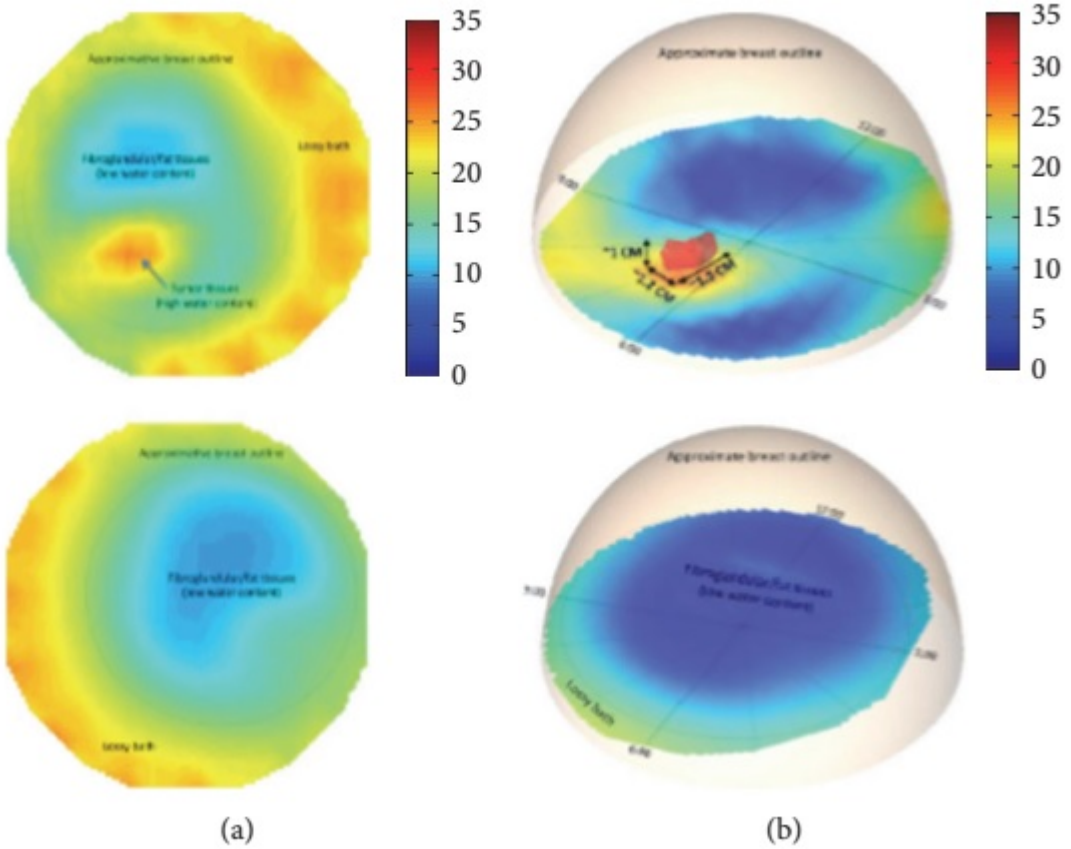
Figura 5 – Resultados para reconstrução da permissividade e da condutividade de uma paciente. A primeira e a terceira fileira representam a permissividade da mama esquerda e direita respectivamente para três posições diferentes, e segunda e quarta fileira representam a condutividade da mama.



Fonte: (PAULSEN et al., 2000)

O grupo da universidade de Bristol na Inglaterra, mostrou em 2008 um protótipo de tomógrafo em formato de concha formado por uma matriz de 16 antenas (CRADDOCK et al., 2008). As antenas eram ligadas num $Switch$ que comutava as antenas duas a duas para fazer o escaneamentoAinda em 2008 o grupo publicou resultados experimentais com pacientes de câncer (KLEMM et al., 2008). A figura 8 mostra o resultado obtido ao lado da tomografia de

Figura 6 – Seção transversal da reconstrução da permissividade da mama de uma paciente.



Fonte: (GRZEGORCZYK et al., 2012)

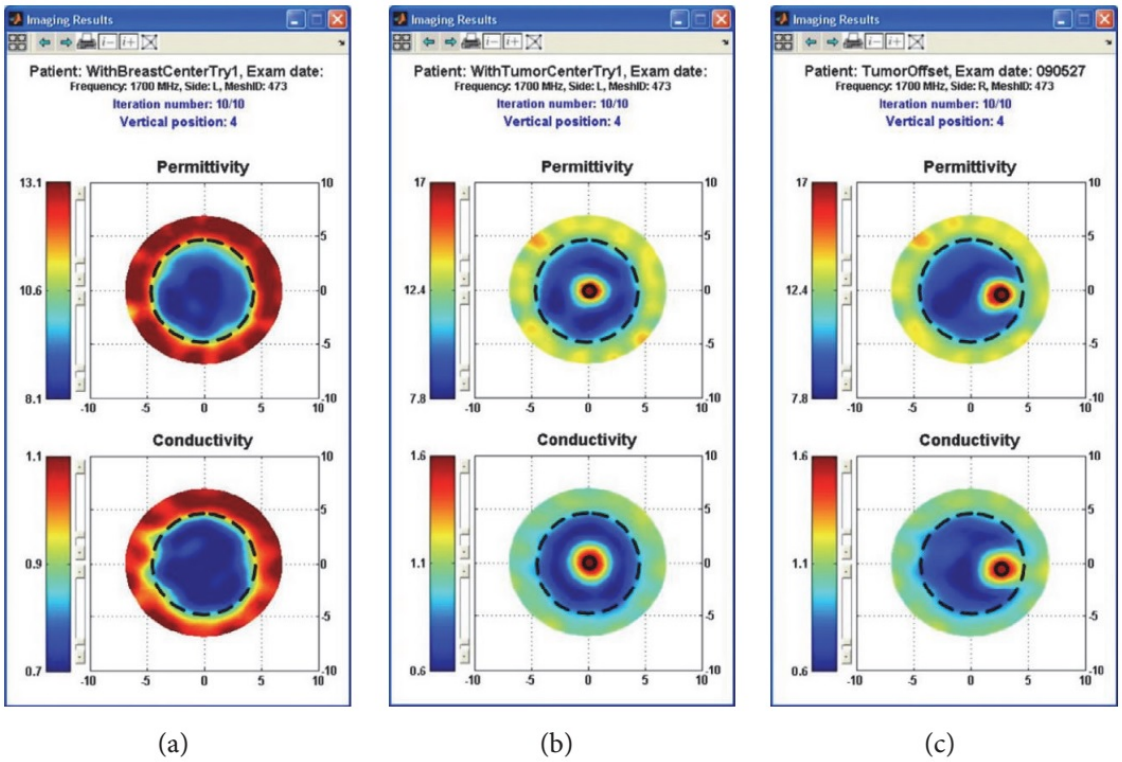
raios-X, onde é possível observar que a tomografia por micro-ondas foi capaz de observara presença do tumor e que a sua localização.

Em 2011 o grupo de Bristol apresentou o sistema "MARIA"(KLEMM et al., 2011), uma evolução do seu sistema inicial que conta com um arranjo de 60 antenas , um analisador de redes de 8 portas e um $switch$ eletromecânico. Com a adição destes componentes o grupo foi capaz de diminuir o tempo de escaneamento para 10 segundos.

Um grupo da Universidade de Calgary desenvolveu um protótipo chamado TSAR (sigla para $Tissue\ Sensing\ Adaptive\ Radar$) (BOURQUI; SILL; FEAR, 2012). Ao contrário de outros sistemas propostos, este sistema é multi-estático e conta com apenas uma antena medindo a reflexão. O protótipo conta com uma antena posicionada por motores que giram a antena ao entorno da mama, conforma Figura 9. O sistema também conta com um sensor laser localizado ao lado da antena capturar o formato externo da mama. O sistema foi capaz de observar o tumor em seus resultados experimentais porém tem a desvantagem de ser extremamente lento, sendo susceptível ao movimento do paciente.

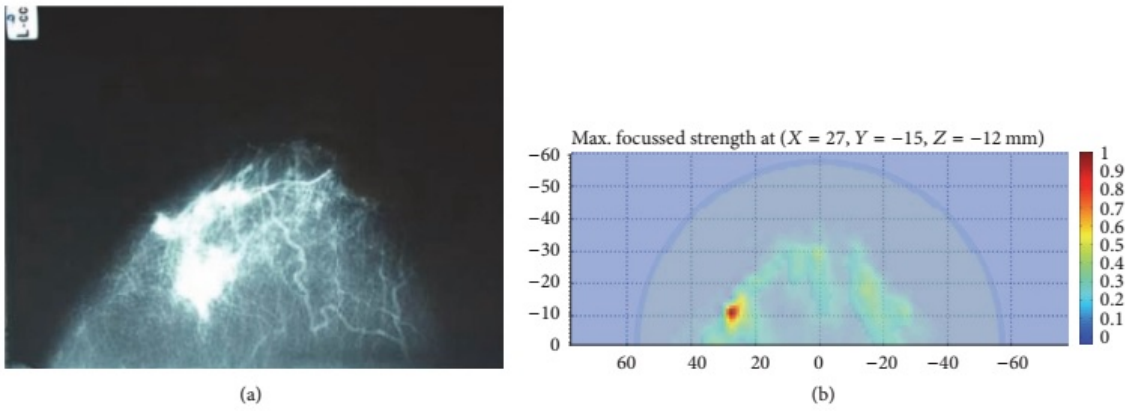
O grupo de ciências matemáticas e naturais da Kings College apresentou, em 2014, um sistema composto por 12 antenas Vivaldi (AHSAN et al., 2015). O sistema é em formato de

Figura 7 – Resultados encontrados pelo ETRI.



Fonte: (SON, 2010)

Figura 8 – Tomografia de raios-X (a) comparado a tomografia por micro-ondas (b).

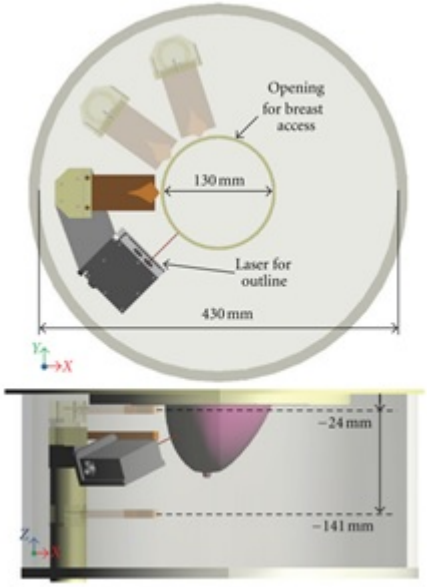


Fonte: (KLEMM et al., 2008)

cuba, similarmente ao visto em outros trabalhos. O diferencial aqui é a utilização de antenas Vivaldi, que são de fácil fabricação, e, devido ao seu sentido de propagação, permite que várias antenas sejam posicionadas próximas umas das outras.

Bahrami *et al* propôs um sistema com 16 antenas flexíveis posicionadas sobre a mama (BAHRAMI et al., 2014).Tal sistems possui diversas vantagens, como o baixo custo de produção das antenas, e, em especial, o conforto para a paciente.

Figura 9 – Esquema do sistema TSAR da Universidade de Calgary.



Fonte: (BOURQUI; SILL; FEAR, 2012)

3 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA INVERSO E APROXIMAÇÃO DE BORN

Esse capítulo tem como objetivo a formulação do problema do espalhamento inverso conforme descrito em (PASTORINO, 2010). Primeiramente, iremos definir o mecanismo de espalhamento encontrando a equação integral para o campo espalhado, que é a base da tomografia por micro-ondas. Em seguida, iremos introduzir a aproximação de Born, uma das formas de linearização do problema do espalhamento.

A aplicação da aproximação de Born no problema do espalhamento resulta em um problema linear mal posto, portanto, na seção 3.3 iremos definir o conceito de problema mal posto e a regularização de Tikhonov, método utilizado para solução do problema linear inverso do espalhamento.

3.1 Formulação do problema inverso - Equação do espalhamento

O objetivo da tomografia por micro-ondas é determinar a distribuição das propriedades dielétricas de certo objeto sob teste, utilizando a medição do campo elétrico no entorno do objeto. Na Figura 10 é mostrado um esquema para um arranjo bi-dimensional, onde S_0 é a seção transversal do objeto localizado numa região de investigação S_i. Neste arranjo, antenas são posicionadas de forma circular ao redor da região de investigação, no que definiremos como a região de medição S_m, de forma que $S_m \cap S_i = \emptyset$, dado que não podemos medir o campo elétrico no interior do objeto. A ideia é que uma antena irá emitir uma onda eletromagnética, que irá colidir com o objeto, e então mediremos o campo espalhado com as demais antenas(Figura 11), em seguida esse processo será repetido alternando qual será a antena emissora.

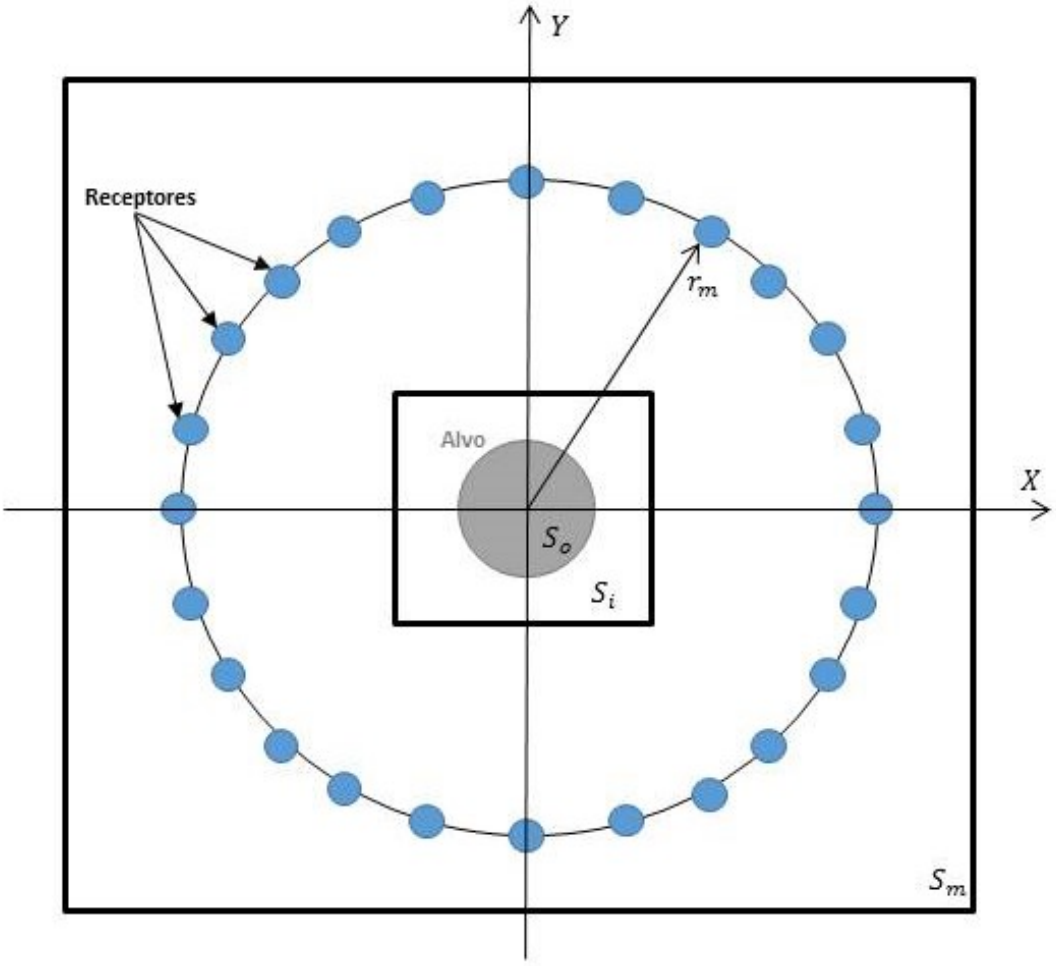
Como pode ser visto na Figura 11, o campo incidente é representado por E^i_{inc}, onde i denota o índice de qual antena está emitindo. Vamos então definir $E_{inc}(r)$ e $H_{inc}(r)$ como os campos elétricos e magnéticos num ponto r na ausência de objeto, estes são conhecidos como campos incidentes. Já os campos elétrico e magnético medidos na presença de um objeto, $E(r)$ e $H(r)$, serão chamados de campo perturbado ou total. Enfim, definiremos $E_{scat}(r)$ e $H_{scat}(r)$ como campo espalhado a diferença entre o campo total e o campo incidente:

$$E_{scat} = E(r) - E_{inc}(r) \tag{3.1}$$

$$H_{scat} = H(r) - H_{inc}(r) \tag{3.2}$$

Segundo as definições acima, fica claro que os campos incidentes e total são conhecidos na posição das antenas, basta realizar a medição do campo elétrico na presença e na ausência de objeto. O que nos resta é encontrar uma relação entre o campo espalhado e o objeto. Para

Figura 10 – Esquema de arranjo tomográfico. Um objeto a ser investigado é posicionado na região de investigação. Antenas são posicionadas na região de medição.



Fonte: próprio autor.

encontrarmos o campo causado por um objeto "$espalhador$", partimos das equações de Maxwell na forma diferencial no domínio da frequência:

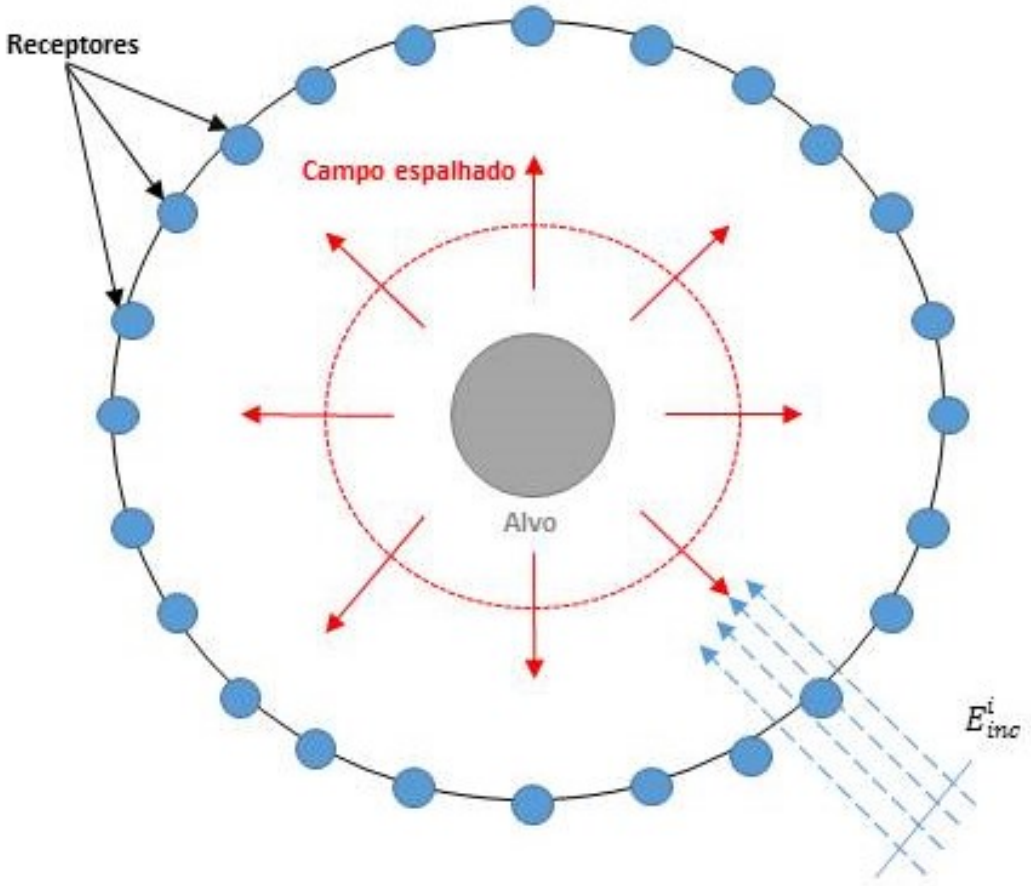
$$\nabla \times E(r) = -j\omega B(r) \tag{3.3}$$

$$\nabla \times H(r) = j\omega D(r) + J(r) \tag{3.4}$$

$$\nabla . D(r) = \rho(r) \tag{3.5}$$

$$\nabla . B(r) = 0 \tag{3.6}$$

Figura 11 – Esquema de arranjo tomográfico. Uma onda eletromagnética é incidida sobre o objeto e o campo espalhado resultante é medido pelas antenas.



Fonte: próprio autor.

onde E, B, H, D, ρ, e J são respectivamente o campo elétrico, densidade de fluxo magnético, campo magnético, densidade de fluxo elétrico, densidade de carga elétrica, e a densidade de corrente. Considerando um meio anisotrópico temos que:

$$D(r) = \epsilon(r).E(r) \tag{3.7}$$

$$B(r) = \mu(r).H(r) \tag{3.8}$$

Substituindo as equações 3.8 e 3.7 nas equações 3.3 e 3.4:

$$\nabla \times E(r) = -J\omega\mu(r)H(r) \tag{3.9}$$

$$\nabla \times H(r) = j\omega\epsilon(r)E(r) + J(r) \tag{3.10}$$

Tomando o rotacional das equações acima:

$$\nabla \times \nabla \times E(r) = J\omega\mu(r)\nabla \times H(r) \tag{3.11}$$

$$\nabla \times \nabla \times H(r) = J\omega\epsilon(r)\nabla \times E(r) + \nabla \times J(r) \tag{3.12}$$

Substituindo as equações 3.9 e 3.10 em 3.11 e 3.12:

$$\nabla \times \nabla \times E(r) = -J\omega\mu(r)(J\omega\epsilon(r)E(r) + J(r)) \tag{3.13}$$

$$\nabla \times \nabla \times H(r) = J\omega\epsilon(r)(-J\omega\mu(r)H(r)) + \nabla \times J(r) \tag{3.14}$$

Reorganizando as equações acima:

$$\nabla \times \nabla \times E(r) - \omega^2\mu(r)\epsilon(r)E(r) = -J\omega\mu(r)J(r) \tag{3.15}$$

$$\nabla \times \nabla \times H(r) - \omega^2\mu(r)\epsilon(r)H(r) = \nabla \times J(r) \tag{3.16}$$

Podemos então reescrever as equações 3.15 e 3.16 nas forma das funções de Green:

$$E(r) = j\omega\mu_b \int_V J_0(r').\bar{G}(r/r')dr' \tag{3.17}$$

$$H(r) = -\int_V \nabla \times J_0(r').\bar{G}(r/r')dr' \tag{3.18}$$

onde $\bar{G}(r/r')$ é a solução para o tensor diádico de Green:

$$\nabla \times \nabla \times \bar{G}(r, r') - k^2\bar{G}(r, r') = \boldsymbol{I}\delta(r - r') \tag{3.19}$$

onde $k = \omega\sqrt{\mu\epsilon}$ é o numero de onda do meio de propagação e

$$\bar{G}(r, r') = [\boldsymbol{I} + \frac{1}{k^2}\nabla\nabla]\frac{\epsilon^{jk|r-r'|}}{4\pi|r - r'|} \tag{3.20}$$

As equações 3.17 e 3.18 são as equações que descrevem os campos elétricos e magnéticos gerados por uma corrente J_0 numa região aberta V. Agora vamos considerar as leis de Faraday e Ampere na sua forma integral:

$$\oint_C E(r).dl = -j\omega \int_S B(r).\vec{n}ds \tag{3.21}$$

$$\oint_C H(r).dl = j\omega \int_S D(r).\vec{n}ds + \int_S J(r).\vec{n}ds \tag{3.22}$$

Aplicando as equações 3.21 e 3.22 para um meio linear isotrópico sobre uma superfície aberta arbitrária S e contorno C, equivalente ao nosso objeto em observação, temos:

$$\oint_C E(r).dl = -j\omega \int_S \mu(r)H(r).\vec{n}ds \tag{3.23}$$

$$\oint_C H(r).dl = j\omega \int_S \epsilon(r)E(r).\vec{n}ds + \int_S J(r).\vec{n}ds \tag{3.24}$$

As equações 3.23 e 3.24 descrevem o campo total/perturbado na presença do objeto. Analogamente, aplicando as leis de Faraday e Ampere para o caso sem alvo, obtemos:

$$\oint_C E_{inc}(r).dl = -j\omega \int_S \mu_b H_{inc}(r).\vec{n}ds \tag{3.25}$$

$$\oint_C H_{inc}(r).dl = j\omega \int_S \epsilon_b E_{inc}(r).\vec{n}ds + \int_S J(r).\vec{n}ds \tag{3.26}$$

onde μ_b e ϵ_b são respectivamente a permissividade elétrica e a permeabilidade magnética do meio. Subtraindo as equações 3.25 e 3.26 das equações 3.23 e 3.24, obtemos:

$$\oint_C [E(r) - E_{inc}(r)].dl = -j\omega \int_S [\mu(r)H(r) - \mu_b H_{inc}(r)].\vec{n}ds \tag{3.27}$$

$$\oint_C [H(r) - H_{inc}(r)].dl = j\omega \int_S [\epsilon(r)E(r) - \epsilon_b E_{inc}(r)].\vec{n}ds \tag{3.28}$$

Utilizando as definições de campo espalhado das equações 3.3 e 3.4:

$$\oint_C E_{scat}(r).dl = -j\omega \int_S [\mu(r)H(r) - \mu_b H_{inc}(r)].\vec{n}ds \tag{3.29}$$

$$\oint_C H_{scat}(r).dl = j\omega \int_S [\epsilon(r)E(r) - \epsilon_b E_{inc}(r)].\vec{n}ds \tag{3.30}$$

Vamos agora definir uma corrente elétrica equivalente e uma corrente magnética equivalente:

$$J_{eq}(r) = j\omega[\epsilon(r) - \epsilon_b] \tag{3.31}$$

$$M_{eq} = j\omega[\mu(r) - \mu_b]H(r) \tag{3.32}$$

e então substituir nas equações 3.29 e 3.30:

$$\oint_C E_{scat}(r).dl = -j\omega \int_S \mu_b H_{inc}(r).\vec{n}ds - \int_S M_{eq}(r).\vec{n}ds \tag{3.33}$$

$$\oint_C H_{scat}(r).dl = j\omega \int_S \epsilon_b E_{inc}(r).\vec{n}ds + \int_S J_{eq}(r).\vec{n}ds \tag{3.34}$$

Das equações acima, podemos deduzir a ideia que os campos elétrico e magnético espalhados podem ser considerados como campos gerados por uma densidade de corrente elétrica equivalente e uma densidade de corrente magnética equivalente. Isto é chamado de teorema da equivalência de volume.

O teorema da equivalência de volume diz que o campo espalhado por um objeto real é o mesmo que o campo produzido por densidades de corrente equivalentes irradiando no espaço livre. Segundos as equações 3.31 e 3.32, a localização espacial 3.31 e 3.32 coincidem com o objeto, dado que $M_{eq}(r) = 0$ e $J_{eq}(r) = 0$ para $r \notin V_0$. Logo, tais fontes equivalentes são dadas pelas equações 3.31 e 3.32, e dependem das propriedades dielétricas do objeto e dos campos no interior do objeto, por consequência dependem do campo incidente. Podemos então reescrever as equações 3.33 e 3.34 nas formas das equações 3.17 e 3.18:

$$E_{scat}(r) = j\omega\mu_b \int_{V_o} J_{eq}(r').\bar{G}(r/r')dr' + \int_{V_o} \nabla \times M_{eq}(r').\bar{G}(r/r')dr' \tag{3.35}$$

$$H_{scat}(r) = j\omega\epsilon_b \int_{V_o} M_{eq}(r').\bar{G}(r/r')dr' + \int_{V_o} \nabla \times J_{eq}(r').\bar{G}(r/r')dr' \tag{3.36}$$

Finalmente, para o caso de materiais não magnéticos, o que resulta em $M_{eq}(r) = 0$, e substituindo então a equação 3.35 na equação 3.1, obtemos a equação do campo elétrico espalhado que desejamos:

$$E(r) = E_{inc}(r) + j\omega\mu_b \int_{V_o} \tau(r')E(r').\bar{G}(r/r')dr' \tag{3.37}$$

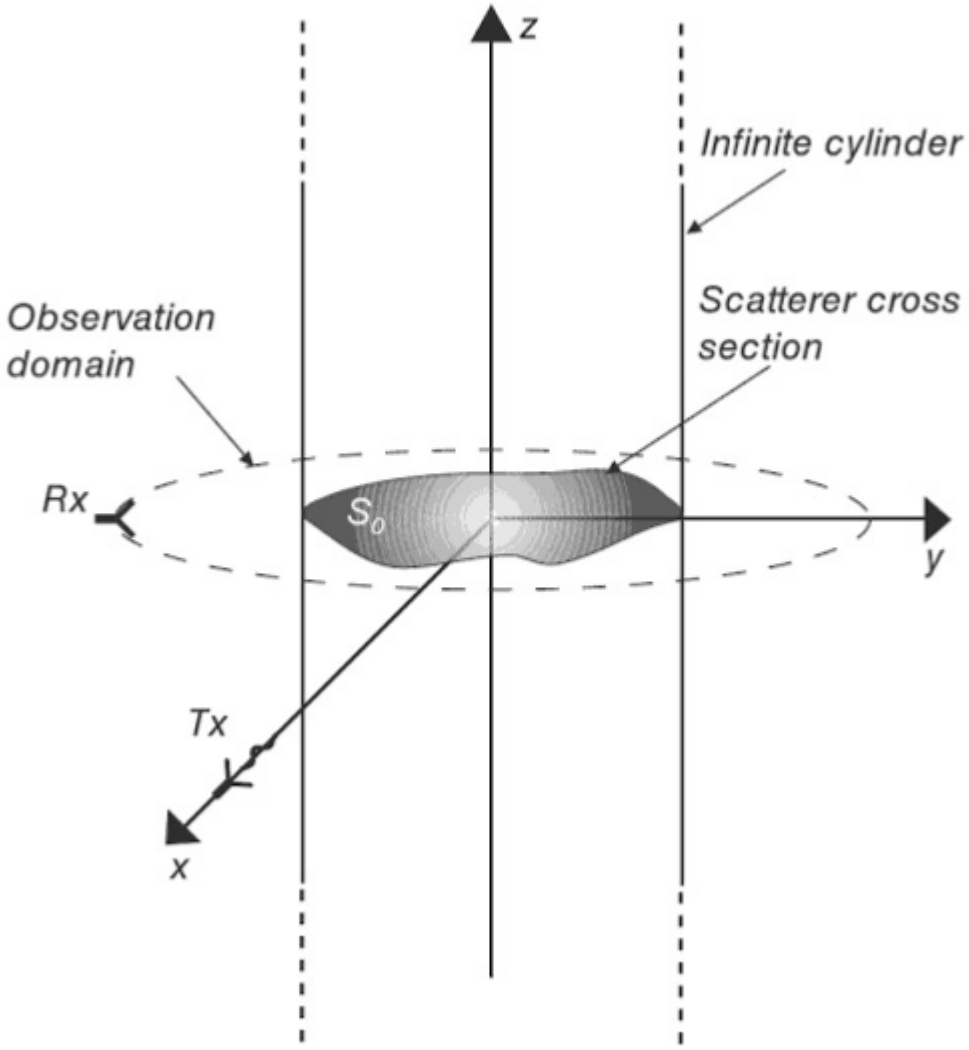
onde τ é dito função do objeto ou potencial de espalhamento, dado por:

$$\tau(r) = j\omega[\epsilon(r) - \epsilon_b] \tag{3.38}$$

Espalhamento em duas dimensões

Agora, com o intuito de simplificar a implementação, vamos encontrar uma versão em duas dimensões da equação 3.37. Para isso, vamos impor a condição de que o objeto a ser investigado tem forma alongada, e desta forma podemos fazer a aproximação que a seção transversal da região de investigação se estende ao infinito na coordenada $\hat{z}$ (Figura 12).

Figura 12 – Seção transversal



Fonte: (PASTORINO, 2010)

Vamos definir r_t como a componente transversal do vetor r, de forma que $r = x\hat{x} + y\hat{y} + z\hat{z} = r_t + z\hat{z}$. Dado a condição imposta ao objeto alvo, também podemos fazer a seguinte suposição acerca das propriedades dielétricas:

$$\epsilon(r) = \epsilon_0 \epsilon_r(r_t) \tag{3.39}$$

$$\mu(r) = \mu_0 \mu_r(r_t) \tag{3.40}$$

Adicionalmente, vamos supor que o campo incidente é polarizado em $\hat{z}$ (*tranverse magnetic*-TM), e por razão disto, os campos espalhados e total também são polarizados e

independentes em $\hat{z}$. Desta forma, a equação 3.37 pode ser reescrita da forma:

$$E(r_t) = E_{inc}(r_t) + j\omega\mu_b \int_{S_0}\int_{\infty}^{\infty} \tau(r'_t)E(r'_t).\bar{G}(r_t/r')dz'dr'_t \tag{3.41}$$

onde S_0 é a seção transversal do objeto em estudado. Substituindo o tensor de Green $\bar{G}(\frac{r_t}{r'})$

$$E(r_t) = E_{inc}(r_t) + j\omega\mu_b \int_{S_0} \tau(r'_t)E(r'_t)\left(\bar{I} + \frac{1}{k_b^2}\nabla\nabla\right)\left[\int_{\infty}^{\infty} \frac{-e^{-jk_b|r_t-r'|}}{4\pi|r_t-r'|}dz\right]dr' \tag{3.42}$$

e dado que

$$-\frac{1}{4\pi}\int_{\infty}^{\infty} \frac{-e^{-jk_b|r_t-r'|}}{|r_t-r'|}dz = \frac{j}{4}H_0^{(0)}(k_b|r_t-r'_t|)dr'_t \tag{3.43}$$

podemos finalmente reescrever a equação 3.37 na sua forma bi-dimensional:

$$E(r_t) = E_{inc}(r_t) + j\omega\mu_b \int_{S_0} \tau(r'_t)E(r'_t)G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t})dr' \tag{3.44}$$

onde

$$G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t}) = \frac{j}{4}H_0^{(2)}(k_b|r+t-r'_t|) \tag{3.45}$$

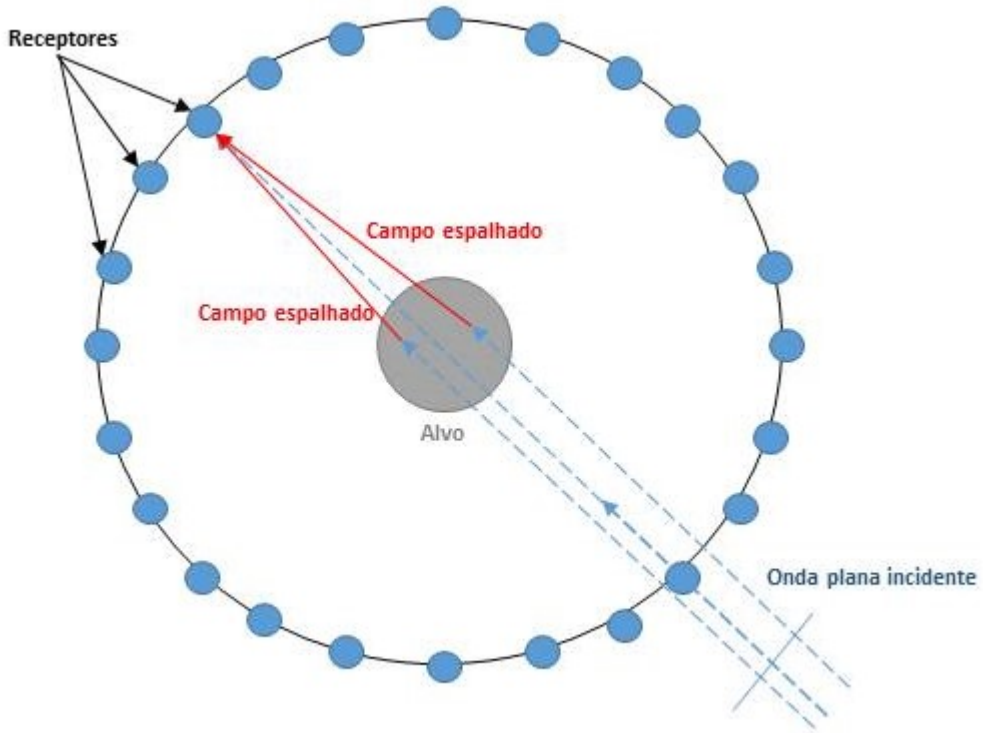
3.2 Aproximação de Born

Foi mencionado anteriormente que o problema do espalhamento inverso resulta na resolução de um sistema não linear. Agora, de posse da equação 3.44, podemos analisar essa afirmação mais profundamente. Observamos que os termos $E_{inc}(r_t)$ e $E(r_t)$, são, respectivamente, os campos medidos em um ponto externo à área de investigação na ausência de objeto e na presença de objeto, e ambos os seus valores são conhecidos. Nos resta como variáveis desconhecidas os termos $\tau(r'_t)$ e $E(r'_t)$, que representam o potencial de espalhamento e o campo elétrico em um certo ponto no interior do objeto.

Vamos agora fazer algumas suposições acerca do objeto a ser investigado. Vamos supor que o alvo é um *espalhador fraco*, isto é, vamos supor que o campo só será espalhado uma vez entre a fonte e a posição em que é realizada a medição(Figura 13). Essa aproximação é conhecida como aproximação de Born. Na realidade sabemos que o campo pode ser espalhado diversas vezes no interior do objeto, porém vamos supor que estas "ordens maiores de espalhamento"têm pouca influência na amplitude do campo espalhado pelos materiais dielétricos em que temos interesse, e podem ser ignoradas em certas circunstâncias. Esta suposição nos permitira aproximar o campo total no interior do objeto ao campo incidente na ausência deste, resultando em:

$$E(r_t) \approx E_{inc}(r_t) + j\omega\mu_b \int_{S_o} \tau(r'_t)E_{inc}(r'_t)G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t})dr' \tag{3.46}$$

Figura 13 – Aproximação de Born: Entre o receptor e a fonte o campo só é espalhado uma vez



Fonte: próprio autor.

Como descrito por Fiddy (FIDDY, 2014), a condição em que a aproximação de Born pode ser aplicada é que:

$$k_b a \sup|\epsilon_r(r) - 1| < 2\pi\zeta \tag{3.47}$$

onde a é raio mínimo que pode incluir a seção transversal do objeto, e ζ é uma constante. $\zeta = 0,25$, este valor é definido considerando que a mudança de fase de uma onda plana viajando em um objeto é menor que π. Outros valores para ζ foram propostos, mas o valor proposto por Slaney(SLANEY; KAK; LARSEN, 1984) se aplica ao nosso caso.

A aproximação de Born foi utilizada nos primeiros trabalhos reportados sobre a utilização de MWI para o câncer de mama, porém se mostrou inadequada para imageamento de tecido biológico devido ao seu baixo desempenho para objetos que apresentam alto contraste entre as propriedades dielétricas. Para contornar isto podem ser utilizadas outras ordens da aproximação de Born, aplicando a aproximação de Born de forma recursiva no interior do objeto, assim como utilizar a aproximação de forma iterativa, atualizando os valores encontrados para a função do objeto com os valores encontrados em uma iteração anterior. Estes método, conhecido como Born Iterativo Distorcido, será discutido em outro capítulo.

3.3 Problema mal posto e regularização de Tikhonov

De porte da aproximação de Born, o problema do espalhamento inverso foi aproximado para uma versão linear, porém ainda resta ser discutido um problema sobre a solução da equação 3.37. Devido ao tamanho das antenas utilizadas para medição do campo elétrico, o número de medições possíveis é bastante limitado. Assim a discretização do lado direito da equação 3.37 resultará inevitavelmente em um problema mal posto pois se trata de um sistema de $rank$ deficiente, onde o número de variáveis a serem determinadas é superior ao numero de equações.

Vamos agora discutir sobre a definição de problema mal posto e sobre a regularização de Tikhonov, uma das técnicas mais utilizadas para solução de problemas mal postos.

Quando consideramos fenômenos físicos, podemos classificá-los como diretos ou inversos, tendo como base para tal classificação o que percebemos por causa e efeito. Em geral, descrevemos um sistema pela equação

$$A.x = y \tag{3.48}$$

e definimos como problema direto o caso para quando possuímos as entradas x, e desejamos calcular a saída y. Já um problema inverso é quando possuímos a saída, e desejamos calcular a entrada. Para um sistema totalmente determinado, de posse da matriz do sistema A, podemos facilmente calcular o problema direto, porém o cálculo do problema inverso nem sempre é trivial, podendo resultar num problema mal-posto. Segundo Hadamard (HADAMARD; MORSE, 1953), um problema é dito mal-posto se uma das condições for verdadeira: solução não existe; solução não é única; ou solução é instável.

Problemas inversos discretos de grande porte, como o proposto por esse trabalho, têm como característica comum a instabilidade -isto é, pequenas variações em y causam uma grande diferença em x-. Isso o caracteriza como um problema discreto mal-posto, chamado de problema mal-condicionado. Exemplos de problemas inversos mal-condicionados podem ser encontrados nas áreas de acústica, astronomia, tomografia, processamento de imagens, entre outras.

Em sistemas reais, y é encontrado experimentalmente, e desta forma apresenta um ruído intrínseco associado a erros de medição. Vamos então definir y como $y = y_{exato} + \epsilon$, onde y_{exato} seria o valor verdadeiro, e y o valor medido com um erro ϵ.

Em sistemas mal-postos, a solução do tipo $x = A^{-1}y$ sendo A^{-1} a Pseudo-Inversa de Moore-Penrose, em geral não vai encontrará o resultado desejado devido â presença de ruído, levando à necessidade da aplicação de métodos de regularização, que tentam minimizar um funcional do tipo:

$$y_{LS} = argmin(||y - Ax||_2) \tag{3.49}$$

Regularização de Tikhonov

A regularização de Tikhonov é um dos métodos mais conhecidos e mais antigos para a solução de problemas mal-postos. Ele consiste em minimizar a funcional:

$$y_{LS} = argmin(||y - Ax||_2^2 + \lambda^2 ||Ly||_2^2) \tag{3.50}$$

onde L é a matriz de regularização e λ é o parâmetro de regularização.

A escolha dos parâmetros de regularização pode ser feita utilizando várias técnicas. As utilizadas neste trabalho foram a Curva-L e a Validação Cruzada Generalizada.

4 ALGORÍTIMO DE BORN ITERATIVO DISTORCIDO

Neste capítulo será descrita a implementação do algorítimo de Born Iterativo Distorcido. Primeiramente é discutida a discretização da equação do espalhamento encontrada na Seção 3.2. A equação 3.46 representa a aproximação de Born de primeira ordem, e a sua discretização resulta em um sistema linear na forma da equação 3.48, e pode então ser resolvido utilizando técnicas conhecidas como a regularização de Tikonov.

Em seguida, será discutida a implementação do algorítimo de Born de primeira ordem, e então será discutida a implementação do algorítimo utilizando múltiplos núcleos da CPU e com a utilização da GPU.

Na seção 4.4 sera descrito o algorítimo de Born Iterativo Distorcido. Em seguida será descrita a implementação do algorítimo DBIM. Por fim, na seção 4.6, será apresentada a metodologia para produzir os dados utilizados para o teste dos algorítimos implementados.

Por uma questão de comodidade, os algorítimos foram implementados em duas dimensões e considerando o campo incidente como uma onda plana com o intuito de facilitar o teste dos mesmos, porém não há qualquer razão que os algorítimos não possam ser facilmente adaptados para versões tridimensionais.

4.1 Discretização da equação do espalhamento

Na Seção 3.2 foi demonstrada a equação para o problema do espalhamento. Agora será mostrada uma versão discretizada da equação 3.46 com o intuito de montar um sistema linear que pode ser resolvido utilizando alguma técnica de regularização como a regularização de Tikonov.

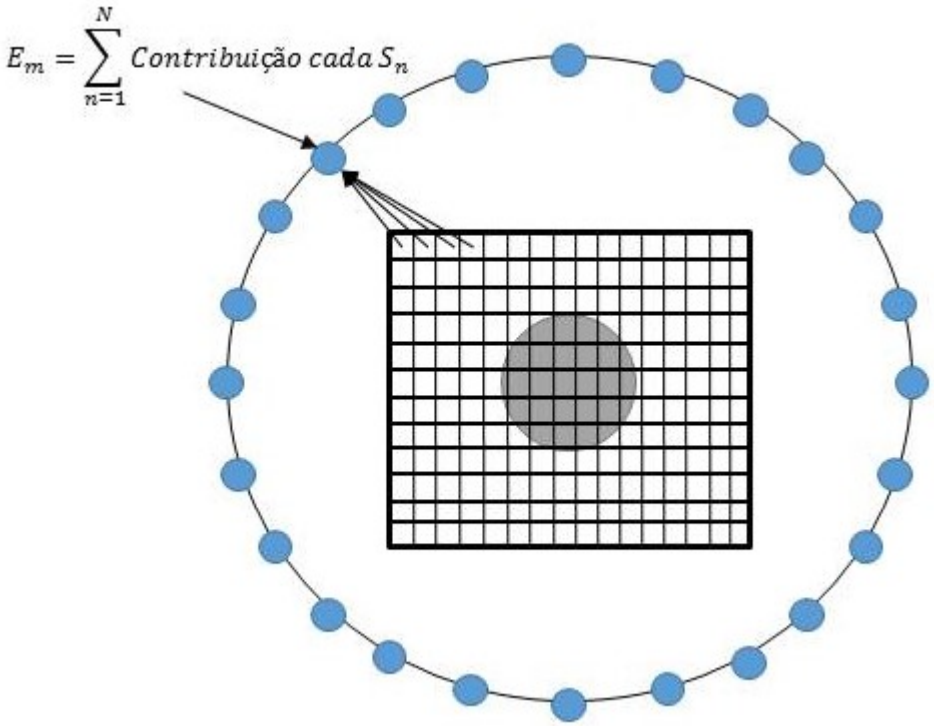
Observando a equação 3.1, os valores de $E_{inc}(r_t)$ e $E(r_t)$ são conhecidos, resultando em:

$$E_{scat}(r_t) = j\omega\mu_b \int_{S_i} \tau(r'_t) E_{inc}(r'_t) G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t}) dr' \tag{4.1}$$

Deseja-se encontrar um sistema de equações da forma $A.x = b$. Vamos então dividir a região de integração S_i(região de investigação) em N subdivisões S_n. A ideia aqui, é assumir que o campo espalhado no ponto r_t vai ser igual a soma dos campos espalhados por cada subdivisão S_n(figura 14).

O objetivo é encontrar o valor de $\tau(r_t)$, para isso, vamos admitir τ_n = constante no interior de cada subdivisão S_n, desta forma podemos retirar o termo τ de dentro da integral da

Figura 14 – Seção transversal: Discretização de S_i



Fonte: próprio autor.

equação 4.1, resultando em:

$$E_{scat}(r_t) = \sum_{n=1}^{N} \tau_n j\omega\mu_b \int_{S_n} E_{inc}(r'_t) G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t}) dr' \tag{4.2}$$

Considerando M como o número de receptores, vamos definir b_{mn} como:

$$b_{mn} = j\omega\mu_b \int_{S_n} E_{inc}(r'_t) G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t}) dr' \tag{4.3}$$

e então pode-se reescrever a equação 4.1 como:

$$\sum_{n=1}^{N} b_{mn}\tau_n = E_m \tag{4.4}$$

em que E_m é o campo espalhado medido no receptor de índice m.

Reescrevendo a equação 4.4 na sua forma matricial, obtemos uma notação mais familiar para a resolução de sistemas lineares:

$$[B]\tau = e \tag{4.5}$$

em que $e = [E_1, E_2, \ldots, E_m, \ldots, E_M]$, $\tau = [\tau_1, \tau_2, \ldots, \tau_n, \ldots, \tau_N]$,e B é uma matriz $N \times M$ em que b_{mn} é o elemento da linha m, coluna n. Com isto, temos uma versão discretizada do problema do espalhamento inverso, no qual os valores do vetor e e matriz B são conhecidos, e desejamos encontrar τ.

4.2 Implementação do algorítimo de Born de primeira ordem

Vamos agora estender a ideia da equação 4.4 para o caso de múltiplas fontes. Suponhamos que possuímos um numero S de fontes. O número de medições que realizaremos será $S \times M$, onde M é o numero de medições para cada fonte S. Vamos então reescrever a equação 4.2 da forma

$$\sum_{n=1}^{N} b_{mn}^{s} \tau_n = E_m^s \tag{4.6}$$

em que b_{mn}^s é descrito pela equação 4.3 para o campo incidente s, e E_m^s é o campo espalhado medido pelo receptor m para a fonte s. Podemos finalmente reescrever a equação 4.4 na sua forma matricial:

$$\overbrace{\begin{bmatrix} b_{11}^1 & b_{12}^1 & \cdots & b_{1n}^1 & \cdots & b_{1N}^1 \\ b_{21}^1 & b_{22}^1 & \cdots & b_{2n}^1 & \cdots & b_{2N}^1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ b_{m1}^1 & b_{m2}^1 & \cdots & b_{mn}^1 & \cdots & b_{mN}^1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ b_{M1}^1 & b_{M2}^1 & \cdots & b_{Mn}^1 & \cdots & b_{MN}^1 \\ b_{11}^2 & b_{12}^2 & \cdots & b_{1n}^2 & \cdots & b_{1N}^2 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ b_{m1}^s & b_{m2}^s & \cdots & b_{mn}^s & \cdots & b_{MN}^s \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ b_{M1}^S & b_{M2}^S & \cdots & b_{Mn}^S & \cdots & b_{MN}^S \end{bmatrix}}^{\text{Matriz } b_{mn}^s \text{dimensão } (S.M)\times N} \cdot \overbrace{\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \vdots \\ \tau_n \\ \vdots \\ \tau_N \end{bmatrix}}^{\text{Matriz } \tau \text{ dimensão } 1\times N} = \overbrace{\begin{bmatrix} E_1^1 \\ E_2^1 \\ \vdots \\ E_m^1 \\ \vdots \\ E_M^1 \\ E_1^2 \\ \vdots \\ E_m^s \\ \vdots \\ E_M^S \end{bmatrix}}^{\text{Matriz } E_m^s \text{ dimensão } 1\times(S.M)} \tag{4.7}$$

A matriz b_{mn}^s pode ser calculada utilizando a equação 4.3, e a matriz E_m^s é encontrada realizando as simulações. Foi feito um algoritmo no Matlab para geração da matriz b_{mn}^s. Para resolver o problema inverso e encontrar a matriz τ, foi utilizada a biblioteca *Regularization Tools* (HANSEN, 2007).

4.3 Implementação do algoritimo de Born de primeira ordem em paralelo

Da equação 4.2, percebe-se que o cálculo de cada elemento da matriz B pode ser feito de forma independente, podendo ser feito em paralelo. A arquitetura inerente às GPUs, capazes

de realizar em paralelo uma grande quantidade de processamento sobre dados massivos, torna a GPU uma ferramenta ideal para o algorítimo apresentado.

Foram implementadas duas versões do algorítimo 1 onde a característica independente da equação 4.2 era aproveitada. Na primeira implementação em paralelo, cada iteração do for responsável pelas subdivisões da $mesh$ era feito por um núcleo da CPU. Na Segunda implementação, cada iteração era realizada por um núcleo da GPU.

A parte do programa responsáveis pelo método de regularização foi implementada utilizando a biblioteca $Regularization\ Tools$, que é implementado de forma sequencial, e não foi alterado para esse trabalho.

4.4 Metodo de Born Iterativo Distorcido

Nos casos para espalhadores fracos, onde o campo espalhado é muito menor que o campo incidente, o problema do espalhamento inverso pode ser resolvido utilizando a aproximação de Born de primeira ordem, porém quando os critérios para que a aproximação seja valida não são satisfeitos, as reconstruções têm performance não satisfatórias, e falham em encontrar os valores da permissividade. Neste caso, as não linearidades do problema do espalhamento tem de ser levadas em consideração. Para a solução destes problemas ,pode ser utilizado o método de Born iterativo distorcido(CHEW; WANG, 1990), descrito abaixo:

$$E_{scat}(r_t) = j\omega\mu_b \int_{S_i} \overbrace{\underbrace{\tau(r'_t)}_{\text{word or phrase}} \underbrace{\underbrace{E(r'_t)}_{\text{word or phrase}} \underbrace{G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t})}_{\text{word or phrase}}}_{\text{word or phrase}}}^{\text{integrando}} dr' \tag{4.8}$$

1. Na iteração $k = 0$ resolvese o problema inverso utilizando a primeira aproximação de Born para encontrar uma primeira aproximação do potencial de espalhamento τ^0.

2. Para $k > 0$ resolver o problema direto utilizando a última reconstrução da permissividade τ^{k-1} para encontrar o campo $E^{k-1}(r_t)$ no interior da região de investigação S_i e nos pontos de medição, e calcular a função de Green $G_{2D}(\frac{r_t}{r'_t}, \epsilon^{k-1})$ para esta nova distribuição τ^{k-1}.

3. Substituir a nova função de Green e o campo no interior do objeto no integrando da equação 4.8 e encontrar uma nova distribuição do potencial de espalhamento τ^k de forma similar â descrita na Seção 4.2.

4. Repetir a etapa (2) para calcular o campo nos pontos de medição com a nova distribuição τ^k. Com este campo calculado, é calculado o erro residual relativo(RRE). E se este for menor que um certo critério de parada ou maior que a iteração anterior, o processo chega ao final, se não volta â etapa (2).

O objetivo do algorítimo DBIM é resolver o problema inverso iterativamente atualizando o integrando da equação 4.8. Alguns pontos a se destacar são que nesta abordagem tanto o problema inverso quanto direto devem ser resolvidos em todas as iterações, e que o calculo da função de Green deve ser feito de forma diferente da apresentada na Seção 3.2, pois na Equação 3.45, o cálculo da função de Green é feito considerando o meio como homogêneo.

4.5 Implementação do algorítimo DBIM

A Figura 15 contém o diagrama de fluxo do algorítimo implementado. Cada uma das etapas serão detalhadas a seguir:

1. Na primeira etapa é calculada uma primeira estimativa para a distribuição da permissividade utilizando o mesmo algorítimo demonstrado na Seção 4.2.

2. O cálculo do problema direto foi feito utilizando a ferramenta $Live\ Link$ do $software$ Comsol Multiphysics, que permite o controle do $software$ através de comandos no Matlab. O procedimento consiste em exportar a distribuição de permissividade encontrada na iteração $k-1$, efetuar a simulação, e recuperar o valor do campo no centro de cada subdivisão da $mesh$.

3. O cálculo da nova função de Green foi feito seguindo a metodologia descrita em (PASTORINO, 2010) para o cálculo da função de Green em meios não homogêneos.

4. Nesta etapa a nova distribuição da permissividade é calculada de forma similar â etapa (1), pois agora o campo $E^{k-1}(r_t)$ e a função de Green são considerados constantes no interior da $mesh$, assim, podendo sair da integral:

$$b^k_{mn} = j\omega\mu_b E^{k-1}_{inc,n} G^{k-1}_{2D,n} \int_{S_n} dr' \tag{4.9}$$

   A equação 4.9 é utilizada para formar um sistema de equações que então é resolvido utilizando a biblioteca $Regularization\ Tools$. Percebe-se que agora a integral calcula apenas a área de cada célula da $mesh$. Essa área é calculada apenas uma vez na primeira iteração e o valor é utilizado nas demais iterações, pois a área se mantém constante.

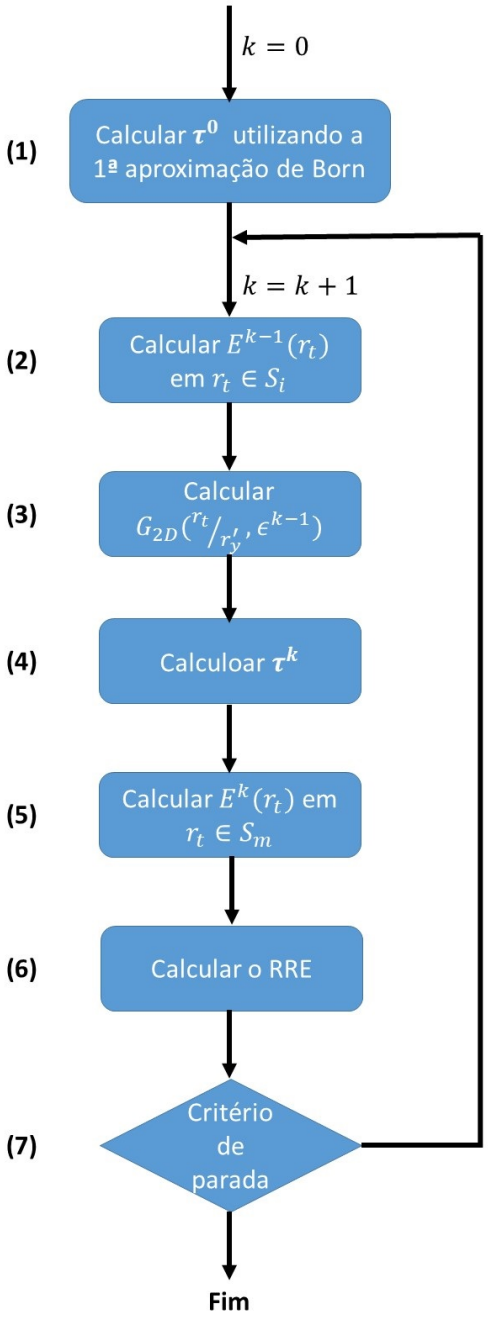
5. De posse da nova distribuição de permissividade, o Comsol $Live\ Link$ é novamente utilizado, agora para calcular o campo na posição dos receptores.

6. Com o campo gerado pela nova distribuição de permissividade, é calculado o erro residual segundo a equação:

$$RRE = \frac{\sum_{m=1}^{M} |E^m_{scat,medido} - E^m_{scat,k}|}{\sum_{m=1}^{M} |E^m_{scat,medido}|} \tag{4.10}$$

7. Se o erro residual atingir o critério de parada ou aumentar o processo é terminado, do contrário o algorítimo volta para etapa (2).

Figura 15 – Diagrama de fluxo do algorítimo DBIM implementado.



Fonte: próprio autor.

4.6 Geração dos dados de teste

A geração de dados simulados para validação do algoritmo é de extrema importância para este trabalho. Sem isto, estaríamos limitados aos escaços experimentos já realizados para testar o algoritmo. Além disso, a obtenção de dados simulados oferece a oportunidade de testarmos o algoritmo com um largo conjunto de situações, podendo por exemplo, mudar facilmente as propriedades dielétricas do alvo, ou mudar a disposição das antenas, algo que consumiria um

bom tempo para ser realizado em laboratório.

Para a geração dos dados, foi utilizado o software Comsol, que utiliza a técnica de elementos finitos (MALKUS, 1988) para calcular o campo espalhado.

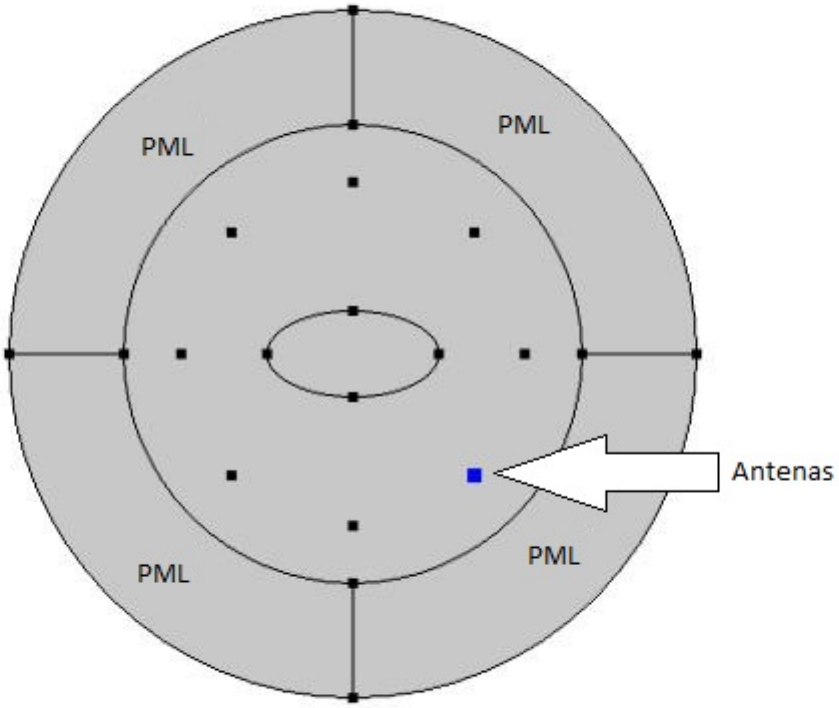
Os dados foram gerados, conforme mostrado por Ritter(FIDDY, 2014), variando a permissividade elétrica(ϵ_r) para valores da mama encontrados na literatura. Para os testes do algorítimo de Born de primeira ordem, foram considerados os seguintes casos:

- Foi avaliado o desempenho da aproximação de Born com relação à quantidade de antenas utilizadas, com reconstruções para 10, 26 e 72 antenas.
- Foi feita a reconstrução de fantoma da mama submergido em um meio de casamento de impedância entre a mama e as antenas. Foi considerado xarope de milho como casador de impedância entre a antena e a mama(BINDU et al., 2006).

Para o teste do algorítimo de DBIM, foi considerado o mesmo caso da mama submergida em um líquido casador de impedância.

Em seguida, os dados dos campos elétricos nas posições das antenas foram exportados de forma que pudessem ser reconhecidos pelo software Matlab(MATLAB, 2010), onde o algoritmo foi desenvolvido. Nas imagens 16 e 17, pode ser visto um exemplo das configuraçãos utilizada para as simulações, e o campo elétrico resultante para uma das fontes nesta configuração.

Figura 16 – Modelo de simulação no Comsol. A PML($Perctly\ Matched\ Layer$) é uma camada de absorção utilizada para simulação, e os pontos ao redor da elipse representam as antenas.



Fonte: próprio autor.

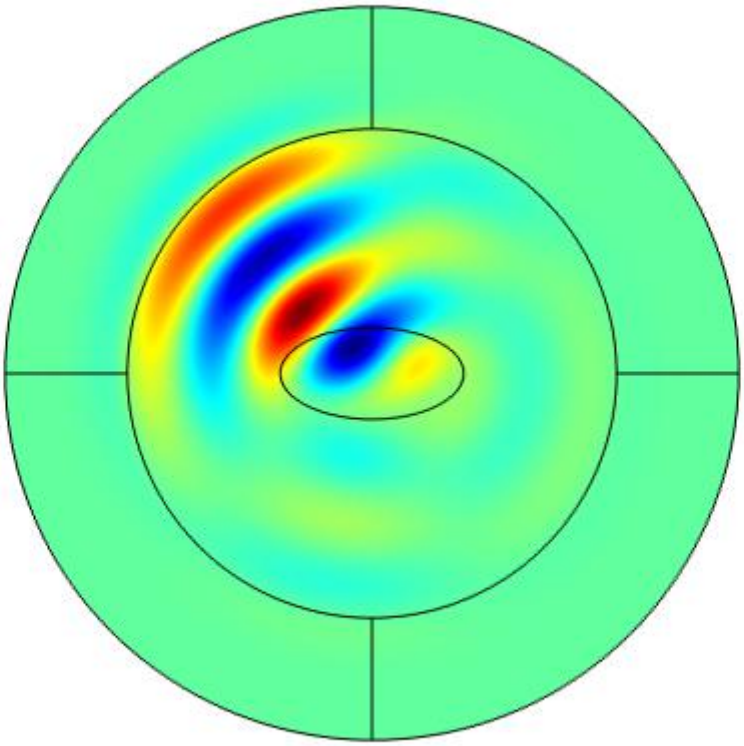


Figura 17 – Comsol: Campo E_z

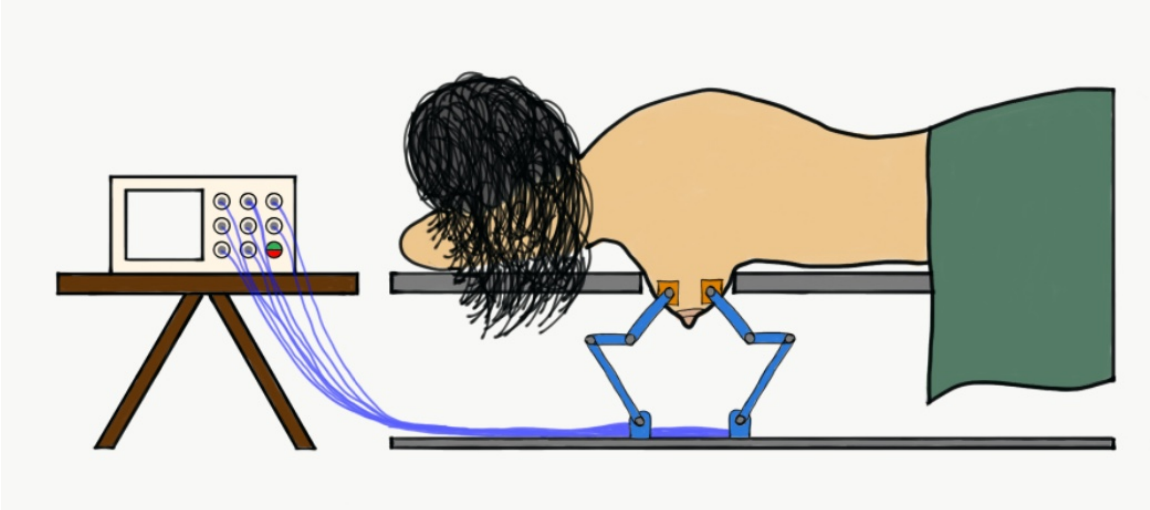
Fonte: próprio autor.

5 TOMÓGRAFO

Nesta parte do trabalho, é descrito o protótipo de um tomógrafo multi-estático adaptável ao usuário. O sistema consiste de 8 antenas apodadas por braços móveis, que possibilitam a mudança da posição das antenas. Nesse arranjo, é possível obter a posição exata das antenas no momento da medição.

Como pode ser visto na figura 18, o sistema completo consiste de uma maca adaptada com um espaço para a paciente posicionar a mama. A paciente se deita em posição de proma na maca, com a mama posicionada para baixo. A antenas então são posicionadas manualmente, de forma que fiquem próximas a paciente e são feitas as medições. Em seguida, existe a possibilidade de mudar o posicionamento das antenas e efetuar mais medições, obtendo assim mais informações para a reconstrução da imagem, sem a necessidade de mais antenas.

Figura 18 – Desenho do sistema proposto



Fonte: próprio autor.

Bourqui descreve em um dos trabalhos que serviram de inspiração para este protótipo um sistema em que uma antena é posicionada por motores ao redor da mama(figura 9), e faz medições da reflexão em diversos pontos (BOURQUI; SILL; FEAR, 2012). Bourqui destaca a habilidade de posicionar o sensor em um numero virtualmente infinito de posições como um atrativo em termos da adaptabilidade ao paciente e da performance da reconstrução.

O nosso grupo de pesquisa desenvolveu um protótipo preliminar em que as antenas eram fixas de forma circular (FERREIRA, 2018). Nesse protótipo, os pares de antenas são selecionados utilizando dois multiplexadores de micro-ondas conectados a um analisador de rede. O analisador, então, realiza a leitura e encaminha para o computador que processa o sinal. O $software$ desenvolvido para este presente trabalho foi utilizado para controlar a leitura das antenas do protótipo preliminar. Para testar o sistema de automação, foram feitas medidas com e

sem a presença de objetos entre as antenas. Nos testes foi possível observar uma diferença nas medidas (Figura 20).

Figura 19 – Tomografo reportado por Silva.

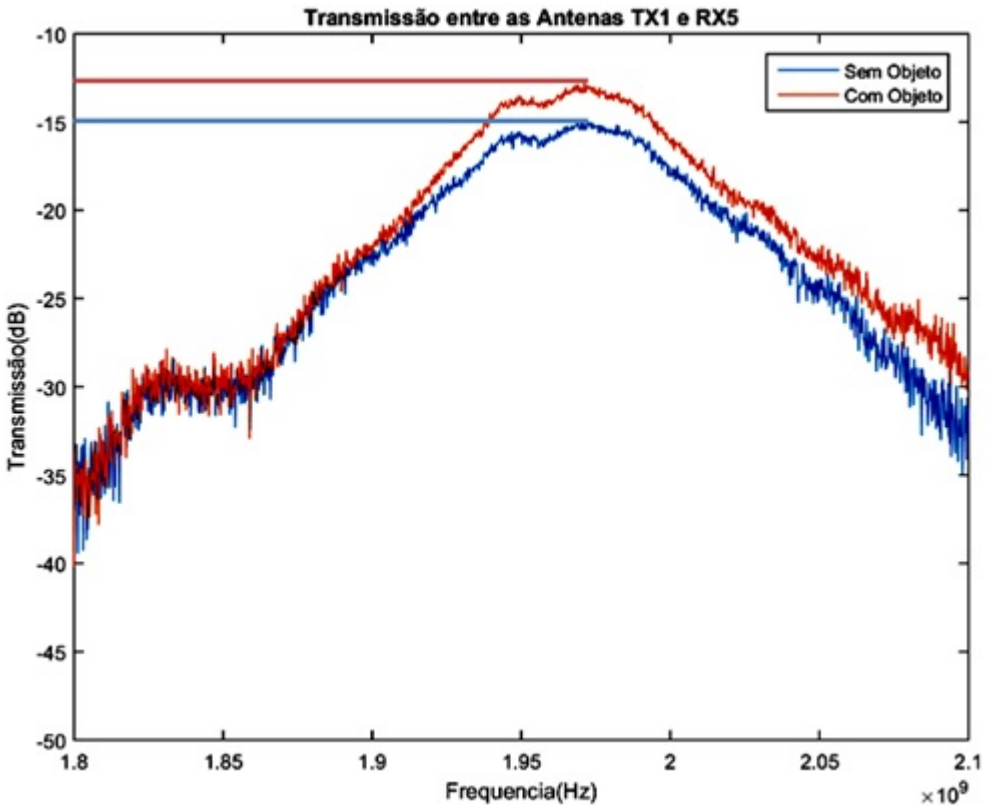
Fonte: (FERREIRA, 2018).

O protótipo desta dissertsção foi desenhado com a ajuda de $software$ CAD e suas peças foram feitas em uma impressora 3D. A base foi feita em acrílico transparente para facilitar a visualização. O sistema proposto consiste de 8 antenas, 4 emissoras e 4 receptoras. As antenas escolhidas foram antenas $Bow - tie$ tradicionais, devido a seu bom desempenho, pequeno tamanho e fácil fabricação. As antenas são ligadas a dois $switches$ de estado sólido para micro-ondas, que são conectados a um analisador de redes. Um esquema deste protótipo pode ser visto na Figura 21.

5.1 O tomografo

O protótipo do tomógrafo proposto funciona da seguinte forma: braços "passivos"apoiam as antenas e cada posição das antenas é resgatada de acordo com o ângulo de rotação de cada uma das articulações dos braços. Os braços são chamados de passivos pois não são motorizados. Cada braço é posicionado manualmente pelo operador. O ângulo de rotação é capturado por potenciômetros que funcionam como $encoders$ para os ângulos, isto é, o ângulo é determinado

Figura 20 – Perda de transmissão medida entre a antena transmissora 1 (TX1) e a antena receptora 1 (RX5), com e sem a presença de obstaculo.



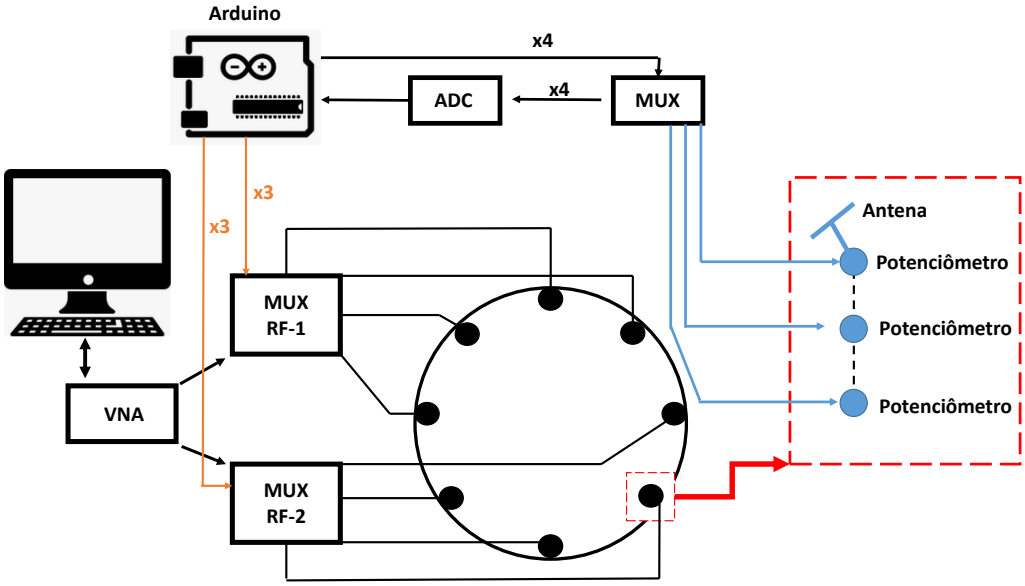
Fonte: (FERREIRA, 2018).

de acordo com a tensão entre os terminais neutro e o intermediário do potenciômetro, com a tensão entre o neutro e o positivo sendo de $5V$.

As tensões nos potenciômetros são medidas e enviadas para o computador. O software rastreia em tempo real a posição das antenas, sabendo assim a posição das antenas no instante que é feita a medida pelo analisador de rede. O mesmo software responsável por identificar a localização das antenas também controla o $switch$ e o analisador de redes. São selecionadas automaticamente quais antenas estão ativas e é enviada a ordem ao VNA para serem feitas as medições da reflexão de cada antena e da transmissão para cada par de antenas. Todos os resultados são armazenados juntos com a posição de cada antena no momento de cada medição para em seguida serem usados pelo software de reconstrução. A posição dos braços é observada em todas as medições das antenas pois pode haver movimento do paciente entre as medições modificando a posição das antenas.

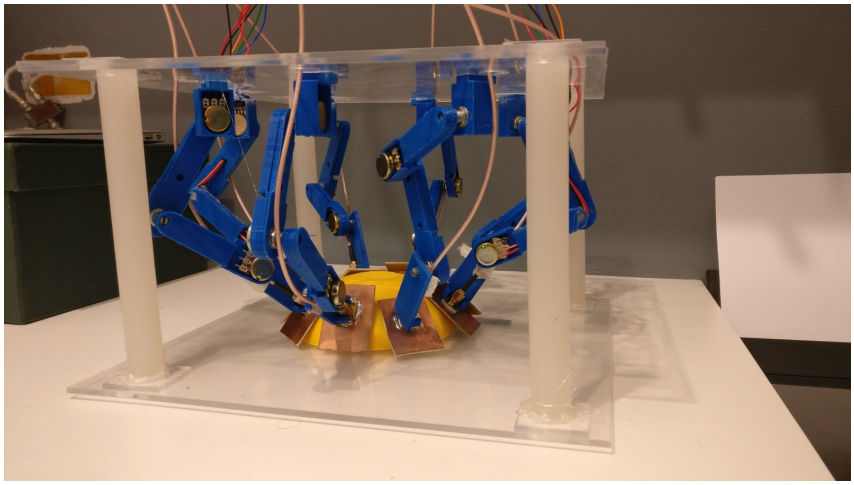
Na figura 22 pode ser observada uma primeira versão do protótipo com 8 braços. Vale ressaltar que, numa futura versão a ser usada em pacientes, os braços de sustentação das antenas ficaram apoiadas na base inferior com a paciente na parte superior. Porém, por comodidade, este protótipo foi montado de forma invertida para facilitar seu manuseio.

Figura 21 – Esquema do protótipo desenvolvido.



Fonte: próprio autor.

Figura 22 – Foto do protótipo construído.



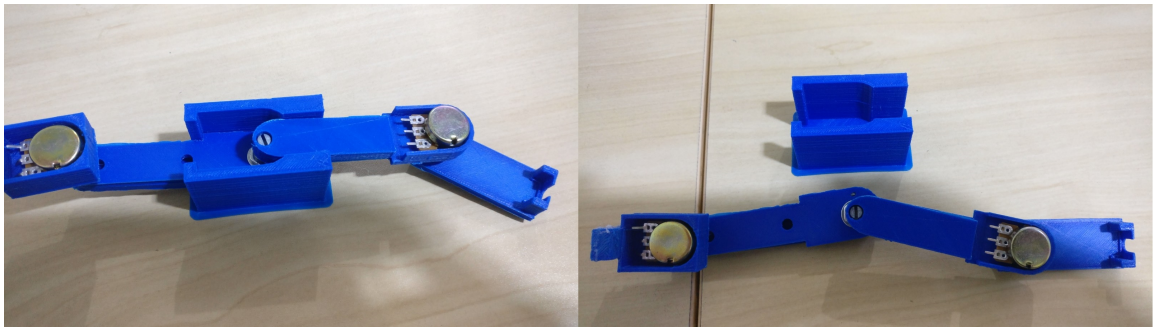
Fonte: próprio autor.

5.1.1 Calibração do posicionamento

São efetuadas medidas de calibração para correlacionar um ângulo a uma tensão medida no potenciômetro. A articulação é posicionada em certos ângulos conhecidos e são feitas as medidas. Essas medidas de calibração são ajustadas a uma equação de segundo grau. Este processo é repetido para todas as articulações e todos os braços devido a sutis diferenças entre os potenciômetros. O usuário pode então salvar esta calibração via o $software$ do tomógrafo, para ser utilizada posteriormente.

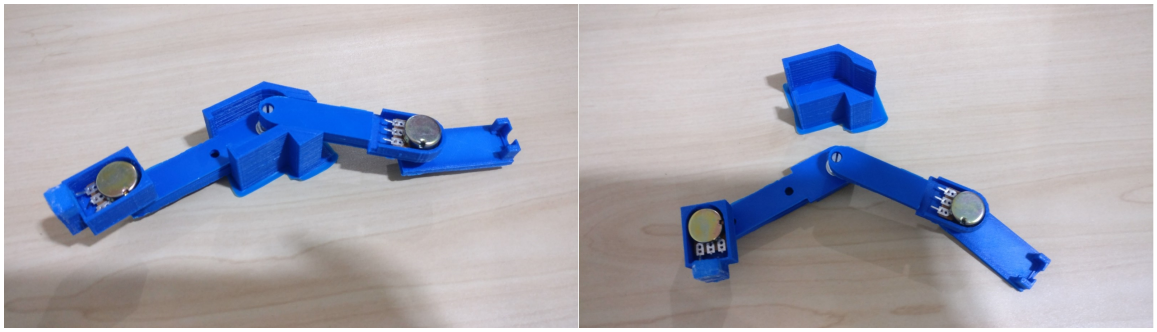
Foram confeccionadas peças para colocarmos as articulações nos ângulos desejados

Figura 23 – Peça de calibração a 180 graus.



Fonte: próprio autor.

Figura 24 – Peça de calibração a 135 graus.



Fonte: próprio autor.

durante a fase de calibração. Nas Figuras 23 e 24 podem ser observadas as peças confeccionadas para calibração a $180°$ e $135°$.

5.1.2 Analisador de redes

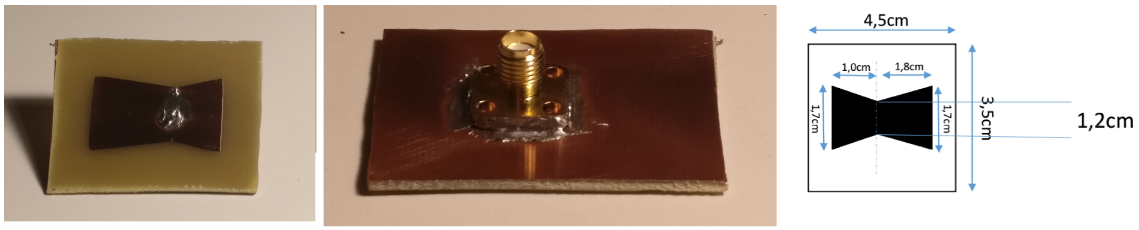
O analisador de redes utilizado foi o MiniVNA Tiny, da MRS. Ele tem como suas vantagens o seu tamanho e o seu custo, porém acabou por ser um fator limitante do projeto devido a sua faixa de operação, entre 1MHz e 3GHz, e a baixa repetibilidade das suas medições, apresentando bastante ruído. O $software$ de operação do analisador possui uma versão que pode ser operada via o terminal do sistema operacional, o que possibilita a automatização das medidas. Esta característica foi utilizada no $software$ desenvolvido para o tomógrafo. O VNA é capaz de medir a perda de retorno(S_{11}) e o coeficiente de transmissão(S_{12}).

5.1.3 Antena Bow-Tie

Para o protótipo proposto, foram escolhidas antenas $Bow - Tie$. A antena foi feita de forma similar à antena proposta por Khalil em seu trabalho (Muhammd Hassan Khalil; JIADONG, 2013). Khalil justifica a escolha da antena devido a sua eficiência na região de campo próximo. Entre outras razões para escolha desta antena estão o seu tamanho e sua fácil fabricação.

O modelamento e simulação da antena foi feito pelo $software\ HFSS$, da $Ansoft$. A antena foi projetada com o substrato FR4, impedância característica de 50Ω e frequência de ressonância em 2.4GHz. As suas dimensões foram otimizadas para redução de tamanho e aumento da eficiência via simulações. As dimensões finais podem ser observadas na figura 25. A frequência utilizada foi escolhida com o intuito de diminuir o tamanho físico das antenas(maior frequência resulta em menor tamanho), respeitando a limitação imposta pelo analisador de rede utilizado, que tem seu alcance até 3GHz. Vale ressaltar que a frequência escolhida está na faixa de frequência reportada na literatura como apropriada para imageamento da mama (LAZEBNIK et al., 2007a), assim como também se encontra na faixa de frequência determinada pela agência de telecomunicações norte americana como apropriada/reservada para utilização em aplicações médicas(FCC, 2018).

Figura 25 – Antena Bow-Tie fabricada.



Fonte: próprio autor.

5.1.4 Switches

Para a montagem do tomógrafo foram utilizados 2 $switches$ para micro-ondas entre o VNA e as antenas. São os $switches$ de estado solido HMC253ALC4(Figura 26) da $AnalogDevices$ (ANALOGDEVICES, 2018) que faz uma multiplexação 1 para 8, onde as portas ativadas são determinadas por 3 entradas digitais. O $switch$ é bi-direcional, podendo assim ser ligado tanto nas antenas transmissoras como receptoras. A utilização deste equipamento foi reportada por Bashiri em seu trabalho (BASHRI; ARSLAN, 2018). Bashiri cita a necessidade de componentes pequenos no desenvolvimento de equipamentos portáteis para imageamento, e descreve a possibilidade de serem usados componentes comercialmente disponíveis como forma de baratear o desenvolvimento dos esquipamentos. Bashiri procede realizando medidas para analisar a performasse dos $switches$, averiguando a perda de transmissão entre as portas, e por fim obte´m a imagem de um fantoma da cabeça como prova de conceito que os $switches$ podem ser de fato utilizados em aplicações de imageamento.

Vale ressaltar a necessidade de se fazer várias calibrações do analisador de redes, uma para cada par de antenas de entrada e saída do sistema, devido a sutis diferenças entre as perdas de transmissão entre as diferentes portas no $switch$, conforme observado por Bashiri.

Figura 26 – Switches HMC253ALC4 (ANALOGDEVICES, 2018).

Fonte: próprio autor.

6 RESULADOS

Neste capítulo serão mostrados os resultados obtidos. Inicialmente iremos mostrar os resultados para as reconstruções obtidas pelo algorítimo da primeira aproximação de Born e pelo algorítimo DBI, com objetivo de observar o desempenho dos algorítimos para imageamento da mama. Os dados para teste foram obtidos a partir de simulações numéricas, como descrito na seção 4.6. Em seguida iremos observar o desempenho com relação ao tempo de execução, comparando as implementações em CPU e GPU. Por fim iremos mostrar o desempenho da antena fabricada.

6.1 Born primeira ordem

Para a análise da performasse da aproximação de Born, primeiro foi considerado o caso para reconstrução de geometrias comuns. O objetivo foi analisar a performance do $software$ desenvolvido de forma geral, se o mesmo era capaz de reconstruir com certa fidelidade a posição e o formato do objeto, sem necessariamente se tratar do imageamento da mama. Foi observado o desempenho em função do número de antenas utilizadas. Nesta primeira análise, o meio foi considerado com permissividade relativa $\epsilon_r = 1$ e permissividade do objeto $\epsilon_r = 1.2$. O tamanho da região de investigação era de $20cm$ por $20cm$, a frequência considerada foi de $5GHz$. Em seguida, foi feita a reconstrução para o caso de um fantoma da mama mergulhado numa camada de liquido casador de impedância.

6.1.1 Reconstrução vs Numero de antenas

10 Antenas

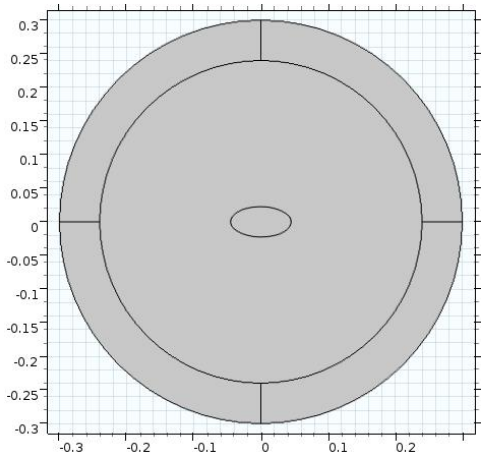
Para o caso em que o número de fontes e de receptores era igual a 10, foram obtidas imagens nas quais foi possível localizar o objeto, porém o algorítimo falhou na identificação do seu formato. Na Figura 27 obtemos a reconstrução para uma elipse. As áreas em amarelo representam os maiores valores de potencial de espalhamento e correspondem ao objeto. Observa-se que no centro das imagens reconstruídas há uma maior concentração de pontos amarelos. Na imagem reconstruída a extensão do objeto não é realista, mas a sua localização sim. Para as demais geometrias testadas, os resultados não são satisfatórios. Conclui-se que há a possibilidade de se usar uma configuração com 10 antenas para a localização do objeto alvo, porém não é adequada para identificar o formato do mesmo.

36 Antenas

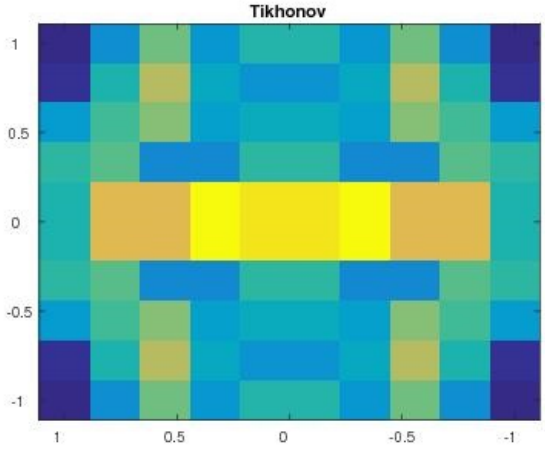
Para o número de fontes e receptores igual a 36, podemos ver os resultados para a mesma elipse do caso com 10 antenas na Figura 28. Observamos agora que os contornos do objeto são

Figura 27 – Reconstrução para 10 antenas. Na esquerda, configuração utilizada na simulação, na direita, a reconstrução. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.

(a) Simulação Comsol



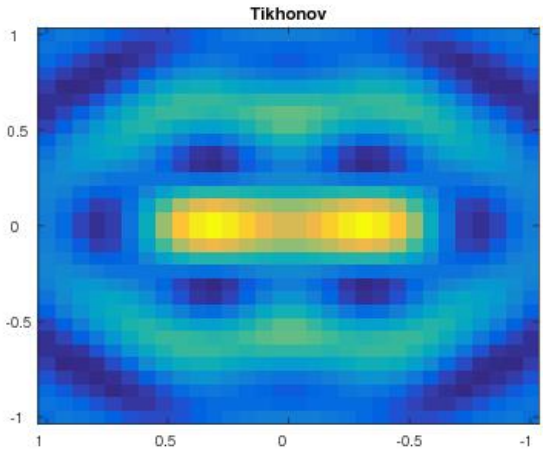
(b) Reconstrução de elipse.



Fonte: próprio autor.

mais bem definidos.

Figura 28 – Reconstrução da elipse utilizando 36 antenas. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.



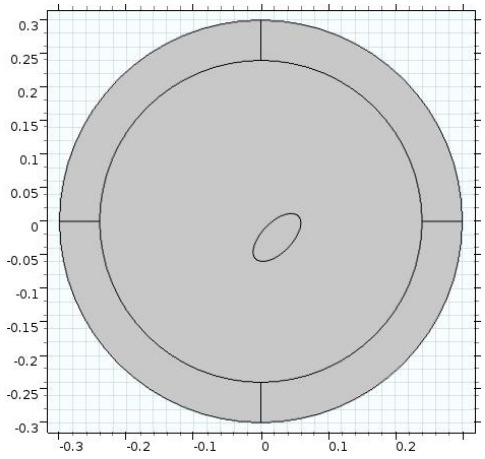
Fonte: próprio autor.

Na Figura 29, observamos os resultados para reconstrução de uma elipse com inclinação $45°$ e deslocada do centro. A localização do objeto é encontrada de forma satisfatória, porém, o formato aparenta estar um pouco distorcido.

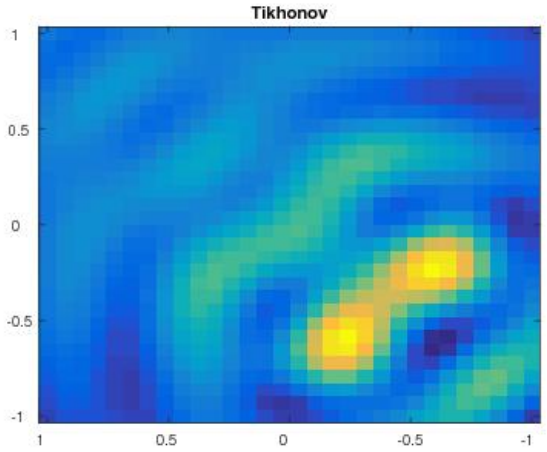
Na Figura 30, vemos as reconstruções para o caso de dois cilindros. O objetivo aqui foi observar se a possibilidade de fazer a reconstrução na presença de mais de um objeto, e se era possível fazer a distinção dos objetos. Foi possível detectar mais de um objeto utilizando uma configuração com 36 antenas, porém, é necessário observar que o tamanho dos objetos se encontra alterado.

Figura 29 – Reconstrução de elipse com angulação $45°$ deslocada do centro com 36 antenas. Na esquerda, configuração utilizada na simulação, na direita, a reconstrução. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$

(a) Simulação Comsol



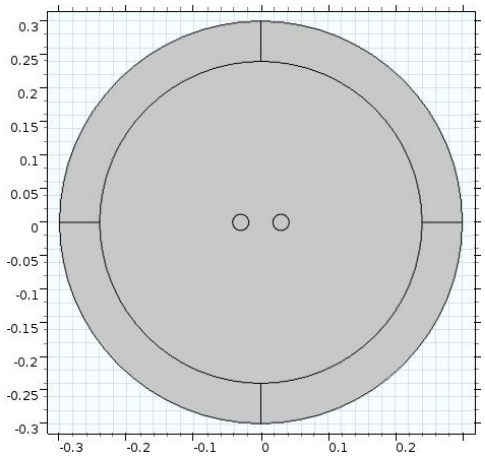
(b) Reconstrução de elipse deslicada



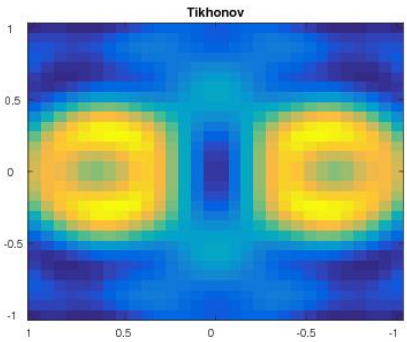
Fonte: próprio autor.

Figura 30 – Reconstrução de dois cilindros utilizando 36 antenas. Na esquerda, configuração utilizada na simulação, na direita, a reconstrução. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.

(a) Simulação Comsol



(b) Reconstrução de dois cilindros



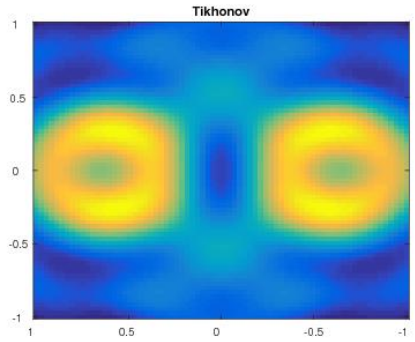
Fonte: próprio autor.

72 Antenas

Utilizando 72 fontes e receptores, também foi possível reconhecer claramente dois objetos diferentes, como vemos na Figura 31. Assim como no caso com 36 antenas, as reconstruções apresentam tamanho diferente dos objetos originais.

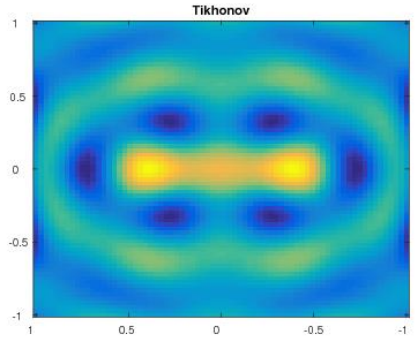
Na Figura 32, vemos a reconstrução da elipse utilizando 72 antenas. Agora temos uma situação interessante, a reconstrução possui um formato aceitavelmente semelhante ao desejado, porém a imagem possui um contraste menor se comparado ao da reconstrução com 36 antenas.

Figura 31 – Reconstrução de dois cilindros utilizando 72 antenas. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.



Fonte: próprio autor.

Figura 32 – Reconstrução de elipse utilizando 72 antenas. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.



Fonte: próprio autor.

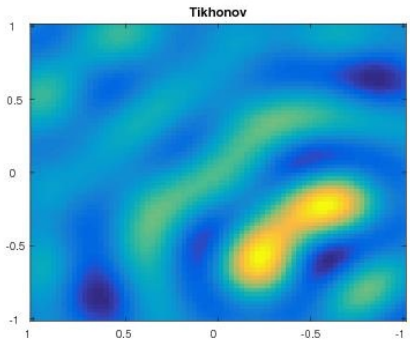
Para a configuração com 72 fontes e receptores, também foram obtidas reconstruções com resolução 30×30(figura 34). Os resultados obtidos foram similares aos com resolução 72×72.

6.1.2 Reconstrução de fantoma da mama

Foi feita a reconstrução da simulação de um fantoma da mama mergulhada em um liquido casador de impedância. Foi considerado a permissividade relativa do meio como $\epsilon_0 = 18.7$, permissividade relativa da mama $\epsilon_{mama} = 19.98$ e permissividade relativa do tumor $\epsilon_{tumor} = 34$. Estes valores foram escolhidos levando em consideração valores encontrados na literatura. Foram analisados três casos: no primeiro, o fantoma com um tumor de raio 0,75cm; um tumor de raio 0,35cm; os dois tumores presentes. Para todos os casos foi considerada uma mama de raio 4 cm.

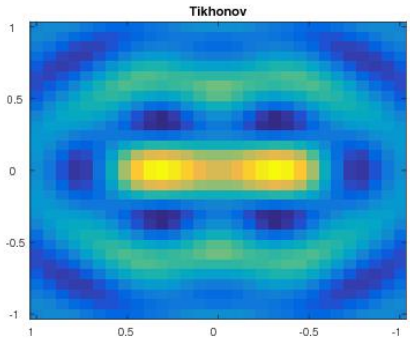
Para o primeiro e segundo caso (figuras 35a e 35b), foi possível observar um contraste entre o tecido saudável e o tecido cancerígeno, assim como obter a localização do tumor para dois tumores de tamanhos diferentes. No terceiro caso (figura 35c), foi possível observar a presença do tumor maior porém, tornou-se difícil a distinção entre o tumor menor e o tecido saudável. Observa-se que em todos os casos a aproximação de Born de primeira ordem falha em

Figura 33 – Reconstrução de elipse deslocada do centro utilizando 72 antenas. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.



Fonte: próprio autor.

Figura 34 – Reconstrução de elipse utilizando 72 antenas com saída com resolução 30×30. Área da reconstrução corresponde a $20cm$ por $20cm$.



Fonte: próprio autor.

reconstruir a parte central da mama.

Um ponto a se observar, é que uma das possíveis vantagens da tomografia por micro-ondas, é que se possa fazer a identificação do tipo de tecido a ser observado devido a obtenção dos valores da permissividade. Porém, aqui observamos que apesar de ter sido observada uma diferença entre o tecido saudável e o tecido cancerígeno, não é possível obter com precisão valores de permissividade devido a limitação da aproximação de Born de primeira ordem a casos de espalhadores fracos.

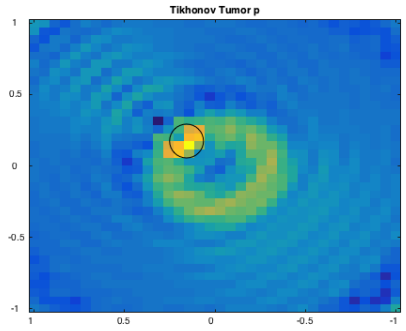
6.2 Born Iterativo Distorcido

Para o teste do algorítimo DBIM, foi considerada a reconstrução do fantoma da mama da seção anterior. A Figura 36 contém a reconstrução da parte real da permissividade. Notamos que, a permissividade encontrada para o tumor maior foi de $34,2$, e a permissividade encontrada para mama foi de 19, se aproximando bastante dos valores utilizados na simulação.

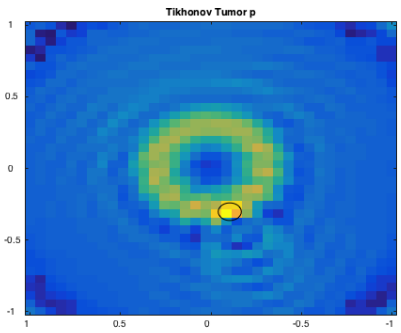
Aqui, é demonstrado a possibilidade da utilização do algorítimo DBIM para o imageamento de objetos que apresentam um alto contraste nas suas propriedades dielétricas. Foi

Figura 35 – Reconstrução do fantoma da mama, (a) tumor de raio 0,75cm na parte superior esquerda, (b) tumor de raio 0,35 cm na parte inferior direita, (c) os dois tumores presentes no fantoma

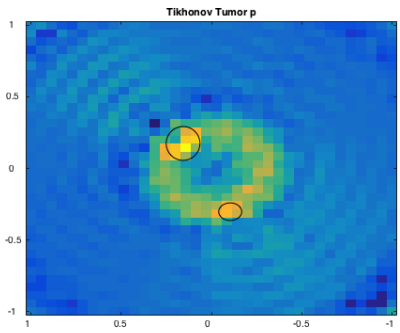
(a) Tumor maior



(b) Tumor menor



(c) Dois tumores



Fonte: próprio autor.

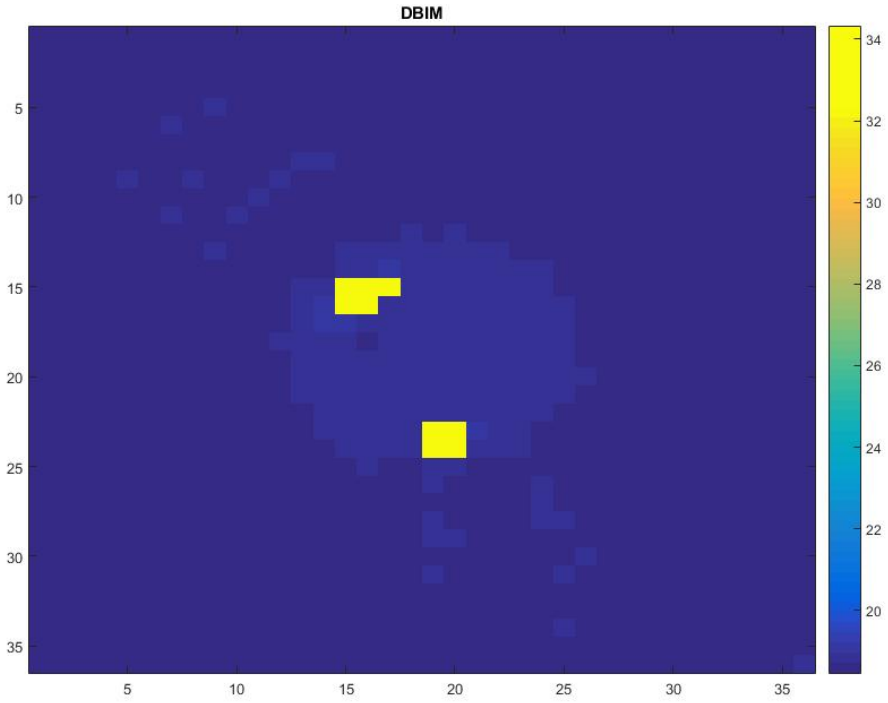
possível recuperar com certa precisão os valores da permissividade, abrindo assim, a possibilidade de diagnostico utilizando esta técnica.

6.3 Paralelismo

Os algorítimos foram implementados utilizando a CPU, paralelismo em CPU e a GPU. Os resultados foram comparados para verificar o ganho de tempo de execução relativo de cada implementação. O $hardware$ utilizado consiste de um Intel Core i7-6700, e uma NVIDIA GeForce GTX 1060. As partes do algorítimo implementadas utilizando o paralelismo foram as etapas 1, 6 e 7 do algorítimo DBIM descrito na figura 15.

A etapa 1 do algorítimo DBIM consiste no mesmo algorítimo implementado para a aproximação de Born de primeira ordem. Como a solução do problema inverso foi feita utilizando a biblioteca $Regularization\ Tools$, esta parte do algorítimo não foi implementada em paralelo, porém o seu tempo de execução é negligenciável em comparação ao restante do algorítimo. Na figura 37 observa-se o tempo de execução do algorítimo de Born de primeira ordem em função do número de subdivisões da $mesh$. Observa-se uma diminuição considerável no tempo de execução entre a implementação em CPU e a utilizando o paralelismo da CPU, porém o ganho de

Figura 36 – Reconstrução de fantoma utilizando DBIM.



Fonte: próprio autor.

performasse da implementação em GPU fica aquém do esperado. Após investigação, conclui-se que a implementação em GPU fica limitada ao tempo de transferência de dados entre a memória RAM da CPU e a memória RAM da GPU. Como pode-se observar na figura 37, a inclinação da curva da GPU é menor que a curva ferente a CPU, indicando que a maior parte do tempo de execução é ocupado pela transferência de dados, e não pelo calculo em si. Também supõe-se que o baixo rendimento se deve à forma como o paralelismo em GPU é implementado no Matlab.

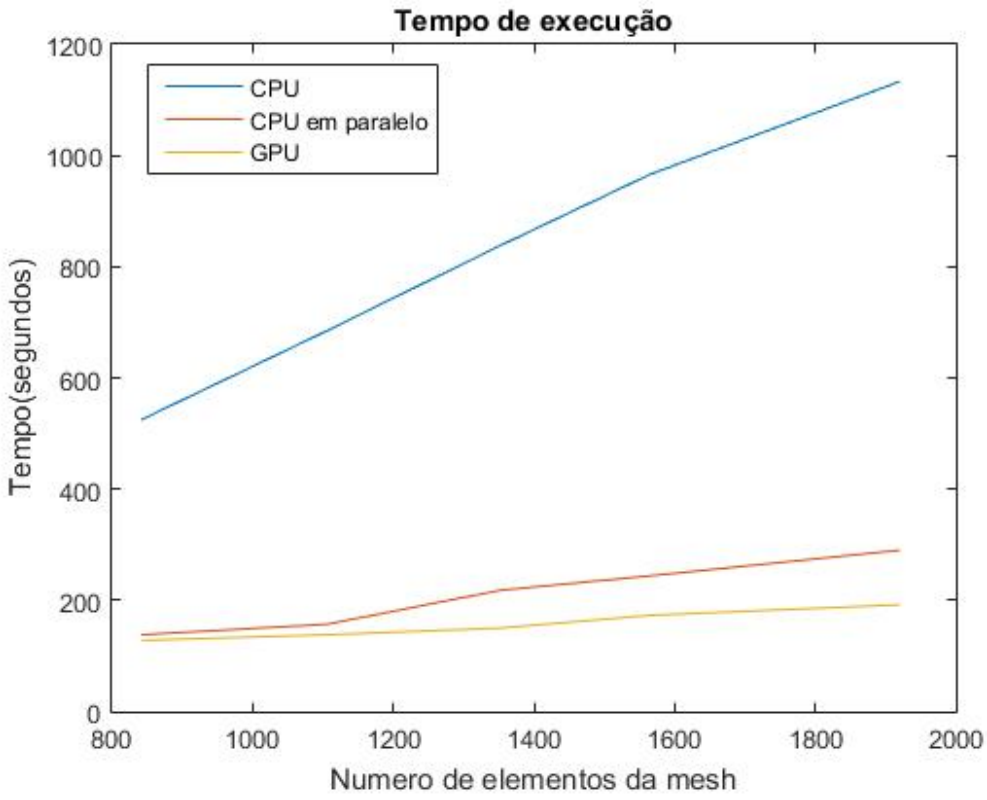
Como melhoria futura para o algorítimo implementado, pode-se minimizar o numero de transferências entre a a memoria da CPU e da GPU, para que todo o processo seja feito pela GPU. Isto pode ser alcançado implementando todas as etapas do algorítimo em GPU.

Para as etapas 6 e 7 do algorítimo implementado, não se observou ganhos utilizando a GPU. A razão disto foi o fato que a quantidade de dados a ser calculado é muito pequena, sendo assim, o tempo de transferência de dados entre a CPU e a GPU era maior que o tempo de execução dos cálculos.

6.4 Antena $Bow - Tie$

Foi projetada e fabricada uma antena $Bow - Tie$ tradicional. Khalil reportou em seu trabalho a possibilidade de se utilizar antenas $Bow - Tie$ para imageamento da mama(Muhammd Hassan Khalil; JIADONG, 2013). A escolha da frequência de operação da antena foi feita de

Figura 37 – Tempo de execução do algorítimo de Born de primeira ordem.



Fonte: próprio autor.

acordo com a faixa de operação do analisador de redes.

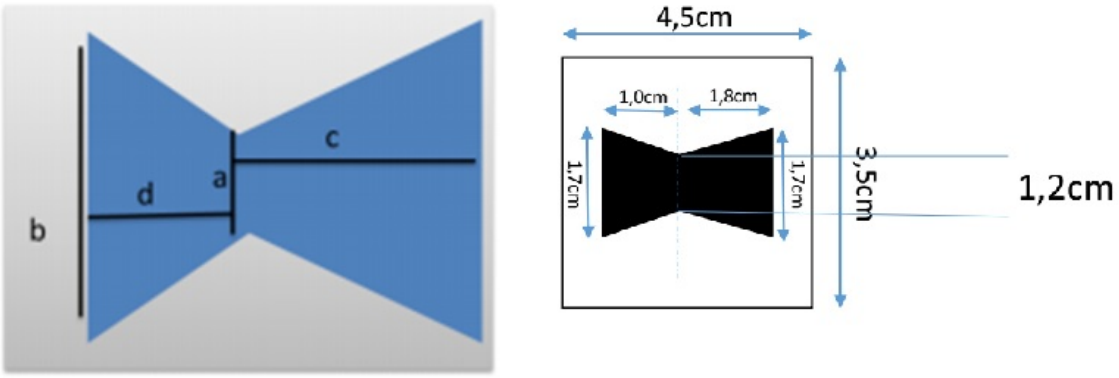
As dimensões da antena foram otimizadas utilizando o $software$ HFSS, e podem ser vistas na Figura 38. Para análise, foi considerada a menor perda de retorno para uma frequência escolhida (figura 39).

A antena projetada apresentou frequência de ressonância de $2.36GHz$ e perda de retorno de $-22.47dB$. Já a antena fabricada apresentou frequência de ressonância de $2.4GHz$ e perda de retorno de $-33.4dB$(figura 39). A ganho da antena pode ser observado na figura 40 e o diagrama de radiação na figura 41.

Por fim, na Figura 42 observa-se a perda de transmissão para a antena fabricada quando colocada de frente com outra antena a distancias de $5cm$, $10cm$ e $15cm$.

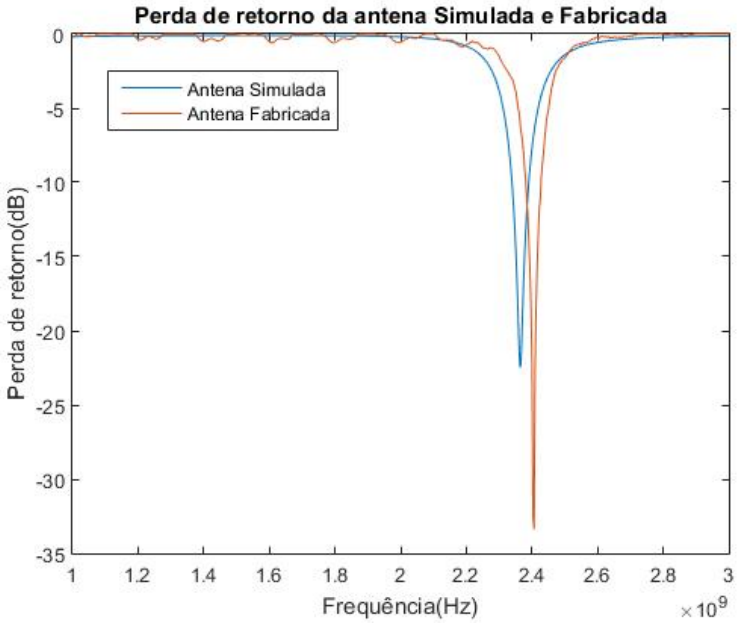
A antena fabricada apresentou bom desempenho com relação a perda de retorno e a perda de transmissão, e também apresentou frequência de ressonância próxima da projetada, mostrando-se adequada para o projeto.

Figura 38 – Dimensões da antena fabricada.



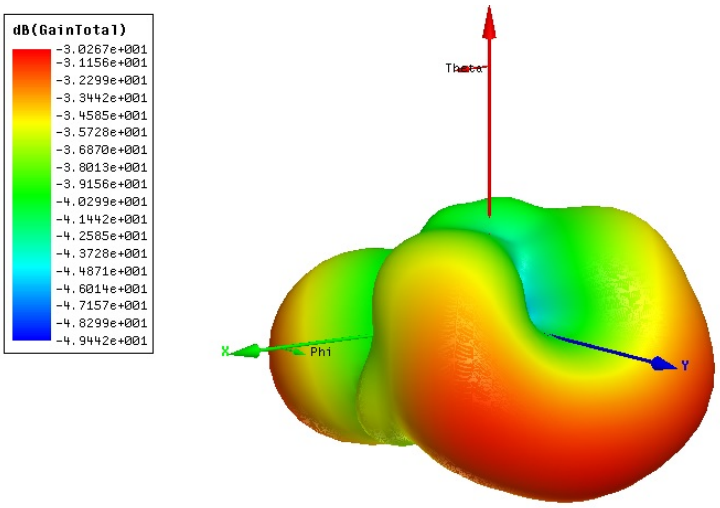
Fonte: próprio autor.

Figura 39 – Perda de retorno antena $Bow - Tie$.



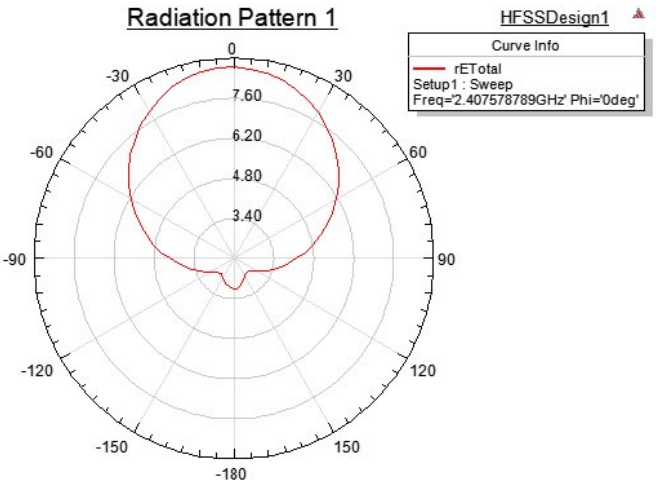
Fonte: próprio autor.

Figura 40 – Ganho da antena $Bow - Tie$. Antena com a face na direção .



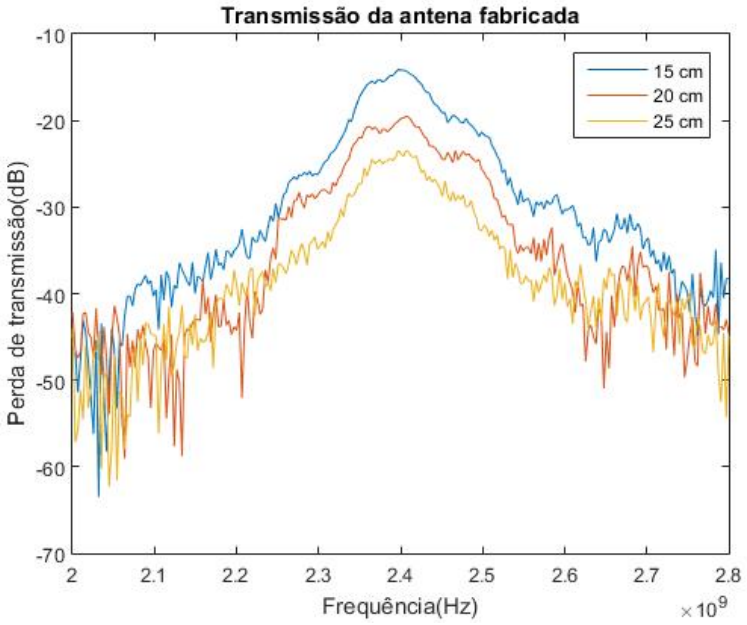
Fonte: próprio autor.

Figura 41 – Diagrama de radiação antena $Bow - Tie$.



Fonte: próprio autor.

Figura 42 – Perda de transmissão de duas antenas $Bow - Tie$ a 5cm, 10cm e 15cm de distancia.



Fonte: próprio autor.

7 CONCLUSÕES E OBJETIVOS FUTUROS

Este trabalho teve dois objetivos: o desenvolvimento de um algorítimo para reconstrução de imagens tomográficas, e o desenvolvimento de um tomógrafo de micro-ondas específico para mama humana.

Foi implementado um algorítimo utilizando o método de Born iterativo distorcido, um método já discutido na literatura, capaz de reconstruir um mapa da permissividade para alvos com alto constaste nas suas propriedades dielétricas. Foi examinado a sua viabilidade para aplicação no imageamento da mama utilizando dados de simulações numéricas, sendo capaz de reconstruir com certa fidelidade a permissividade do alvo. Foi examinada a utilização da GPU como forma de diminuição do tempo necessário para efetuar as reconstruções.

O tomógrafo desenvolvido destaca-se pelo baixo custo e pela habilidade de adaptar-se para mamas de diferentes formatos e tamanhos. O sistema de automação das medidas foi testado com uma versão preliminar do tomógrafo, fazendo medidas com e sem obstaculo, mostrando resultados esperados(FERREIRA, 2018). O sistema desenvolvido também foi capaz de obter com certa fidelidade o posicionamento das antenas no momento da medição.

Como trabalhos futuros, pretende-se aprimorar o $hardware$ desenvolvido e efetuar testes com fantomas da mama. Espera-se também aprimorar algorítimo de reconstrução implementado, com o intuito de aumentar sua eficiência computacional.

Por fim, espera-se que este trabalho tenha contribuído na busca de um tomógrafo viável para utilização na mama humana.

REFERÊNCIAS

AHSAN, S. et al. Balanced antipodal vivaldi antenna for microwave tomography. p. 316–319, 01 2015. Citado na página 18.

ANALOGDEVICES. *Data Sheet*. 2018. Disponível em: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/hmc253alc4.pdf>. Acesso em: Dez. 2018. Citado 3 vezes nas páginas 9, 46 e 47.

BAHRAMI, H. et al. Flexible sixteen monopole antenna array for microwave breast cancer detection. In: *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.]: IEEE, 2014. Citado na página 19.

BASHRI, M. S. R.; ARSLAN, T. Low-cost and compact RF switching system for wearable microwave head imaging with performance verification on artificial head phantom. *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, Institution of Engineering and Technology (IET), v. 12, n. 5, p. 706–711, apr 2018. Citado na página 46.

BINDU, G. et al. DIELECTRIC STUDIES OF CORN SYRUP FOR APPLICATIONS IN MICROWAVE BREAST IMAGING. *Progress In Electromagnetics Research*, EMW Publishing, v. 59, p. 175–186, 2006. Citado na página 38.

BOURQUI, J.; SILL, J. M.; FEAR, E. C. A prototype system for measuring microwave frequency reflections from the breast. *International Journal of Biomedical Imaging*, Hindawi Limited, v. 2012, p. 1–12, 2012. Citado 4 vezes nas páginas 11, 18, 20 e 41.

CAMPBELL, A. M.; LAND, D. V. Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, IOP Publishing, v. 37, n. 1, p. 193–210, jan 1992. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 14.

CHAUDHARY, S. P. S. et al. Dielectric properties of normal & malignant human breast tissues at radiowave & microwave frequencies. *Indian journal of biochemistry & biophysics*, v. 21 1, p. 76–9, 1984. Citado na página 13.

CHEW, W.; WANG, Y. Reconstruction of two-dimensional permittivity distribution using the distorted born iterative method. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 9, n. 2, p. 218–225, jun 1990. Citado na página 35.

CRADDOCK, I. J. et al. Development and application of a UWB radar system for breast imaging. In: *2008 Loughborough Antennas and Propagation Conference*. [S.l.]: IEEE, 2008. Citado na página 17.

FCC. *Federal Communications Commission (FCC)*. 2018. Disponível em: <https://www.fcc.gov/>. Citado na página 46.

FEAR, E.; MEANEY, P.; STUCHLY, M. Microwaves for breast cancer detection? *IEEE Potentials*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 22, n. 1, p. 12–18, feb 2003. Citado na página 13.

FERREIRA, M. S. *DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE TOMÓGRAFO POR MICROONDAS PARA IMAGEAMENTO DE TECIDOS BIOMÉDICOS*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal de Pernambuco, 2018. Citado 4 vezes nas páginas 41, 42, 43 e 59.

FIDDY, R. S. R. M. A. *Introduction to Imaging from Scattered Fields*. [S.l.]: Taylor & Francis Inc, 2014. ISBN 1466569581. Citado 2 vezes nas páginas 29 e 38.

GRZEGORCZYK, T. M. et al. Fast 3-d tomographic microwave imaging for breast cancer detection. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 31, n. 8, p. 1584–1592, aug 2012. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 18.

HADAMARD, J.; MORSE, P. M. Lectures on cauchy's problem in linear partial differential equations. *Physics Today*, AIP Publishing, v. 6, n. 8, p. 18–18, aug 1953. Disponível em: <https://doi.org/10.1063%2F1.3061337>. Citado 2 vezes nas páginas 12 e 30.

HANSEN, P. C. Regularization tools version 4.0 for matlab 7.3. *Numerical Algorithms*, Springer Nature, v. 46, n. 2, p. 189–194, nov 2007. Disponível em: <https://doi.org/10.1007%2Fs11075-007-9136-9>. Citado na página 34.

KLEMM, M. et al. Experimental and clinical results of breast cancer detection using UWB microwave radar. In: *2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*. [S.l.]: IEEE, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 19.

KLEMM, M. et al. Development and testing of a 60-element uwb conformal array for breast cancer imaging. In: . [S.l.: s.n.], 2011. p. 3077 – 3079. Citado na página 18.

LAZEBNIK, M. et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries. *Physics in Medicine and Biology*, IOP Publishing, v. 52, n. 10, p. 2637–2656, apr 2007. Citado 3 vezes nas páginas 14, 15 e 46.

LAZEBNIK, M. et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Physics in Medicine and Biology*, IOP Publishing, v. 52, n. 20, p. 6093–6115, oct 2007. Citado 3 vezes nas páginas 11, 14 e 16.

MALKUS, D. S. The finite element method and its applications (masatake mori). *SIAM Review*, Society for Industrial & Applied Mathematics (SIAM), v. 30, n. 2, p. 339–340, jun 1988. Disponível em: <https://doi.org/10.1137%2F1030076>. Citado na página 38.

MATLAB. *version 7.10.0 (R2010a)*. Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc., 2010. Citado na página 38.

MEANEY, P. M. et al. Clinical microwave breast imaging 2d results and the evolution to 3d. In: *2009 International Conference on Electromagnetics in Advanced Applications*. [S.l.]: IEEE, 2009. Citado na página 15.

Muhammd Hassan Khalil; JIADONG, X. Design the bowtie antenna for the detection of the tumor in microwave tomography. Zenodo, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 45 e 54.

ORGANIZATION, W. H. *Breast Cancer*. 2018. Disponível em: <https://www.who.int/cancer/prevention/diagnosis-screening/breast-cancer/en/>. Acesso em: 17 Dez. 2018. Citado na página 11.

PASTORINO, M. *Microwave Imaging*. Wiley-Blackwell, 2010. Disponível em: <https://doi.org/10.1002%2F9780470602492>. Citado 4 vezes nas páginas 11, 21, 27 e 36.

PAULSEN, K. et al. A clinical prototype for active microwave imaging of the breast. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 48, n. 11, p. 1841–1853, 2000. Citado 5 vezes nas páginas 8, 14, 15, 16 e 17.

PORTER, E.; COATES, M.; POPOVIC, M. An early clinical study of time-domain microwave radar for breast health monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 63, n. 3, p. 530–539, mar 2016. Citado na página 11.

SEMENOV, S. Y.; CORFIELD, D. R. Microwave tomography for brain imaging: Feasibility assessment for stroke detection. *International Journal of Antennas and Propagation*, Hindawi Limited, v. 2008, p. 1–8, 2008. Citado na página 13.

SILVA, P. Araújo da; RIUL, S. da S. Câncer de mama: fatores de risco e detecção precoce. *Revista Brasileira de Enfermagem*, Associação Brasileira de Enfermagem, v. 64, n. 6, 2011. Citado na página 11.

SIMONOV, N. et al. 3d microwave breast imaging based on multistatic radar concept system. *Journal of the Korean institute of electromagnetic engineering and science*, v. 12, 01 2011. Citado na página 16.

SIU, A. L. Screening for breast cancer: Us preventive services task force recommendation statement. *Annals of internal medicine*, Am Coll Physicians, v. 164, n. 4, p. 279–296, 2016. Citado na página 11.

SLANEY, M.; KAK, A.; LARSEN, L. Limitations of imaging with first-order diffraction tomography. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 32, n. 8, p. 860–874, aug 1984. Disponível em: <https://doi.org/10.1109%2Ftmtt.1984.1132783>. Citado na página 29.

SOCIETY, A. C. Cancer facts and figures 2018. *The Society, New York, NY, USA*, 2018. Citado na página 11.

SON, S.-H. Preclinical prototype development of a microwave tomography system for breast cancer detection. *ETRI Journal*, Wiley, v. 32, n. 6, p. 901–910, dec 2010. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 19.

WILLIAMS, T. C.; SILL, J. M.; FEAR, E. C. Breast surface estimation for radar-based breast imaging systems. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 55, n. 6, p. 1678–1686, jun 2008. Citado na página 11.