DIEGO ARMANDO CARDONA CARDENAS

INVESTIGAÇÃO DA RECONSTRUÇÃO TOMOGRÁFICA UTILIZANDO
TRANSDUTORES DISTRIBUÍDOS DE ULTRASSOM

São Paulo
2018

DIEGO ARMANDO CARDONA CARDENAS

**Investigação da reconstrução tomográfica utilizando transdutores distribuídos de
ultrassom**

Tese apresentada à Escola Politécnica da Universidade
de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em
Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Shiguemi Furuie

São Paulo
2018

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, _____ de _____ de _____

Assinatura do autor: _____

Assinatura do orientador: _____

Catálogo-na-publicação

Cardenas, Diego Armando

Investigação da reconstrução tomográfica utilizando transdutores distribuídos de ultrassom / D. A. Cardenas -- versão corr. -- São Paulo, 2018. 111 p.

Tese (Doutorado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.Ultrassonografia 2.Reflexão 3.Transmissão 4.Espalhamento
5.Tomografia por ultrassom I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t.

DIEGO ARMANDO CARDONA CARDENAS

Investigação da reconstrução tomográfica utilizando transdutores distribuídos de ultrassom

Tese apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Doutor em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Data de Aprovação: 17/01/2018

Banca Examinadora

Prof. Dr. Sérgio Shiguemi Furuie
Orientador

**Professor. Dr. Nelson Delfino d'Ávila
Mascarenhas**
Avaliador

Professor. Dr. Eduardo Tavares Costa
Avaliador

Professor. Dr. Marco Antonio Gutierrez
Avaliador

Professor. Dr. Raul Gonzalez Lima
Avaliador

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Sérgio pelo apoio e orientação.

A zetti pela paciência.

RESUMO

A Ultrassonografia é uma ferramenta que vem sendo bastante utilizada pelas equipes médicas para diagnosticar e monitorar diferentes doenças. Isto pode ser explicado pelo fato de ser não invasiva e ser livre de radiação ionizante. A tomografia por ultrassom (USCT), uma das classes de ultrassonografia, é apresentada como uma alternativa promissora, de baixo custo, na avaliação de patologias e tumores nas glândulas mamárias. Apesar disso, a eficiência dos algoritmos desenvolvidos para o USCT depende tanto dos seus parâmetros iniciais como das características dos objetos dentro do meio de propagação (refletividade, tamanho, contraste). Para melhorar os resultados dos algoritmos de USCT é comum inicializar estes algoritmos com informação anatômica da região a ser reconstruída (*Priors*). Apesar das melhoras, para baixos contrastes, os efeitos das alterações nos *Priors* sobre estes algoritmos não são claros, e além disso, não existem estudos sobre a geração e uso de *Priors* para altos contrastes. Neste trabalho foi investigada a reconstrução tomográfica quantitativa por ultrassom, desde informações provenientes da reflexão, transmissão e espalhamento das ondas de ultrassom, com o intuito de diminuir o erro nos algoritmos de USCT e gerar melhores *Priors* para múltiplos contrastes. Para este propósito, através de simulações, foram estudadas técnicas que usam a reflexão como caminho para conhecer regiões (máscara por reflexão) ou para inferir bordas dos objetos dentro do meio (Abertura Sintética de Transmissão (STA)), técnicas que assumem transmissão linear do som oferecendo uma ideia da velocidade dentro do meio (Técnicas de Reconstrução Algébrica (ART)) e algoritmos que usam a difração do som (*Distorted Born Iterative Method* (DBIM)) para, segundo certos limites, inferir melhor tanto bordas como velocidade dos objetos dentro do meio. Também foi analisada como esta última técnica se comporta diante de diversas inicializações (*Priors*). Como resultados e conclusões neste trabalho mostrou-se: como o aumento do contraste no meio gera os piores resultados do DBIM; perante a boas inicializações do meio de propagação, o algoritmo, independentemente do contraste, tende a gerar boas reconstruções; o uso de estratégias que delimitem ou diminuam o número de variáveis a serem encontradas (máscara por reflexão) junto com o DBIM possibilita uma convergência mais rápida e melhora desempenho deste; inicializar os objetos dentro do meio de propagação (*Priors*) com áreas maiores do que as esperadas, oferece melhores resultados no DBIM do que trabalhar com áreas menores; informações qualitativas provenientes da reflexão (STA) são relevantes e aumentam a sua importância conforme aumenta o contraste estudado; através dos algoritmos ART, é possível uma delimitação inicial dos objetos dentro do meio para certos contrastes. Estas informações quantitativas podem ser melhoradas por meio da execução conjunta do ART com uma variação do *Modified Median Filter* aqui proposta.

Palavras-chave: Ultrassonografia, Reflexão, Transmissão, Espalhamento, Tomografia por ultrassom, *Priors*, *Distorted Born Iterative Method*, Simulação, Estimação quantitativa.

ABSTRACT

Ultrasonography is a tool that has been used by medical professionals to diagnose and to monitor different kinds of diseases. This can be explained by its characteristics, such as being non-invasive and being free of ionizing radiation. Ultrasound Tomography (USCT) is one of the classes of ultrasonography, and is presented as a promising low cost alternative in the evaluation of pathologies and tumors in the breast. However, the efficiency of the USCT-algorithms depends both on its initial parameters and of the objects characteristics within the propagation medium (reflectivity, size, contrast). To improve the results of the USCT-algorithms it is common to initialize the algorithms with a-priori anatomical information of the region to be reconstructed (Priors). Despite of improving the results of the USCT-algorithms for low contrasts, the effects of the Priors in these algorithms are not clear, and in addition, there are no studies about the generation and the use of Priors for high contrasts. In this work, quantitative reconstruction for ultrasound was investigated based on information from the reflection, transmission and scattering of ultrasound waves, in order to reduce the error in the USCT-algorithms and to generate better Priors for multiple contrasts. For this purpose, it was studied, through simulations, techniques that use reflection to differentiate regions (reflection mask), or to deduce objects borders within the propagation medium (synthetic transmission aperture (STA)), as well as techniques that assume linear sound transmission to get an idea of the velocity inside the propagation medium (algebraic reconstruction technique (ART)) and algorithms that use sound diffraction (Distorted Born Iterative Method (DBIM)) to better infer both edges and velocity of objects within the propagation medium. It was also analyzed how the DBIM behaves due to multiple initializations (Priors). As results and conclusions, it was shown: how the increase of contrast in the propagation medium generates the worse results of the DBIM; in the presence of a good initialization of the propagation medium, the DBIM, regardless of the contrast, tends to generate good reconstructions; the use of strategies that delimit or reduce the number of unknown variables (reflection mask) along with the DBIM enables fast convergence and it improves the DBIM's performance; initializing the objects within the propagation medium with areas larger than expected provides better DBIM results than working with smaller areas; qualitative information derived from the reflection (STA) are relevant and increase their importance as the contrast increases; initial delimitation of objects within the propagation medium for certain contrasts is possible via transmission reconstruction. This quantitative information can be improved through the implementation of ART together with a variation of the Modified Median Filter here proposed.

Keywords: Ultrasonography, Reflection, Transmission, Scattering, Priors, Distorted Born Iterative Method, Simulation, Quantitative reconstruction

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Energia acústica	16
Figura 2 – Pulso Ultrassônico	18
Figura 3 – Campo Acústico	19
Figura 4 – Tipos de Reflexão	20
Figura 5 – Reflexão e Transmissão	21
Figura 6 – Interação de onda ultrassônica em um meio	24
Figura 7 – Esquema geral da formação de imagem por STA	26
Figura 8 – Geração de imagem de baixa resolução para STA	28
Figura 9 – Transmissão clássica para CT	29
Figura 10 – Esquema de Tomografia por Transmissão no Ultrassom	32
Figura 11 – Formulação do campo de pressão por onda Ultrasonica	33
Figura 12 – Distribuição de Transdutores	37
Figura 13 – Modelos Simulados	37
Figura 14 – Processamento de sinais para gerar a Máscara por Reflexão	41
Figura 15 – Geração de Máscara por Reflexão	42
Figura 16 – Aplicação do STA	43
Figura 17 – Comparação de Máscaras por reflexão geradas com e sem ruído, para contraste de 1350 – 1730	44
Figura 18 – Relación Máscara vs Limiar de binarização	45
Figura 19 – Reconstruções feitas pelo STA do modelo 1 em baixos contrastes	46
Figura 20 – Reconstruções feitas pelo STA do modelo 2 em baixos contrastes	47
Figura 21 – Ângulo de focalização e seleção de TR-receptores para algoritmos de transmissão	51
Figura 22 – Reconstruções por diversos algoritmos de transmissão do modelo 1 para baixos contrastes	54
Figura 23 – Evolução das métricas que avaliam reconstruções para baixos contrastes do modelo 1 feitas por algoritmos de transmissão	55
Figura 24 – Reconstruções por diversos algoritmos de transmissão do modelo 2 para baixos contrastes	56
Figura 25 – Evolução das métricas que avaliam reconstruções para baixos contrastes do modelo 2 feitas por algoritmos de transmissão	57
Figura 26 – Comparativa da evolução das métricas que avaliam reconstruções para baixos contrastes feitas por algoritmos de transmissão com e sem o uso tanto da máscara por reflexão como da modificação do filtro <i>Modified Median Filter</i>	58
Figura 27 – Evolução das métricas que avaliam reconstruções para baixos contrastes feitas por algoritmos de transmissão utilizando, ou não, de Transdutores Virtuais.	60
Figura 28 – Comparação das reconstruções feitas pelo STA (reflexão) vs Sirt (transmissão) em modelos com baixo contraste	61

Figura 29 – Comparação da influência do uso de diferente número de elementos por TR em reconstruções feitas pelo DBIM para baixos contrastes	64
Figura 30 – Comparação da influência do uso de diferente número de elementos por TR por meio da evolução das métricas que avaliam as reconstruções feitas pelo DBIM para baixos contrastes	65
Figura 31 – Comparação da influência do uso de Máscara reflexiva em reconstruções feitas pelo DBIM para baixos contrastes	66
Figura 32 – Comparação da influência do uso de Máscara reflexiva por meio da evolução das métricas que avaliam as reconstruções feitas pelo DBIM para baixos contrastes	67
Figura 33 – Modificação de Áreas para análise de inicialização no DBIM	68
Figura 34 – Avaliação pontual do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 2 para contrastes de 1400 – 1680	69
Figura 35 – Desempenho do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 2 em contrastes de 1400 – 1680	70
Figura 36 – Avaliação pontual do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 com contraste de 1400 – 1680	72
Figura 37 – Desempenho do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 com contraste de 1400 – 1680	73
Figura 38 – Reconstruções feitas pelo DBIM desde inicializações com mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 em contrastes de 1400 – 1680	74
Figura 39 – Avaliação pontual do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 com contraste de 1350 – 1730	75
Figura 40 – Desempenho do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 com contraste de 1350 – 1730	77
Figura 41 – Reconstruções feitas pelo DBIM desde inicializações com mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 em contrastes de 1350 – 1730	78
Figura 42 – Reconstruções feitas pelo STA em altos contrastes (1250 – 1830)	80
Figura 43 – Reconstrução por transmissão para altos contrastes	82
Figura 44 – Evolução das métricas que avaliam reconstruções para altos contrastes feitas por algoritmos de transmissão	83
Figura 45 – Comparação das reconstruções feitas pelo STA (reflexão) vs Sirt (transmissão) em modelos com alto contraste	84
Figura 46 – Comparação da influência do uso de Máscara reflexiva em reconstruções feitas pelo DBIM para alto contraste	86
Figura 47 – Comparação da influência do uso de Máscara reflexiva por meio da evolução das métricas que avaliam as reconstruções feitas pelo DBIM para alto contraste	87
Figura 48 – Avaliação pontual do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 2 para alto contraste	88

Figura 49 – Desempenho do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 2 para alto contraste	89
Figura 50 – Avaliação pontual do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do mo- delo 1 para alto contraste	90
Figura 51 – Desempenho do DBIM sobre mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 para alto contraste	93
Figura 52 – Reconstruções feitas pelo DBIM desde inicializações com mudança de area e/ou velocidade do modelo 1 para alto contraste	94

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Processo iterativo de alguns algoritmos ART	31
Tabela 2 – Velocidade dos objetos e meio simulado	38
Tabela 3 – Avaliação de Máscara gerada sem ruído nos sinais	44
Tabela 4 – Avaliação de Máscara gerada com 5% de ruído nos sinais	45
Tabela 5 – Modelo 1, 1 elemento por TR e um contraste de 1450 – 1630	100
Tabela 6 – Modelo 1, 1 elemento por TR e um contraste de 1400 – 1680	100
Tabela 7 – Modelo 1, 1 elemento por TR e um contraste de 1350 – 1730	100
Tabela 8 – Modelo 1, 3 elementos por TR e um contraste de 1450 – 1630	101
Tabela 9 – Modelo 1, 3 elementos por TR e um contraste de 1400 – 1680	101
Tabela 10 – Modelo 1, 3 elementos por TR e um contraste de 1350 – 1730	101
Tabela 11 – Modelo 2, 1 elemento por TR e um contraste de 1450 – 1630	102
Tabela 12 – Modelo 2, 1 elemento por TR e um contraste de 1400 – 1680	102
Tabela 13 – Modelo 2, 1 elemento por TR e um contraste de 1350 – 1730	102
Tabela 14 – Modelo 2, 3 elementos por TR e um contraste de 1450 – 1630	103
Tabela 15 – Modelo 2, 3 elementos por TR e um contraste de 1400 – 1680	103
Tabela 16 – Modelo 2, 3 elementos por TR e um contraste de 1350 – 1730	103
Tabela 17 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630 .	104
Tabela 18 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680 .	104
Tabela 19 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730 .	104
Tabela 20 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630	105
Tabela 21 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680	105
Tabela 22 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730	105
Tabela 23 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630 .	106
Tabela 24 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680 .	106
Tabela 25 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730 .	106
Tabela 26 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630	107
Tabela 27 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680	107
Tabela 28 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730	107
Tabela 29 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630	108
Tabela 30 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680	108
Tabela 31 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730	108
Tabela 32 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630	109
Tabela 33 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680	109
Tabela 34 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730	109
Tabela 35 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630	110
Tabela 36 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680	110
Tabela 37 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730	110
Tabela 38 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630	111

Tabela 39 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680	111
Tabela 40 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

US	Ultrassonografia
USCT	Tomografia por Ultrassom
STA	Abertura sintética de transmissão
DBIM	<i>Distorted Born Iterative Method</i>
ART	Técnicas de reconstrução algébrica
AART	Técnica de reconstrução algébrica Aditiva
SIRT	Técnica de reconstrução algébrica Simultânea
NLAART	Técnica de reconstrução algébrica Aditiva Não Linear
SIRT	Técnica de reconstrução algébrica Simultânea Não Linear
RRE	<i>Relative Residual Error</i>
NRMSE	<i>Normalized Root Mean Square Error</i>
Q	Fator de qualidade universal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Objetivos	15
1.2	Estrutura do trabalho	15
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	16
2.1	Bases de Ultrassom	16
2.1.1	Equação de onda de Ultrassom	17
2.1.2	Geração de onda ultrassônica (Transdutor)	18
2.1.3	Mudanças do meio de propagação: Reflexão e Transmissão	19
2.1.3.1	Scattering ou Espalhamento	20
2.1.3.2	Reflexão especular	20
2.1.4	Propagação do ultrassom no corpo humano	23
2.1.5	Simulação de transmissores-receptores e campo de Ultrassom	23
2.2	Princípio da formação de imagem	25
2.2.1	Reflexão e Abertura Sintética de Transmissão (STA)	25
2.2.2	Transmissão e relação com Tomografia Computadorizada	29
2.2.3	Tomografia por Difração	30
2.2.3.1	Formulação Matemática do Campo Acústico	31
2.2.3.2	Aproximação de <i>Born</i> e <i>Distorted Born Iterative Method (DBIM)</i>	34
3	ANÁLISE DE <i>PHANTOMS</i> COM CONTRASTE MODERADO	36
3.1	Modelo numérico e determinação de parâmetros	36
3.1.1	Determinação de modelos	36
3.1.2	Simulação de transdutores, onda propagada e geração de dados	37
3.1.3	Sinais e simulações	38
3.2	Análise de algoritmos de Reflexão	39
3.2.1	Reflexão e geração da Máscara objetos	39
3.2.2	Aplicação do STA	40
3.2.3	Resultados e discussão	42
3.3	Análise de Algoritmos de transmissão	49
3.3.1	Modificação do <i>Modified Median Filter</i>	49
3.3.2	Geração de receptores virtuais	49
3.3.3	Parâmetros de reconstrução para algoritmos de Transmissão	50
3.3.4	Resultados e discussão	51
3.4	Análise do comportamento do DBIM	62
3.4.1	Resultados e discussão	62

4	ANÁLISE DE <i>PHANTOMS</i> COM ALTO CONTRASTE	79
4.1	Análise de algoritmos de Reflexão	79
4.1.1	Resultados e discussão	79
4.2	Análise de Algoritmos de transmissão	81
4.2.1	Resultados e discussão	81
4.3	Análise do comportamento do DBIM	85
4.3.1	Resultados e discussão	85
5	DISCUSSÃO	95
6	CONCLUSÕES	97
	REFERÊNCIAS	98
	APÊNDICE A – MÉTRICAS QUE AVALIAM AS RECONSTRUÇÕES FEITAS PELOS ALGORITMOS DE TRANSMISSÃO.	100
	APÊNDICE B – MÉTRICAS QUE AVALIAM AS RECONSTRUÇÕES FEITAS PELOS ALGORITMOS DE TRANSMISSÃO COM 1 TR VIRTUAL.	104
	APÊNDICE C – MÉTRICAS QUE AVALIAM AS RECONSTRUÇÕES FEITAS PELOS ALGORITMOS DE TRANSMISSÃO COM 2 TR VIRTUAIS.	108

1 INTRODUÇÃO

A Ultrassonografia é uma ferramenta que nas últimas décadas vem sendo bastante utilizada pelas equipes médicas para diagnosticar e monitorar diferentes doenças. Isto pode ser explicado pelo fato de essa tecnologia ter baixo custo em relação a outras, ser não invasiva, livre de radiação ionizante e ter a habilidade, em algumas modalidades, de obter imagens em tempo real das áreas analisadas. O uso da ultrassonografia é feito ao aproveitar os fenômenos físicos que ocorrem quando uma onda ultrassônica se propaga e interage com objetos em meios heterogêneos. Cada fenômeno resultante pode ser aproveitado para obter diferentes informações do meio. Embora no âmbito médico seja bastante conhecido o uso de alguns destes fenômenos em técnicas como o modo-B (reflexão), Ivus (reflexão), Litotripsia (Transmissão), entre outros, uma das técnicas mais recentes, promissoras e menos conhecida, chamada tomografia por ultrassom (USCT), tem tido sucesso, sobre condições de baixo contraste, na avaliação de patologias e tumores nas Glândulas mamárias ((LAVARELLO; HESFORD, 2013),(GREENLEAF; YLITALO; GISVOLD, 1987),(WISKIN; BORUP; JOHNSON, 2011),(HUTHWAITE; SIMONETTI, 2011)). A USCT utiliza o fenômeno de difração e a partir de informações de múltiplos transdutores de ultrassom gera imagens quantitativas da área que está sobre a influência do campo ultrassônico. Múltiplos algoritmos para esta técnica foram propostos na literatura, entre os mais representativos estão os que usam aproximação de Born, aproximação de Ritov, utilização de múltiplas frequências, interpolação no domínio da frequência, filtro de retropropagação, entre outros ((LAVARELLO; HESFORD, 2013),(PINTAVIROOJ; SANGWORASIL, 2008)). Estes algoritmos são iterativos, precisam de uma solução inicial das propriedades do meio, e tentam encontrar uma função imagem que se aproxime das propriedades do meio. O principal problema destes algoritmos é que sua eficiência depende tanto da solução inicial como das características dos objetos dentro do meio de propagação (refletividade, tamanho, contraste). Para melhorar os resultados dos algoritmos de USCT é comum estabelecer limites de contraste devido a limitantes como o *phase wrapping* (LAVARELLO; OELZE, 2008) ou inicializar os algoritmos de USCT com informação anatômica da região a ser reconstruída (*Priors*). Estes *Priors* podem ser obtidos desde mapas anatômicos *standard* ou desde informações advindas de outros algoritmos que aproveitem os fenômenos anteriormente falados. Apesar de melhorar os resultados dos algoritmos de USCT para baixos contrastes, os efeitos das alterações nos *Priors* sobre estes algoritmos não são claros. Além disso, as investigações na literatura trabalham com a premissa que dentro dos meios estudados não existem materiais com alto contraste em relação ao meio, pois estes materiais violariam uma das hipóteses da equação de propagação assumida e prejudicariam a eficiência dos algoritmos de USCT (LAVARELLO; HESFORD, 2013). Assim, não existem estudos sobre a geração e uso de *Priors* para altos contrastes.

Levando isso em conta, com o intuito de diminuir o erro nos algoritmos de USCT e obter a maior quantidade de informações do meio de propagação desde outros algoritmos, sempre visando a geração de melhores *Priors* para múltiplos contrastes, este trabalho envolve uma

investigação aprofundada do Ultrassom para a reconstrução de imagens tomográficas a partir de múltiplos sensores e transdutores.

1.1 Objetivos

Neste trabalho será investigada a reconstrução tomográfica quantitativa por ultrassom, levando-se em conta os diversos fenômenos advindos da propagação, tais como a reflexão, transmissão e espalhamento das ondas. Os objetivos específicos são definidos como:

- * Modelar numericamente seções transversais com objetos de geometrias e características acústicas conhecidas, os quais simularão tecidos biológicos;
- * Investigar e avaliar o comportamento de ondas acústicas emitidas desde múltiplos transdutores de ultrassom simulados em modelos numéricos;
- * Extrair informações dos sinais recebidos, informações que serão representadas como imagens tomográficas qualitativas e/ou quantitativas do meio a ser analisado;
- * Estudar o efeito das modificações em *Priors* sobre algoritmos de difração.

1.2 Estrutura do trabalho

Devido ao comportamento do ultrassom frente a diferentes contrastes, decidiu-se dividir este trabalho em 2 blocos: No primeiro bloco é feito uma análise de múltiplos algoritmos frente a informações obtidas em simulações feitas em meios heterogêneos com baixo contraste; no segundo bloco é desenvolvido, para os mesmos algoritmos, um estudo sobre meios com altos contrastes. Para um melhor entendimento dos algoritmos aqui trabalhados, antes de entrar nos respectivos estudos, um capítulo de fundamentos teóricos é apresentado.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Para entender a metodologia proposta, se fazem necessários alguns conhecimentos básicos sobre as técnicas usadas neste trabalho. Assim, será apresentada a teoria básica sobre ultrassom, fenômenos físicos de propagação de ultrassom, geração de onda de ultrassom, transmissão, reflexão, difração e reconstrução de imagens a partir destes.

2.1 Bases de Ultrassom

O ultrassom é definido como um grupo de ondas de pressão acústica (ondas mecânicas), geradas pela vibração de um corpo elástico e propagadas em um meio material com frequências superiores a 20kHz (KINSLER et al., 1999).

A energia acústica em um meio de propagação interage com as partículas do meio, gerando leves alterações neste e fazendo com que as partículas oscilem na mesma direção da onda, interagindo assim com partículas vizinhas e gerando a transmissão da energia acústica. Segundo o nível de energia, as partículas se concentrarão em regiões do meio, sendo assim, quanto maior energia, maior será a concentração (VARGAS et al., 2013) (Figura 1). É importante ressaltar que a distância entre duas áreas de máxima concentração de partículas é chamada de comprimento de onda (λ).

Figura 1 – Energia acústica interagindo com o meio, gerando um deslocamento de partículas segundo o nível de energia. A distância entre os picos de máxima energia é chamada de comprimento de onda.

Fonte – (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010)

O número de vezes que oscila uma partícula durante um segundo é chamado de frequência (f) e é determinado pela fonte que gerou a onda de som. Esta onda se propaga com uma velocidade (c) que pode ser definida como a divisão entre o comprimento de onda (λ) e o tempo que demora a onda em percorrê-la. Devido ao fato deste tempo ser o inverso da frequência, a

velocidade do som pode ser definida como:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1)$$

Uma das características da velocidade de propagação do som é que varia segundo o tipo de material pelo qual se propaga. Especificamente depende da densidade (ρ) e da rigidez (κ) do meio de propagação. Uma forma matemática de expressar esta dependência é:

$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho\kappa}}. \quad (2.2)$$

Enquanto a onda de som se propaga no meio, a energia acústica perde potência e a sua intensidade decai gradativamente. Este decaimento em intensidade é chamado de atenuação e é dado principalmente pela fricção das partículas que oscilam quando atingidas pela onda de som (transformação da energia mecânica em calor) e pela dispersão que sofre a onda ao interagir com pequenos objetos (PIÑEIRO, 2005). Assim, quanto mais rápido se movimentarem as partículas, maior será a atenuação, ou seja, uma maior frequência da onda incidente gerará maior atenuação e a onda terá menor profundidade de penetração.

2.1.1 Equação de onda de Ultrassom

Desde um ponto de vista matemático, a propagação da onda acústica pode ser caracterizada segundo as propriedades do material onde ela se propaga. Como exemplo, partindo da equação linear de Euler para processos acústicos com baixa amplitude (conservação de momento), da equação linear de continuidade (conservação de massa), da equação do módulo de *Bulk* (relação pressão-densidade), e assumindo que o meio não produz atenuação, é possível dizer que a equação de onda linear para fluidos homogêneos sem perda é dada por (KINSLER et al., 1999):

$$\nabla^2 \mu - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \mu}{\partial t^2} = 0 \quad (2.3)$$

em que μ representa a pressão acústica em espaço e tempo, e c é a velocidade de propagação do som no meio.

Considerando que o adotado anteriormente é um estado ideal, é possível solucionar a equação anterior e encontrar a pressão acústica em qualquer ponto do meio homogêneo, estabelecendo-se uma direção de propagação da onda, condições iniciais, de contorno, e o tipo de modelo de onda (plana, esférica ou cilíndrica). Assim, a solução para a equação (2.3) utilizando o modelo de onda plana é dada por (KINSLER et al., 1999):

$$\mu = \mathbf{A}e^{j(\omega t - kx)} + \mathbf{B}e^{j(\omega t + kx)} \quad (2.4)$$

Para o modelo de onda esférica é obtida por:

$$\mu = \frac{\mathbf{A}}{\mathbf{r}}e^{j(\omega t - kr)} + \frac{\mathbf{B}}{\mathbf{r}}e^{j(\omega t + kr)} \quad (2.5)$$

e para ondas cilíndricas será:

$$\mu(r, t) = [\mathbf{A}J_0(kr) + \mathbf{B}\gamma_0(kr)]e^{j(\omega t)} \quad (2.6)$$

em que $\mathbf{A}$ e $\mathbf{B}$ são constantes complexas, $j = \sqrt{-1}$, ω é a velocidade angular, $k = \frac{\omega}{c}$ é o número de onda, r é a distância do ponto de interesse ao centro e J_0 e γ_0 são funções de Bessel de ordem zero do primeiro e segundo tipo respectivamente.

2.1.2 Geração de onda ultrassônica (Transdutor)

Para poder gerar ondas ultrassônicas, as tecnologias comerciais utilizam transdutores que convertem energia elétrica (voltagem) em energia mecânica (vibrações ou ondas de som) e vice-versa. Os transdutores, em geral, são formados por materiais piezoelétricos que ao receber tensões elétricas, modificam sua configuração física, gerando uma deformação do material. Quando mudanças de voltagem são aplicadas, o material piezoelétrico se expande e se comprime numa frequência característica f , gerando assim ondas mecânicas. O caso reverso sucede quando uma força mecânica externa comprime o material, conseguindo gerar uma diferença de voltagem. Os transdutores são de banda limitada e geralmente, para aplicações médicas, a frequência central utilizada está entre 3 e 10MHz (WIRGIN, 2002). A Figura 2 apresenta um pulso típico com seu correspondente espectro.

Figura 2 – Típico pulso ultrassônico e espectro para um transdutor com 7.5MHz de frequência central e 4 MHz de largo de banda.

Fonte – (WIRGIN, 2002)

Segundo a aplicação, transdutor singular ou transdutores em *array* são utilizados. Como exemplos em aplicações médicas, um dos tipos de ecografia intravascular (IVUS) utiliza um transdutor individual localizado na ponta de um cateter que é introduzido até o vaso sanguíneo a ser analisado, e a ecografia abdominal utiliza transdutores em *array* para observar órgãos

internos. O transdutor singular utiliza um elemento piezoelétrico individual, o qual é um dispositivo simples que precisa de pouca eletrônica para seu funcionamento (transmissor-receptor). O *array* de transdutores pode ser definido como uma matriz de transdutores simples ou singulares localizados em diferentes posições, onde cada elemento pode emitir e receber sinais de ultrassom. Este *array* tem como vantagem a focalização da onda ultrassônica na transmissão e na recepção a partir de atrasos programados nos sinais elétricos de entrada, mas o custo eletrônico neste tipo de transdutores é maior. Depois da aplicação de um sinal elétrico no transdutor, é assumido que todas as partículas do piezoelétrico se movimentam em fase, cada uma gerando uma onda esférica e, por conseguinte, um campo acústico. A amplitude do campo acústico é determinada a partir da soma de todas as ondas esféricas (Figura 3). Espacialmente, a descrição de um campo acústico pode ser dividida em duas regiões. A primeira é chamada de região do *campo próximo* e é caracterizada pelo fato de a amplitude de pressão acústica não ser constante. Este fenômeno ocorre devido a que em algumas regiões do espaço as ondas chegam com diferente fase, levando assim a ocorrências de picos máximos (interferência construtiva) e mínimos (interferência destrutiva) de pressão acústica. A segunda região é chamada de *campo distante* e a diferença de fase entre as ondas não é evidente, pelo qual a interferência construtiva forma uma frente de onda quase plana. Cabe falar que nesta região o campo é divergente (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010) e que o ângulo de divergência define as bordas do feixe principal, no qual está concentrado 84% da intensidade do campo acústico (PIÑEIRO, 2005). O restante da energia é repartida em padrões de campo ou lóbulos laterais, os quais são importantes pois podem gerar ecos significativos quando um objeto está localizado adjacente ao lóbulo principal (PIÑEIRO, 2005).

Figura 3 – Imagem que simula o campo acústico produzido por um transdutor

Fonte — adaptada de (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010)

2.1.3 Mudanças do meio de propagação: Reflexão e Transmissão

Quando uma onda de ultrassom viaja por um meio de densidade ρ_1 com velocidade c_1 e encontra com a interface de um segundo meio de densidade ρ_2 e velocidade de propagação

c_2 , ondas de reflexão e transmissão podem ser geradas. Dois tipos de reflexão podem ocorrer, dependendo do tamanho e das irregularidades na superfície da interface (Figura 4). O primeiro é chamado de reflexão não especular ou **Scattering** (espalhamento) e sucede quando a onda incidente atinge objetos cujas dimensões são comparáveis ou menores ao comprimento de onda ultrassônica (Figura 4.a), ou quando a onda se encontra com uma interface irregular (Figura 4.b). O segundo é chamado **Reflexão especular** e acontece quando a interface atingida é bem maior que o comprimento de onda ultrassônica (Figura 4.c).

2.1.3.1 Scattering ou Espalhamento

Fígado, pâncreas entre outros órgãos possuem superfícies irregulares, o que quer dizer que a superfície destes tem variações à pequena escala das propriedades acústicas, e assim, múltiplas reflexões são geradas quando uma onda incidente de ultrassom as atinge. Estas reflexões têm uma larga gama de ângulos, os quais não são calculáveis pelas leis da reflexão clássica. Este fenômeno se repete quando a onda atinge objetos cujo tamanho é menor que ao comprimento de onda ($\lambda > d$). No caso do objeto ser muito menor ($\lambda \gg d$), o espalhamento da onda pode ser considerado uniforme em todas as direções (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010). A potência espalhada nos casos anteriores é dependente da relação tamanho do refletor vs comprimento de onda, e esta será sempre menor que a potência da onda resultante quando interagem a onda incidente e uma interface de maior tamanho.

Figura 4 – tipos de reflexão: (a) e (b) são chamadas de reflexão não especular ou *scattering*. (c) é chamada de reflexão especular. A diferença entre os tipos de reflexão está relacionada com tamanho e as características do objeto atingido.

Fonte – (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010)

2.1.3.2 Reflexão especular

Como citado anteriormente, a reflexão especular ou para efeitos práticos "reflexão", acontece quando uma onda incidente interage com um objeto cujas propriedades mecânicas são diferentes das do meio de propagação e cujo tamanho é bem maior do que o comprimento de onda incidente. Esta interação gera uma onda refletida e uma onda transmitida. As amplitudes destas ondas resultantes vão depender da impedância acústica característica, da velocidade do

som dos meios e do ângulo entre a onda incidente e a interface entre os dois meios (KINSLER et al., 1999). A impedância acústica (Z) pode ser definida como a resistência de um material à passagem do som. Em termos de partículas pode-se dizer que a impedância acústica é a medida da resposta das partículas do meio em termos da sua velocidade de acordo com uma onda de pressão dada (HOSKINS; MARTIN; THRUSH, 2010). Se a onda incidente é plana, a impedância acústica característica do meio pode ser definida como:

$$\frac{\mu}{\zeta} = \pm z \quad (2.7)$$

em que μ é a pressão acústica, ζ é a componente normal de velocidade ou a velocidade da partícula oscilante, e o sinal ($\pm$) depende da direção de propagação da onda (KINSLER et al., 1999). A impedância acústica característica do material também pode ser definida como o produto da densidade do meio com a velocidade do som dentro do mesmo, ou seja:

$$z = \rho \cdot c \quad (2.8)$$

Figura 5 – Reflexão e Transmissão. (a) Onda plana com ângulo de incidência normal com respeito a uma borda plana que separa dois fluidos com diferente impedância. (b) Onda plana tem ângulo de incidência oblíquo.

Fonte – (KINSLER et al., 1999)

Para estabelecer a potência que terão as ondas resultantes após a interação da onda em uma interface de dois meios com diferentes impedâncias (Figura 5), é necessário calcular os coeficientes de reflexão e transmissão. Matematicamente os coeficientes de reflexão R e transmissão T podem ser definidos como a relação entre amplitude complexa de pressão da onda refletida (P_r) ou da onda transmitida (P_t), com respeito à onda incidente na interface (P_{inc}), ou seja:

$$R = \frac{P_r}{P_{inc}} \quad e \quad T = \frac{P_t}{P_{inc}} \quad (2.9)$$

Assumindo que temos uma onda plana que se propaga em meios fluidos e que o ângulo da onda incidente é normal com respeito à interface (Figura 5.a), temos que a pressão acústica da onda

incidente, da onda refletida e da onda transmitida, podem ser definidas por (KINSLER et al., 1999):

$$\mu^{inc} = P_{inc} \cdot e^{j(\omega t - k_1 x)} \quad (2.10)$$

$$\mu^R = P_R \cdot e^{j(\omega t + k_1 x)} \quad (2.11)$$

$$\mu^T = P_T \cdot e^{j(\omega t - k_1 x)} \quad (2.12)$$

A primeira condição de borda ($x=0$ (Figura 5)) exige que a pressão acústica μ , seja igual em ambos lados da interface, assim temos:

$$\mu^{inc} + \mu^R = \mu^T \quad (2.13)$$

e a segunda condição de borda exige que a componente normal de velocidade ζ , também seja igual em ambos os lados, como:

$$\zeta^{inc} + \zeta^R = \zeta^T \quad (2.14)$$

Estas condições querem dizer que os meios sempre permanecem unidos e não existe uma força que tente separá-los. Assim, manipulando matematicamente as equações (para $x=0$ dividir (2.13) e (2.14) e substituir (2.10), (2.11), (2.12), (2.9) e (2.7)), para uma onda com incidência normal, os coeficientes de reflexão e transmissão estão definidos como (KINSLER et al., 1999):

$$\mathbf{R} = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \quad e \quad \mathbf{T} = \frac{2z_2}{z_2 + z_1} \quad (2.15)$$

Caso tal ângulo de incidência não seja normal (Figura 5.b), temos a pressão acústica definida como:

$$\mu^{inc} = P_{inc} \cdot e^{j(\omega t - k_1 x \cos \theta_{inc} - k_1 y \sin \theta_{inc})} \quad (2.16)$$

$$\mu^R = P_R \cdot e^{j(\omega t + k_1 x \cos \theta_R - k_1 y \sin \theta_R)} \quad (2.17)$$

$$\mu^T = P_T \cdot e^{j(\omega t - k_2 x \cos \theta_T - k_2 y \sin \theta_T)} \quad (2.18)$$

e os coeficientes de reflexão e transmissão serão:

$$\mathbf{R} = \frac{z_2 \cos \theta_{inc} - z_1 \cos \theta_T}{z_2 \cos \theta_{inc} + z_1 \cos \theta_T} \quad (2.19)$$

e

$$\mathbf{T} = (1 - \mathbf{R}) \frac{z_2 \cos \theta_{inc}}{z_1 \cos \theta_T} \quad (2.20)$$

É importante observar que a diferença de impedância acústica característica e o ângulo de incidência da onda determinará quanto som é refletido, e quanto seguirá sendo transmitido pelo meio. Quanto maior for a impedância do meio 2 em relação ao meio 1, maior será a quantia da potência da onda incidente refletida na interface.

2.1.4 Propagação do ultrassom no corpo humano

Para gerar um exame de ultrassom em um ser vivo se coloca um transdutor na superfície da área a analisar através de um gel com impedância similar a pele. Um circuito transmissor aplica um pulso de voltagem ao transdutor (Figura 6.a) para gerar assim a onda ultrassônica de duração proporcional à duração do pulso. Esta onda é propagada no corpo (Figura 6.b), e ao interagir com tecidos cuja impedância é diferente da impedância do meio de propagação, se geram reflexões e transmissões (Figura 6.c). Independente da procedência das ondas (refletidas, difratadas, refratadas ou transmitidas), o transdutor capta estas ondas (energia mecânica) e as transforma em sinais de voltagem elétrica. Estes sinais são a versão (em termos de energia elétrica) da sobreposição das ondas que interagem no meio (Figura 6.(d) e 6.(f)). Assumindo que a velocidade do som c_0 é constante, é possível utilizar o tempo de chegada das ondas e a posição dos transdutores para estimar propriedades dos objetos dentro do meio de propagação, propriedades tais como velocidade do som, atenuação, ou a provável distância do tecido aos transdutores (Figura 6.e). É de ressaltar que em geral, dentro das aplicações médicas se assume que a onda de som dentro dos tecidos viaja a uma velocidade constante $c_0 = 1540\text{m/s}$.

2.1.5 Simulação de transmissores-receptores e campo de Ultrassom

A simulação dos campos acústicos, dados os parâmetros físicos e a fonte de estimulação, pode ser obtida de várias formas: a) pela solução analítica e subsequente discretização, no caso de um modelo simples e simétrico, como por exemplo um cilindro; b) pela resolução numérica da equação de *Helmholtz* aplicados a modelos físicos simulados; c) pela modificação de programas gerais existentes. Hoje existem múltiplos estudos e ferramentas "open source" para simular transdutores e seus respectivos campos entre as quais estão: *Field II* que é usada para calcular a emissão e recepção de campos de ultrassom para diferentes tipos de transdutores usando acústica linear (JENSEN; SVENDSEN, 1992), *Abersim* que simula a propagação de uma onda acústica através de um meio atenuante (VARSLÖT; MÅSØY, 2006), *DREAM* ("Discrete REpresentation Array Modeling") que simula campos acústicos irradiados por únicos ou múltiplos transdutores de ultrassom (FREDRIK, 2012), *k-wave* que permite fazer simulações acústicas e ultrassônicas no domínio do tempo desde múltiplos transdutores em meios realistas similares ao tecido (TREEBY; COX, 2010), entre outros. Neste trabalho será utilizado o *k-wave* por três motivos fundamentais. O primeiro é o fato de a maioria das ferramentas "open source" pesquisadas serem limitadas só para análise de transdutores e seus respectivos campos acústicos. O segundo e terceiro motivo são referentes à comparação direta entre o *k-wave* e o *Field II*. As duas ferramentas permitem obter sinais RF após emissão de um ou múltiplos transdutores distribuídos no meio simulado. As diferenças estão tanto no tempo computacional que consome o *Field II* como na dificuldade que exige para fazer simulações. O *k-wave* é uma ferramenta mais intuitiva e tem um custo computacional mais baixo, comparado com *Field II*.

O *k-wave* resolve um grupo de equações diferenciais de primeira ordem (conservação

de momento, conservação de massa e a relação pressão-densidade), oferecendo maior acurácia com respeito a resolução da equação de onda deduzida (TREEBY et al., 2012). A seleção da complexidade das equações que *k-wave* resolve, depende das características do modelo a ser simulado. Para o caso de simulações "biomédicas", as equações podem incluir termos não lineares que simulem os efeitos da interação da onda no meio. Assim as equações para simulações com efeitos não lineares são (TREEBY et al., 2012):

conservação de momento

$$-\frac{\nabla p}{\rho_0} = \frac{\partial u}{\partial t} \quad (2.21)$$

conservação de massa

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = -(2\rho + \rho_0)\nabla \cdot u - u \cdot \nabla \rho_0 \quad (2.22)$$

Figura 6 – Interação de onda ultrassônica em um meio com diferentes objetos e geração de onda recebida a partir da sobreposição de ondas.

relação pressão-densidade

$$p = c_0^2(\rho + \mathbf{d} \cdot \nabla \rho_0 + \frac{B}{2A} \frac{\rho^2}{\rho_0} - L\rho) \quad (2.23)$$

em que

ρ_0 é a densidade do meio em equilíbrio,

$\mathbf{d}$ é o deslocamento da partícula acústica,

$\frac{B}{A}$ é o parâmetro de não linearidade,

L é um operador que conta a absorção e dispersão acústica seguindo a lei de potência de frequência. Este operador pode ser definido como:

$$L = 2\alpha_0(-c_0^{\gamma-1} \frac{\partial}{\partial t} (-\nabla^2)^{\frac{\gamma}{2}-1} + c_0^\gamma \tan \frac{\pi\gamma}{2} (-\nabla^2)^{\frac{\gamma+1}{2}-1}) \quad (2.24)$$

e a lei de potência de frequência

$$\alpha = \alpha_0 f^\gamma \quad (2.25)$$

onde

α é a absorção no material,

α_0 é o fator da lei de absorção de potência,

γ é a potência.

Para resolver estas equações acopladas, o *k-wave* utiliza o método pseudo-espectral *k-space*. Este método de solução mistura o cálculo espectral de derivadas espaciais, por meio do método de colocação de *Fourier*, com um propagador temporal expressado no domínio espacial de frequência, o *k-space* (TREEBY; COX, 2010).

2.2 Princípio da formação de imagem

Neste trabalho serão abordados especificamente 3 fenômenos físicos para gerar imagens com informação do meio de propagação: Reflexão, Transmissão e Difração.

2.2.1 Reflexão e Abertura Sintética de Transmissão (STA)

Na área médica, uma das tecnologias mais usadas, que aproveita a reflexão de ondas de ultrassom, é a chamada Modo B (brilho), a qual origina uma imagem em seção tomográfica que representa bordas de objetos dentro do meio de estudo. Considerando que haverá formação de uma imagem de m colunas por n linhas, o modo B caracteriza-se pelo fato de direcionar o campo acústico (focalização), seja mecânica ou eletronicamente, para gerar, por cada emissão dos transdutores, um sinal de ecos equivalente a cada coluna da imagem (PEDERSEN;

GAMMELMARK; JENSEN, 2007). O brilho de cada coluna está relacionado com a amplitude mapeada no sinal gerado. Em geral, os equipamentos atuais para modo B podem gerar uma taxa de 30 a 60 imagens por segundo. Uma técnica existente que gera imagens em uma maior velocidade, com um custo eletrônico menor ou igual que o modo-B é chamada *Abertura sintética de transmissão* ou STA. Diferentemente do modo B, o STA não utiliza focalização do campo acústico para gerar colunas ou partes da imagem de saída. Partindo do fato de ter um grupo de transdutores no meio de propagação, a técnica STA caracteriza-se pela geração de uma imagem de alta resolução a partir da soma de múltiplas imagens de baixa resolução (Figura 7).

Figura 7 – Esquema da formação de uma imagem STA. Após cada emissão de um único transdutor emissor, são armazenados os ecos refletidos e posteriormente gera-se uma imagem de baixa resolução. Estas imagens de baixa resolução são somadas para gerar uma imagem de alta resolução.

Fonte – Autor

Para obter uma imagem de baixa resolução no caso 2D, um único transdutor emite uma onda circular que se propaga em todas as direções. A intensidade de cada pixel w_{pixel} da imagem formada é dada pelo mapeamento da amplitude nos sinais recebidos no tempo que demora a onda para ir desde o transdutor emissor até o ponto $w(t_{e,w})$, mais o tempo que demora uma onda para ir desde o ponto w até o transdutor receptor ($t_{w,r}$), isto é (PEDERSEN; GAMMELMARK; JENSEN, 2007):

$$t_{ponto w} = t_{e,w} + t_{w,r} \quad (2.26)$$

Estes tempos podem ser calculados em função da distância euclidiana entre a localização do transdutor e o ponto do espaço a analisar, dividido pela velocidade do som assumida do meio (c_0), ou seja:

$$t_{e,w} = \frac{1}{c_0} \sqrt{(e_x - w_x)^2 + (e_y - w_y)^2} \quad (2.27)$$

$$t_{w,r} = \frac{1}{c_0} \sqrt{(r_x - w_x)^2 + (r_y - w_y)^2} \quad (2.28)$$

Para um transdutor emissor e um transdutor receptor, múltiplos pontos da imagem têm o mesmo tempo de percurso ($t_{ponto-w}$), ou seja, a representação destes pontos dentro da imagem de baixa resolução terá a mesma intensidade. Isso faz com que um refletor pontual seja representado como uma elipse cuja intensidade é proporcional à amplitude mapeada no sinal recebido (Figura 8.c, 8.d, 8.e). Os focos desta elipse são a localização do transdutor receptor e o emissor dentro da imagem. Ao mapear em todos os sinais recebidos nos transdutores receptores, a imagem de baixa resolução será representada por pixels cujo valor de intensidade é proporcional a soma da intensidade das elipses que por ele passaram (interferência construtiva ou destrutiva (Figura 8.f)). Quanto maior intensidade do ponto, maior probabilidade dele representar um refletor. Matematicamente, a intensidade do ponto $I_w = I(x, y)$ dentro da imagem parcial pode ser definida como (PEDERSEN; GAMMELMARK; JENSEN, 2007):

$$I(x, y) = I_w = \sum_{r=1}^{N_r} sinal_{e,r}(t_{e,w} + t_{w,r}) \quad (2.29)$$

em que

e é índice do transdutor emissor,

r é índice do transdutor receptor,

N_r é o número total de transdutores receptores,

$sinal_{e,r}$ é o sinal recebido no transdutor (r) devido à emissão no transdutor e ,

$t_{e,w}$ é o tempo que demora a trajetória mais rápida desde o transdutor (e) ao pixel (w),

$t_{w,r}$ é o tempo que demora a trajetória mais rápida desde o pixel (w) ao transdutor (r).

Já tendo o grupo de imagens parciais, a intensidade do ponto $I_w = I_{final}(x, y)$ dentro da imagem STA pode ser representada como:

$$I_{STA}(x, y) = I_w = \sum_{e=1}^{N_e} \sum_{r=1}^{N_r} sinal_{e,r}(t_{e,w} + t_{w,r}) \quad (2.30)$$

onde

N_e é o número total de transdutores emissores.

Figura 8 – Geração de imagem de baixa resolução. (a) Emissão de onda ultrassônica desde um único transdutor. (b) Recepção em múltiplos transdutores das ondas refletidas pela diferença de impedância no meio de propagação. (c),(d),(e) Representação gráfica de diferentes refletores pontuais por meio de elipses com focos no transdutor emissor e no transdutor receptor cujas intensidades são proporcionais à amplitude mapeada no sinal recebido. (f) Somatória das elipses. Os pontos vermelhos têm maior intensidade e maior probabilidade de serem pontos refletores.

Fonte – Autor

Pela descrição do STA, percebe-se que a imagem reconstruída será degradada pelo rastro da elipse devido a direção indefinida da emissão. É importante sinalizar que a maior diferença de impedância acústica entre os meios de propagação, o eco recebido será maior, deixando assim um rastro de elipse mais evidente, e referenciando, de uma melhor forma, as bordas do objeto. Também a relação sinal/ruído será melhor à medida que se aumente o número de pares emissor-receptor. No caso de *array* lineares, outra possibilidade é utilizar um subgrupo de emissores para gerar pressões mais acentuadas em uma direção definida (lóculo principal), de modo a diminuir a indefinição e melhorar a qualidade da imagem reconstruída (técnica M-SAF (TROTS et al., 2010)). Esta técnica, empregada amplamente nos equipamentos comerciais por modo-B, não pode ser empregada em uma arquitetura distribuída de transdutores simples.

2.2.2 Transmissão e relação com Tomografia Computadorizada

Tomografia Computadorizada é uma tecnologia aplicada desde os anos 70 no âmbito médico com o objetivo de mensurar características físicas de um meio de propagação (atenuação) após a emissão de raios X. Normalmente, do lado contrário ao emissor, são colocados detetores de raio X, e a relação de energia entre o sinal emitido e o captado é proporcional à absorção no meio de propagação. A partir de uma emissão (projeção), não é possível saber se a absorção mensurada (relação de energia) esta relacionada com um ou mais objetos dentro do meio na linha reta (Projeção P_i , Figura 9) que une ao emissor com o receptor, pelo qual, a emissão deve ser repetida para múltiplos emissores-receptores (Múltiplas projeções).

Figura 9 – Transmissão clássica para CT

Fonte – Autor

Matematicamente falando, uma projeção pode ser expressada como:

$$b_i = \sum_{j=1}^J h_{ij} \cdot q_j \quad (2.31)$$

onde b_i corresponde a relação de energia da projeção P_i , h_i é um vetor imagem cujo valor será a distância percorrida da projeção relativa a linha i no pixel j (Figura 9), e q seria a atenuação desconhecida para pixel j . Após M projeções, o sistema de equações pode ser escrito matricialmente como:

$$\vec{b} = H \cdot \vec{q} \quad (2.32)$$

em que $\vec{b}$ é um vetor de medidas, H é uma matriz de distâncias "conhecida", a qual modela a projeção do raio X, e $\vec{q}$ seria o vetor imagem, cujo valor físico é o valor da propriedade a ser calculada. Embora este tipo de equacionamento seja simples, a forma de encontrar $\vec{q}$ varia dependendo das propriedades de matriz H .

Um grupo de algoritmos bastante usado para a resolução desse tipo de equação são os chamados Algebráicos ou melhor conhecidos na literatura como "Técnicas de Reconstrução Algebrica"(ART) (GORDON; BENDER; HERMAN, 1970). Estes algoritmos são iterativos,

geram uma solução aproximada ($\vec{q}$), e a sua principal vantagem em relação a outro tipo de soluções é o baixo consumo de memória computacional, fazendo com que possam trabalhar com grande número de dados. Esta família de algoritmos pode ser resumida em 4 etapas: criar uma imagem inicial $\vec{q}^0$ (geralmente $\vec{q}^0 = \vec{0}$); calcular correções e funções de peso; modificar a imagem desde as correções e funções de peso; e aplicar um teste de convergência (SUBBARAO; MUNSHI; MURALIDHAR, 1997), o qual pode ser feito a partir da comparação do valor de uma métrica ($f_\theta(b, H, \vec{q}_j^{(k)})$) com um parâmetro (φ) escolhido pelo usuário. Em geral, os ART diferem uns dos outros em como as funções de peso e as correções são calculadas e aplicadas. Entre eles serão ressaltados *Additive* (AART) (GORDON; BENDER; HERMAN, 1970), *Simultaneous SIRT* (ANDERSEN; KAK, 1984), e um par de modificações do algoritmo *Additive SIR* proposto por Wills (WILLIS, 2000): o *Additive nonlinear NLAART* e o *Simultaneous nonlinear NLSIRT*, todos resumidos da Tabela 1. Além disso, como exemplificação, o algoritmo (1) apresenta um resumo de um AART.

Em relação a tomografia por ultrassom (USCT), o fato de assumir que a propagação do som ocorre em uma linha reta entre o emissor e o receptor não é realista, pois, como explicado em seções anteriores, a propagação da onda sofre efeitos como reflexão e difração. Embora isto limite os resultados da USCT por transmissão, algumas técnicas partem da premissa que a diferença da impedância acústica entre os objetos e o meio de propagação é baixa, o qual diminuí estes efeitos. Assumindo que a velocidade do som no meio e nos objetos dentro deste, é diferente mas tem comportamento "uniforme", é possível formular um sistema de equações similar a Tomografia por CT, onde o vetor de medidas $\vec{b}$ é equivalente a diferença de tempo entre a recepção de um sinal de ultrassom em um receptor após comparar a recepção em um meio homogêneo e em um meio com objetos ($\vec{\Delta t}$) (Figura 10), a matriz H é equivalente a uma matriz de distâncias "conhecida" (igual que no tradicional CT Figura 9) e o vetor imagem $\vec{q}$ será a incógnita que representa da diferença do inverso da velocidade do som em um meio homogêneo (c_0) (Água) e um meio com objetos (c) (equação 2.33).

$$b_i = \sum_{j=1}^J h_j \cdot q_j \rightarrow \Delta t_i = \sum_{j=1}^J dist_j * \left(\frac{1}{c_0} - \frac{1}{c_j} \right) \quad (2.33)$$

Esta formulação para USCT por transmissão é a escolhida e implementada neste trabalho.

2.2.3 Tomografia por Difração

A USCT por difração atualmente é aplicada para avaliar patologias e tumores nas glândulas mamárias por meio da utilização de múltiplos transdutores-receptores ((WISKIN; BORUP; JOHNSON, 2011), (LAVARELLO; HESFORD, 2013), (GREENLEAF; YLITALO; GISVOLD, 1987), (ANDRÉ et al., 1997)). Apesar do grande sucesso na geração destas imagens, as investigações na literatura trabalham com a premissa que dentro das mamas não existem materiais com alto contraste em relação ao meio (LAVARELLO; HESFORD, 2013), pois estes materiais violariam uma das hipóteses da equação de propagação assumida e prejudicariam a

Tabela 1 – Processo iterativo de alguns algoritmos ART

Algoritmo	Caraterística	Assumindo uma inicialização $\vec{q}^0 = \text{arbitrario}$
AART	Correção	$c_i^k = \begin{cases} 0 & \text{se } \vec{h}_i = 0 \\ \frac{b_i - \vec{h}_i \cdot \vec{q}_j^{(k)}}{ \vec{h}_i ^2} & \text{de outro modo} \end{cases}$
	Atualizar imagem	$\vec{q}_j^{(k+1)} = \vec{q}_j^{(k)} + \lambda c_i^k \vec{h}_{ij}$ onde $\lambda \in (0, 2]$ sendo um parâmetro escalar de relaxamento
SIRT	Correção	$\vec{g}^k = \sum_{i=1}^m \left(c_i^k \vec{h}_i \right)$ com c_i^k calculado igual que no AART e m sendo o número de medidas analisadas antes de atualizar o vetor imagem $\vec{q}_j^{(k+1)}$.
	Atualizar imagem	$\vec{q}_j^{(k+1)} = \vec{q}_j^{(k)} + \lambda \vec{g}^k$ onde $\lambda \in (0, 2]$ sendo um parâmetro escalar de relaxamento
NLAART	Correção	$f_i^k = \vec{h}_i \cdot \vec{q}_j^{(k)}$ $\sigma_i^k = b_i - f_i^k$ $d^k = \begin{cases} f_i^k (1 - \exp(-\alpha \sigma_i^k)) + \beta \sigma_i^k \exp(-\alpha \sigma_i^k) & \text{se } d^k \geq 0 \\ -f_i^k (1 - \exp(\alpha \sigma_i^k)) + \beta \sigma_i^k \exp(\alpha \sigma_i^k) & \text{se } d^k < 0 \end{cases}$
	Atualizar imagem	$\vec{q}_j^{(k+1)} = \vec{q}_j^{(k)} + d^k \vec{h}_{ij}$ com α e β sendo parâmetros escalares de relaxamento
NLSIRT	Correção	$\vec{g}^k = \sum_{i=1}^m \left(d_i^k \vec{h}_i \right)$ com d_i^k calculado igual que no NLAART e m sendo o número de medidas analisadas antes de atualizar o vetor imagem $\vec{q}_j^{(k+1)}$.
	Atualizar imagem	$\vec{q}_j^{(k+1)} = \vec{q}_j^{(k)} + \vec{g}^k$ com α e β sendo parâmetros escalares de relaxamento
	Parada	$[f_\theta(b, H, \vec{q}_j^{(k)}) < \varphi] \text{ or } [k < N_{iter}]$

Fonte – (GORDON; BENDER; HERMAN, 1970), (ANDERSEN; KAK, 1984), (WILLIS, 2000)

eficiência dos algoritmos existentes. Matematicamente falando o USCT por difração pode ser expressado assim:

2.2.3.1 Formulação Matemática do Campo Acústico

Assume-se que existe um espaço euclidiano R^N que contém o "objeto" a ser desenhado. Este espaço é dividido em duas porções disjuntas Ω_1 e Ω_0 . O domínio Ω_1 , é ocupado por um meio M_1 ("objeto") isotrópico, não homogêneo e com contorno fechado. O domínio Ω_0 é ocupado por um meio M_0 isotrópico que contém fontes ativas de som e sensores (transdutores-receptores).

Figura 10 – Esquema de Tomografia por Transmissão no Ultrassom

Fonte – Autor

Algorithm 1 Técnicas de Reconstrução Algébrica – Additive AART

Assumindo: Erro relativo residual inicial $RRE = 1$, limite de parada φ , número de iterações N_{iter} , contador $n = 0$, $\lambda \in (0, 2]$ como parâmetro escalar de relaxamento e $\vec{q}^0$ inicial

while $RRE > \varphi$ **or** $n < N_{iter}$ **do**

$n \leftarrow n + 1$

Calcule c_i^k

▷ Correção

Calcule $\vec{q}_j^{(k+1)} = \vec{q}_j^{(k)} + \lambda c_i^k h_{ij}$

▷ Atualizar imagem

Calcule $RRE = \frac{\|b_i - \vec{h}_{ij} \cdot \vec{q}_j^{(k+1)}\|}{\|b_i\|}$

▷ métrica para teste de convergência

end while

$\vec{q} \approx \vec{q}$

O campo de pressão μ no meio pode ser definido como a soma do campo gerado pelas fontes ativas (incidente "inc") e o campo difratado pelo objeto (sc):

$$\mu = \mu^{inc} + \mu^{sc} \quad (2.34)$$

Agora, dado um sistema de coordenadas r e uma frequência angular ω , a pressão total no meio $\mu(r)$, após a emissão de uma fonte $s^{inc}(r)$, pode ser calculada pela equação de *Helmholtz* assim (WIRGIN, 2002):

$$-\nabla[\ln(\rho(r))].\nabla\mu(r) + \nabla^2\mu(r) + k^2(r).\mu(r) = -s^{inc}(r) \quad (2.35)$$

onde $\rho(r)$ é a densidade e $k^2(r)$ é o número de onda definido como:

$$k^2(r) = \left[\frac{\omega}{c(r)} \right]^2 + j\omega\alpha_{loss} \quad (2.36)$$

sendo $c(r)$ a velocidade do som e $\omega\alpha_{loss}$ a parte imaginária de k que representa o poder de absorção do meio. Assumindo que o meio M_1 tem um comportamento similar a um líquido ("acoustic approximation" (WIRGIN, 2002)) e que a densidade tanto no meio M_0 como em M_1 é constante, a equação de *Helmholtz* resultante seria:

$$\nabla^2 \mu(r) + k^2(r) \cdot \mu(r) = -s^{inc}(r) \quad (2.37)$$

Para calcular o campo incidente gerado pela fonte se retira o meio M_1 (Meio Homogêneo na Figura 11) e então a equação de *Helmholtz* abaixo satisfaz:

$$\nabla^2 \mu^{inc}(r) + k_0^2(r) \cdot \mu^{inc}(r) = -s^{inc}(r) \quad (2.38)$$

onde k_0 é constante e representa as propriedades do meio.

Figura 11 – Formulação do campo de pressão

Fonte – Autor

Subtraindo as equações (2.37) e (2.38) se obtêm:

$$\nabla^2 [\mu(r) - \mu^{inc}(r)] + k^2(r) \cdot \mu(r) - k_0^2(r) \cdot \mu^{inc}(r) = 0 \quad (2.39)$$

Manipulando esta última equação, a partir da utilização da equação (2.34) e da soma e subtração do fator $k_0^2(r) \cdot \mu^{inc}(r)$, se obtém:

$$\nabla^2 \mu^{sc}(r) + k_0^2(r) \cdot \mu^{sc}(r) = -\mu(r) \cdot [k^2(r) - k_0^2(r)] \quad (2.40)$$

Para resolver as equações (2.38) e (2.40) se utiliza a função de *Green* (WIRGIN, 2002), a qual representa a resposta de uma fonte pontual na presença do k_0 e soluciona a equação:

$$\nabla^2 G_0(r, k_0) + k_0^2(r) \cdot G_0(r, k_0) = -\delta(r) \quad (2.41)$$

Assim, o campo incidente gerado pela fonte seria:

$$\mu^{inc}(r) = \int G_0(r - r', k_0) s^{inc}(r') d\Omega(r') \quad (2.42)$$

e o campo difratado:

$$\mu^{sc}(r) = \mu(r) - \mu^{inc}(r) = \int G_0(r - r'; k_0) \Upsilon(r', k) \cdot \mu(r') d\Omega(r') \quad (2.43)$$

onde $\Upsilon(r', k)$ é chamada função objeto ou função contraste e está definida como:

$$\Upsilon(r', k) = k^2(r') - k_0^2 \quad (2.44)$$

e o campo total será dado por:

$$\mu(r) = \mu^{inc}(r) + \int G_0(r - r'; k_0) \Upsilon(r', k) \cdot \mu(r') d\Omega(r') \quad (2.45)$$

Estas duas últimas equações são de vital importância para estimar imagens tomográficas quantitativas de Ultrassom.

2.2.3.2 Aproximação de Born e Distorted Born Iterative Method (DBIM)

Como pode ser visto, a equação (2.43) é não linear, pelo qual em 1969 Wolf (WOLF, 1969) propôs invocar a primeira aproximação de *Born* para linearizar esta, deixando-a assim:

$$\mu_{Born}^{sc}(r) = \int G_0(r - r'; k_0) \Upsilon(r', k) \cdot \mu^{inc}(r') d\Omega(r') \quad (2.46)$$

Esta aproximação assume que o campo disperso é desprezível em relação ao campo incidente ($\mu \approx \mu^{inc}$), e converteu-se em uma referência para algoritmos de USCT por difração como o *Born Iterative Method* ou o *Distorted Born Iterative Method (DBIM)*. É importante destacar que o uso da aproximação de *Born* pode trazer erros, pois para meios medianamente dispersores a solução é tendenciosa devido a que o campo disperso não é desprezível, e para meios altamente dispersores a solução dos algoritmos é divergente (HADDADIN; EBBINI, 1998). Para validar a aproximação de *Born*, pesquisadores encontraram, desde estudos em estruturas simples ((HADDADIN; EBBINI, 1998)(LAVARELLO; OELZE, 2008)), a relação entre a frequência, o tamanho e o contraste das não homogeneidades no meio com um valor limite no qual os algoritmos que usam a aproximação divergem. Esta relação ou condição de Divergência é chamada de *phase wrapping* (LAVARELLO; OELZE, 2008) e ocorre quando $\Delta\psi > \pi$, onde $\Delta\psi$ (equação 2.47) representa a mudança de fase através do objeto dispersor e é proporcional à:

$$\Delta\psi = \omega \left| \frac{1}{c} - \frac{1}{c_0} \right| d \quad (2.47)$$

com ω sendo a frequência de trabalho, c a velocidade do som no dispersor, c_0 a velocidade no *background* e d a longitude do dispersor. Após a validação do *phase wrapping*, foi demonstrado que algoritmos iterativos podem melhorar a imagem reconstruída (HADDADIN; EBBINI, 1998).

Como mencionado anteriormente, o DBIM usa a aproximação de *Born* e a principal diferença com *Born Iterative Method* consiste em que o DBIM permite introduzir conhecimento

a priori do meio de propagação. A formulação matemática do DBIM é representada da seguinte forma: sendo $k_b(r)$ uma função não homogênea que caracteriza o *background* acústico (conhecimento a priori do meio de propagação), a equação que caracteriza o campo acústico pode ser escrita como (LAVARELLO; HESFORD, 2013):

$$\mu_{real}(r, k) - \mu(r, k_b) = \int G_b(r - r'; k_b) \Delta \Upsilon(r') \cdot \mu(r', k) d\Omega(r') \quad (2.48)$$

onde $\mu_{real}(r, k)$ é o campo total produzido por um transdutor e medido em outro, k é o número de onda, $\Delta \Upsilon(r') = \Upsilon(r, k) - \Upsilon(r, k_b)$ e $G_b(r - r'; k_b)$ seria a função não homogênea de *Green* que representa a resposta de uma fonte pontual na presença do k_b e é definida como:

$$G_b(r, k_b) = \mu^{inc}(r) + \int G_0(r - r'; k_0) \Upsilon(r', k_b) \cdot G(r', k_b) d\Omega(r') \quad (2.49)$$

Para linearizar a equação (2.48) se aplica a aproximação de *Born*, gerando assim:

$$\begin{aligned} \Delta \mu^{sc}(r) &= \mu_{real}^{sc}(r, k) - \mu^{sc}(r, k_b) = \mu_{real}(r, k) - \mu(r, k_b) \\ &\approx \int G_b(r - r'; k_b) \Delta \Upsilon(r') \cdot \mu(r', k_b) d\Omega(r') \end{aligned} \quad (2.50)$$

Definidas as equações, o algoritmo (2) apresenta um resumo dos passos a seguir na implementação do DBIM. É importante ressaltar que na literatura o cálculo da função não homogênea de *Green* ($G_b(r - r'; k_b)$), equação (2.49)) e do campo disperso ($\mu^{sc}(r, k_b)$, equação (2.43)) são conhecidos como "*problema direto*" e simbolizam o campo acústico em posições pontuais (r) no meio de propagação após conhecer um modelo de parâmetros $k_b(r)$, uma excitação em uma fonte $s^{inc}(r)$ e a função homogênea de *Green* $G_0(r, k_0)$. Além disso, a solução da equação (2.50), conhecida como "*problema inverso*", produz um modelo estimado da distribuição de parâmetros ($\tilde{k}_b$) dados o campo de pressão medido em posições pontuais reais (μ_{real}^{sc} medido nos transdutores receptores). A diferença do "*problema direto*", em geral, o "*problema inverso*" é mal condicionado e dificilmente bem determinado, pelo qual é necessário ter cuidado na escolha da alternativa para a inversão.

Algorithm 2 DBIM

Assumindo: Erro relativo residual inicial $RRE = 1$, limite de parada φ , número de iterações N_{iter} , frequência de trabalho ω , contador $n = 0$ e k_b inicial

while $RRE > \varphi$ **or** $n < N_{iter}$ **do**

$n \leftarrow n + 1$

Calcule $G_b(r - r'; k_b)$

▷ função *Green* desde a equação (2.49)

Calcule $\mu^{sc}(r, k_b)$

▷ Desde a equação (2.43)

Calcule $\Delta \mu^{sc}(r)$

▷ subtração $\mu_{real}^{sc}(r, k) - \mu^{sc}(r, k_b)$

Calcule $\Delta \Upsilon(r)$

▷ Desde a equação (2.50)

$k_b \leftarrow k_b + \Delta \Upsilon$

Calcule $RRE \leftarrow \sqrt{\frac{\sum_{m=1}^M (\Delta \mu^{sc}(r_m))^2}{\sum_{m=1}^M (\mu_{real}^{sc}(r_m))^2}}$

▷ com m representando o Transdutor receptor

end while

$k \approx k_b$

3 ANÁLISE DE *PHANTOMS* COM CONTRASTE MODERADO

Neste capítulo será apresentada uma análise de como, em meios simulados, os fenômenos na propagação de ondas são aproveitados e como os algoritmos destinados a gerar imagens se comportam ante diferentes situações, sempre com a finalidade de poder extrair a maior quantidade de informação possível do meio. Para isto, este capítulo é dividido em seções: a primeira seção constituirá a explicação tanto do desenho de modelos numéricos ou *phantoms*, como o uso de um simulador de Transmissores-Receptores (TR) de ultrassom e seus respectivos campos (solução do problema direto). Na segunda seção serão implementadas estratégias de extração de áreas e/ou contornos usando o fenômeno de reflexão. Na terceira e quarta seção, com as informações colhidas após o uso do simulador (aplicação do campo de ultrassom simulado sobre os *phantoms*), ante diferentes parâmetros de inicialização e o uso de informação qualitativa, serão mostrados o comportamento e análise tanto dos algoritmos de transmissão como do DBIM respectivamente. A avaliação dos algoritmos será feita de duas formas: qualitativa e quantitativamente. Qualitativamente mediante a comparação visual entre o *phantom* e a reconstrução feita pelo respectivo algoritmo, ou mediante as métricas Verdadeiro Positivo (VP) e Falso Positivo (FP). A comparação quantitativa realizar-se-a através do uso de métricas como *Normalized Root Mean Square Error* (NRMSE), o fator de qualidade universal (Q) e o *Relative Residual Error* (RRE).

3.1 Modelo numérico e determinação de parâmetros

Nesta seção definiram-se todos os parâmetros necessários para as simulações e a geração de dados.

3.1.1 Determinação de modelos

Primeiro foi definido uma imagem quadrada cuja área simulada é equivalente a 441cm^2 (Figura 12). A discretização desta área (tamanho da imagem) depende da frequência a ser utilizada nas simulações, pois, para a simulação é necessário que o comprimento de onda seja maior que duas vezes o tamanho da relação metro/pixel, e assim respeitar o critério de *Nyquist*. Devido à relação direta entre frequência-atenuação, e ao fato de pretender estudar diferentes contrastes nos objetos simulados, decidiu-se usar uma frequência baixa (100 kHz) e um tamanho de imagem de 96×96 pixel os quais permitem, para o área de 441 cm^2 , respeitar o critério de *Nyquist* e uma velocidade mínima de 420m/s em qualquer objeto. Dentro do espaço simulado é adotado que o meio no qual estão os órgãos possui as propriedades da água. Os objetos dentro deste meio têm geometrias e propriedades físicas conhecidas (Figura 13). Estes modelos foram desenhados em um software de desenho chamado *Microsoft Office Visio*^R 2010. O modelo é homogêneo em relação a densidade ($\rho = 1000\text{kg/m}^3$), atenuação ($\alpha = 0.0022\text{dB}/(\text{cm}/\text{MHz}^1)$) e fator de potência ($\gamma = 1.05$), mas heterogêneo em relação a velocidade do som. A velocidade

do som é apresentada na tabela 2, onde o termo v será mudado conforme o contraste desejado. Para finalizar a geração dos modelos, todos os objetos simulados tem uma variação de $\pm 0.1\%$ nos valores de velocidade, isto é feito com a finalidade de gerar pequenos ruídos nos sinais recebidos.

Figura 12 – Localização dos transdutores-receptores

Fonte – Autor

Figura 13 – Modelos Simulados

Fonte – Autor

3.1.2 Simulação de transdutores, onda propagada e geração de dados

Para gerar as ondas ultrassônicas se assume que o corpo está embebido na água em um tanque com formato elíptico. 64 transdutores-receptores (TR) estão distribuídos na parede do

Tabela 2 – Velocidade dos objetos e meio simulado

Objeto	Velocidade $c(m/s)$
água	1540
Ob1	$1450 - v$
Ob2	$1630 + v$
Ob3	1520
Ob4	1570

Fonte – Autor

tanque. Estes transdutores podem estar conformados com 1 ou 3 elementos cada (Figura 12). O uso de 1 elemento por TR assume que a onda emitida será cilíndrica (no caso 2D) e sem focalização, a diferença do uso de 3 elementos por TR. A distância entre um TR e seus vizinhos pode ser calculada como a relação entre o perímetro do tanque e o número total de TR a simular ($N_{TR} = 64$). É importante ressaltar que uma grande quantidade de TR implicaria um maior custo eletrônico, além do tempo computacional empregado para analisar um número maior de dados, e que com uma quantidade pequena de TR estaria se comprometendo a qualidade das reconstruções, devido a falta de informação. Para as simulações é utilizado um sinal *Tone Burst* com uma oscilação, com uma frequência de $100kHz$ e uma amplitude de $0.1MPa$. Na geração de dados, é simulado por separado o fenômeno de propagação de ultrassom em um meio homogêneo (referência) e em um meio com objetos. Cada simulação começa escolhendo um único transdutor que emite uma onda ultrassônica, enquanto todos os transdutores receptores no meio "escutam" durante um período de tempo definido como:

$$t_{escuta} = \frac{2 \cdot \max(dist_{TR})}{c_{min}} \quad (3.1)$$

onde $\max(dist_{TR})$ é a máxima distancia entre todos os transdutores e c_{min} é a velocidade mínima do modelo a ser analisado. Logo após, se escolhe um novo transdutor emissor, e se repete o processo até que todos os transdutores tenham emitido uma e só uma vez. A frequência de amostragem é definida pelo k -wave e vai depender do tamanho em metros do pixel e da velocidade máxima do modelo estudado.

3.1.3 Sinais e simulações

Neste capítulo é tratado o baixo contraste, por isso os objetos simulados *ob1* e *ob2* (Figura 13) dos 2 modelos aqui propostos tem variação de velocidade do som de $v = [0, 50, 100]m/s$ enquanto os outros objetos não mudam de velocidade (Tabela.2). Assim, cada modelo tem 3 tipos de distribuição de parâmetros, os quais são chamados segundo a velocidade do som de *ob1* e *ob2*, ou seja, se tem a distribuição $1450 - 1630$, a distribuição $1400 - 1680$ e a distribuição $1350 - 1730$. Para cada distribuição de parâmetros existirá uma simulação com 1 e 3 elementos por transdutor, deixando assim para cada modelo 6 grupos de dados. Estes dados podem ser trabalhados sem ruído e com ruído adicionado. O ruído é adicionado com a finalidade de não

cometer o que se conhece na literatura como "*inverse crime*", o qual ocorre quando os mesmos ou quase os mesmos dados teóricos são empregados para inverter dados em um problema inverso. O ruído colocado nos sinais tem distribuição normal de média zero e desvio padrão dependente da faixa dinâmica da subtração entre os sinais recebidos após a simulação no meio homogêneo (Conjunto referência) e os sinais recebidos na propagação com objetos no meio (Conjunto objeto), ou seja:

$$\sigma_{ruído} = \Phi * RangoDinam \quad (3.2)$$

em que Φ é a porcentagem de ruído que será aplicada e

$$RangoDinam = |max(sinalDif_{e,r})| + |min(sinalDif_{e,r})| \quad (3.3)$$

com

$$sinalDif_{e,r} = sinalReferencia_{e,r} - sinalObjeto_{e,r} \quad (3.4)$$

Todas as simulações e reconstruções são feitas em Matlab 2015.

3.2 Análise de algoritmos de Reflexão

Como foi explicado em seções anteriores (subseção 3.1.2) há dois conjuntos de sinais: um grupo referente à propagação em meio homogêneo (Conjunto referência) e um grupo alusivo à propagação com objetos no meio (Conjunto objeto). Aproveitando isto, é possível processar estes sinais para extrair novas informações e assim obter imagens com dados referentes aos objetos no meio de propagação. Tendo em conta que o objetivo desta seção é obter imagens com regiões dos objetos que possuem uma diferença de impedância acústica em relação ao meio de propagação, foram implementados duas abordagens: a primeira é a geração de uma máscara auxiliar que usa a reflexão como critério de separação entre o que é água e o que não é, e a segunda, que é o STA explicado em seções anteriores.

3.2.1 Reflexão e geração da Máscara objetos

A área do *ob3* (Figura 13) é equivalente a 62.17% da área elíptica onde os transdutores têm influência. A geração de uma máscara que isole a área referente a este objeto (objeto externo) conseguirá diminuir a área a ser reconstruída, e assim diminuir o número de incógnitas a ser calculadas nos algoritmos de transmissão ou difração. Esta mesma lógica poderia ser levada em conta ante diferentes tipos de exames onde se utilize transdutores periféricos (Tomografia de Mama por exemplo). Para a geração deste tipo de máscara, neste trabalho se parte da ideia de que a primeira reflexão significativa, medida em um TR que age como emissor (TR-emissor), dá uma referência sobre a possível localização do objeto mais perto dele. Assim, assumindo que a velocidade do som no meio é constante ($C_{meio} = C_{ref} = c_0$) e que se conhece tanto a localização espacial dos transdutores, como o número de amostras emitidas pelo TR-emissor (z amostras), é possível estabelecer tanto a distância entre o TR-emissor e o Objeto ($Dist_{E \rightarrow O}$), quanto o tempo que demora a onda emitida em percorrer o espaço entre eles. Para estabelecer

esta distância se subtrai o "sinal referência"(Figura 14.c) do "sinal objeto"(Figura 14.d), advindos da recepção no emissor após emitir no meio homogêneo (Figura 14.a) e no meio com objetos (Figura 14.b) respectivamente. Sobre o sinal resultante se calcula a envoltória (Figura 14.e) e se encontra o valor máximo da mesma. Com a finalidade de tirar ruídos pequenos que possam afetar o cálculo da $Dist_{E \rightarrow O}$, todo valor do sinal da envoltória que seja inferior a um valor limite (ε), calculado como uma porcentagem do valor máximo encontrado, é eliminado. Finalmente se encontra o primeiro pico no sinal resultante, o qual nos indica a primeira reflexão, e por vez o tempo (t_{pico}) que a onda demorou em ir e voltar desde o emissor até o primeiro objeto no meio. Finalmente, com centro na posição do TR-emissor se desenha um círculo com $raio = 0.5c_0t_{pico}$ (Figura 15.a). O processo anterior é repetido para todos os TR-emissores e a área entre os círculos desenhados será a referente às bordas exteriores do objeto exterior no meio (Figura 15.c). É importante destacar que a porcentagem do valor máximo é definida empiricamente e varia segundo as propriedades do meio.

3.2.2 Aplicação do STA

O objetivo da aplicação da técnica STA é obter uma ideia geral sobre a possível localização de objetos no meio de propagação e de algumas características tais como a forma, área, entre outras. A técnica STA aqui implementada só trabalha com o conjunto de informações dos objetos no meio (Conjunto objeto) e sofre de uma modificação. Para começar, cada sinal recebido ($Real = Sinal_{objeto_{e,r}}$) é processado, encontrando por meio da transformada de *Hilbert*, sua componente imaginária ($Image_{e,r}$)(Figura 16), que consiste na obtenção do sinal analítico (quadratura). Neste ponto é possível obter o sinal da envoltória por meio da soma ao quadrado da parte real e da parte imaginária do sinal recebido. Embora isso possa ser feito, o fato de só levar em conta o sinal da envoltória (*Modulo*), descarta informações valiosas como a fase. De tal modo, tentando aproveitar a maior quantidade de informação, é aplicada a teoria do STA para reconstruir uma imagem " STA_{Real} ", correspondente a parte real dos sinais recebidos e uma imagem " $STA_{imaginaria}$ ", correspondente a parte imaginária. Para a geração destas imagens é necessário considerar que a simulação com *k-wave* gera uma onda esférica e pode atingir diretamente nos transdutores recebidos. Conhecendo o número de amostras da onda emitida e a distância do transdutor emissor com respeito aos transdutores receptores, é possível calcular o limite de amostras a ser consideradas, ou seja é possível eliminar a influência direta da onda emitida. Portanto, para a intensidade de um pixel $I_w = I(x, y)$, se tem:

$$I_{STA}(x, y) = I_w = \sum_{e=1}^{N_e} \sum_{r=1}^{N_r} a.sinal_{e,r}(t_{e,w} + t_{w,r}) \quad (3.5)$$

em que

STA pode ser o STA da parte real ou STA da parte imaginária do grupo de sinais recebidos,

e é índice do transdutor emissor,

Figura 14 – Geração de Máscara por Reflexão: (a) e (b) simulação da propagação no meio com e sem objetos respectivamente. (c) e (d) representam o "sinal referência" e o "sinal objeto" gerados após a simulação da propagação. (e) é o sinal da envoltória da subtração entre o "sinal referência" e o "sinal objeto", e (f) é a envoltória após a eliminação dos valores que não superam um valor limite calculado como uma porcentagem empírica da magnitude do pico máximo.

Fonte – Autor

r é índice do transdutor receptor,

N_r é o número total de transdutores receptores,

$signal_{e,r}$ é a parte real ou a parte imaginária do sinal recebido no transdutor r devido à emissão no transdutor e ,

$t_{e,w}$ é o tempo que demora a trajetória mais rápida desde o transdutor e ao pixel w ,

$t_{w,r}$ é o tempo que demora a trajetória mais rápida desde o pixel w ao transdutor r .

Figura 15 – Geração de Máscara por Reflexão

Fonte – Autor

a é o fator de tempo e é definido como :

$$a = \begin{cases} 0 & \text{se } (t_{e,w} + t_{w,r}) < (t_{E \rightarrow R} + t_z) \\ 1 & \text{se } (t_{e,w} + t_{w,r}) \geq (t_{E \rightarrow R} + t_z) \end{cases} \quad (3.6)$$

em que

$t_{E \rightarrow R}$ é o tempo que demora a trajetória mais rápida desde o transdutor e transdutor r .

t_z é a duração do pulso emitido

Já com as duas imagens geradas por meio da teoria STA, se gera a imagem de potência (Figura 16). Esta imagem é definida como:

$$I_{Potencia} = (STA_{Real})^2 + (STA_{imaginaria})^2 \quad (3.7)$$

e será o nosso referencial para comparar com respeito ao modelo original.

3.2.3 Resultados e discussão

Como mencionado anteriormente a geração da máscara por reflexão pode servir para diminuir a área a ser reconstruída. Com isto em mente, as máscaras geradas e aqui apresentadas são avaliadas por meio das métricas Verdadeiro Positivo (VP) e Falso Positivo (FP) as quais informam, em porcentagem, quanto da máscara gerada delimita correta e incorretamente o *ob3*. As tabelas (3) e (4) apresentam os resultados ao comparar a área do *ob3* com a máscara gerada para as diferentes configurações. A Figura 17 apresenta duas máscaras geradas desde um grupo de sinais sem e com ruído (5% (ver seção 3.1.3, equação 3.2)) respectivamente. Estas máscaras são referentes ao modelo 2 com um contraste de 1350-1730, 3 elementos por TR e uma porcentagem do Pico máximo de 6.5%. Observando tanto esta imagem como as tabelas (3) e (4) é possível ver como ao adicionar ruído nos sinais, a identificação do primeiro pico em alguns transdutores se vê alterada, gerando uma máscara que se aproxima de *ob3* mas que perde precisão (Figura 17b). Embora esta variação, a máscara consegue selecionar uma porção

Figura 16 – Processamento e geração de sinais e imagens auxiliares. São processados os sinais recebidos para obter a componente real e imaginária do sinal. Utilizando estes componentes são feitas imagens com a teoria STA. Finalmente as imagens geradas são combinadas numa imagem de potência

Fonte – Autor

da área elíptica original, conseguindo assim diminuir a área de trabalho. A consequência disto será analisada em seções posteriores. Além disso, segundo as tabelas, não se percebe uma diferença significativa entre a máscara gerada com um e com três elementos por TR. É importante

ressaltar o impacto da porcentagem do pico máximo, pois no caso de aumentar este, a área de trabalho se comprime mais e pode sinalizar a localização de objetos mais refletivos no meio de propagação. Para exemplificar isto, a Figura 18 mostra o caso de máscaras geradas para quando se aumenta o valor de 6.5% a 30% nos dois modelos, baixo um contraste de 1350-1730, 3 elementos por TR e adicionando 5% do ruído no sinais.

Figura 17 – Comparação Máscaras por reflexão: As máscaras apresentadas são referentes ao modelo 2 com um contraste de 1350-1730, 3 elementos por TR e um Pico máximo de 6.5%. A linha em vermelho é o contorno do objeto *ob3*. a) máscara gerada sem ruído nos sinais. b) máscara gerada com 5% de ruído.

Fonte – Autor

Tabela 3 – Avaliação de Máscara gerada sem ruído nos sinais

Modelo	Contraste	N_elementos x TR	% Pico Máximo	VP	FP
1	1450-1630	1	0,09	99,96	1,92
	1400-1680	1	0,09	99,93	1,57
	1350-1730	1	0,065	99,93	1,20
	1450-1630	3	0,09	99,89	1,78
	1400-1680	3	0,09	99,89	1,31
	1350-1730	3	0,065	99,86	1,23
2	1450-1630	1	0,09	99,96	1,80
	1400-1680	1	0,09	99,93	1,43
	1350-1730	1	0,065	99,86	1,16
	1450-1630	3	0,09	99,93	1,70
	1400-1680	3	0,09	99,86	1,35
	1350-1730	3	0,065	99,86	1,09

Fonte – Autor

Em relação ao STA, a avaliação será por meio visual, pois a informação brindada por esta técnica, em alguns casos (por exemplo quando o objeto é grande e refletivo o suficiente), permite inferir uma ideia tanto da localização como das bordas externas dos objetos no meio,

mas limita a percepção das bordas internas deles. As Figuras 19 e 20 apresentam a reconstrução pela técnica STA nos dois modelos aqui estudados. Em cada figura é possível ver tanto o modelo a ser reconstruído como a respectiva reconstrução usando diferente número de elementos por TR para os três tipos de contraste. É importante ressaltar que estas reconstruções assumem que se tem um emissor e 11 receptores, os quais são o mesmo emissor e os 10 vizinhos mais perto dele. Além disso, estas imagens foram feitas com os sinais recebidos sem adicionar nenhum tipo de ruído.

Tabela 4 – Avaliação de Máscara gerada com 5% de ruído nos sinais

Modelo	Contraste	N_elementos x TR	% Pico Máximo	VP	FP
1	1450-1630	1	0,09	99,86	2,87
	1400-1680	1	0,09	99,79	3,66
	1350-1730	1	0,065	96,10	6,94
	1450-1630	3	0,09	99,61	5,13
	1400-1680	3	0,09	99,93	6,08
	1350-1730	3	0,065	99,71	6,12
2	1450-1630	1	0,09	99,86	5,29
	1400-1680	1	0,09	99,33	5,17
	1350-1730	1	0,065	99,33	7,86
	1450-1630	3	0,09	99,72	11,16
	1400-1680	3	0,09	99,79	5,93
	1350-1730	3	0,065	99,29	11,06

Fonte – Autor

Figura 18 – Impacto da porcentagem do Pico Máximo escolhido. Ao aumentar a porcentagem (Neste caso passando de 6.5% a 30%) a área de trabalho se comprime e pode sinalizar a localização de objetos mais refletivos no meio de propagação. As linhas em azul e vermelho são as correspondentes aos contornos do *ob1* e *ob2*. As máscaras apresentadas são para um contraste de 1350-1730, com ruído de 5% nos sinais e 3 elementos por TR. a) máscara gerada para o modelo 1. b) máscara gerada para o modelo 2.

Fonte – Autor

Figura 19 – Imagens de potência reconstruídas pelo método STA (50dB) feitas desde os sinais puros, ou seja sem adicionar nenhum ruído neles. A imagem superior mostra o modelo 1 a ser reconstruído. A primeira e segunda coluna representam a reconstrução das bordas dos objetos utilizando 1 e 3 elementos por transdutor respectivamente. O número de receptores analisados é 11, os quais são o receptor e os receptores mais perto dele.

Fonte – Autor

Figura 20 – Imagens de potência reconstruídas pelo método STA (50dB) feitas desde os sinais puros, ou seja sem adicionar nenhum ruído neles. A imagem superior mostra o modelo 2 a ser reconstruído. A primeira e segunda coluna representam a reconstrução das bordas dos objetos utilizando 1 e 3 elementos por transdutor respectivamente. O número de receptores analisados é 11, os quais são o receptor e os receptores mais perto dele.

Fonte – Autor

Avaliando as imagens reconstruídas por esta técnica é possível ver que as bordas externas (bordas que estão mais perto dos Transdutores e que geram ecos "diretos") estão bem definidas, e como o contraste destas aumenta ao aumentar a diferença de velocidade entre os objetos *ob1*, *ob2* e o meio (melhor relação Sinal Ruído). Supondo que uma onda gerada num transdutor se propaga no meio, atinge um objeto e gera uma onda refletida, é razoável pensar que devido ao fato de ter mais objetos no meio, a onda refletida poderá atingir e interagir com estes objetos antes de ser "escutada" por alguns transdutores. Considerando isto e lembrando que à teoria do STA assume uma velocidade constante entre o transdutor e algum refletor, a imagem de saída do STA apresentará ruídos e/ou erros visíveis em áreas que separam os objetos no meio. Estes efeitos são dependentes do tamanho dos objetos no meio, da distância que separa eles e as respectivas propriedades físicas. Por exemplo, observando o modelo 1, o qual parece uma versão simplificada de uma "caixa torácica" (Figura 19), se observa que o tamanho do *ob1* é bem maior em relação a *ob2* e *ob3*, e que as distâncias que separam eles são pequenas. As reconstruções por STA para este modelo, conforme aumenta a diferença de velocidade entre os objetos *ob1*, *ob2* e o meio, apresentam bordas externas bem definidas mas os lugares onde deveriam estar as bordas internas dos objetos *ob1*, *ob2* e *ob4*, são representados por pixel cuja intensidade é difusa, não permitindo identificar e definir bem as respectivas bordas. Dado que o meio é atenuante, o efeito da interação de ondas refletidas entre os objetos no meio diminui com respeito a distância entre eles. Assim, é possível aceitar que quanto maior a separação entre os objetos, menor será o ruído em regiões perto destes (Modelo 2, Figura 20) e possivelmente se terá uma melhor reconstrução das respectivas bordas internas. Analisando especificamente este caso, em que a distância que separa os objetos é grande e não existe uma grande diferença em tamanho entre eles (Modelo 2, Figura 20), se apresenta outro problema, já antes mencionado. Algumas das bordas internas podem ser um erro, um falso positivo devido justamente a possível interação das ondas refletidas entre os objetos do meio. Este fenômeno se amplifica quando aumenta a diferença de velocidade entre os objetos *ob1*, *ob2* e o meio. Muitos dos ruídos que se observam nas reconstruções têm um formato "elíptico" e também são produto da própria teoria do STA. Ao analisar o uso de 1 ou 3 elementos por TR, não se observam diferenças significativas entre as reconstruções. O mesmo ocorre ao comparar uma reconstrução feita por STA adicionando ou não ruído (5%) nos sinais.

Embora o STA como a geração de máscaras se mostrem boas técnicas para extração de características, isolando e sinalizando regiões onde há objetos com diferentes propriedades físicas em relação ao meio de propagação, muitas vezes na área médica é importante, além de ter esta identificação, conhecer os valores das propriedades físicas dos objetos dentro do meio. Nas seguintes seções serão mostrados os resultados de técnicas quantitativas que tentam suprir esta necessidade e as suas respectivas limitações.

3.3 Análise de Algoritmos de transmissão

Neste capítulo é tratado o baixo contraste e assumido, apesar de ser pouco realista, que a propagação do som no meio ocorre em linha reta e que os fenômenos de reflexão e difração são "mínimos". Isto permite, desde os conjuntos de sinais simulados (Conjunto referência e Conjunto objeto), obter imagens quantitativas de ultrassom. Para gerar estas imagens e melhorar as respectivas reconstruções, é importante deixar claro que, além de implementar os algoritmos explicados na seção 2.2.2, também serão aplicadas duas alterações complementares para as tradicionais "Técnicas de Reconstrução Algébrica"(ART); uma que é uma modificação do filtro chamado *Modified Median Filter* ((WHITING, 1992),(WILLIS, 2000)) e outra que consiste no aumento de Receptores (virtuais) de ultrassom.

3.3.1 Modificação do *Modified Median Filter*

O *Modified Median Filter* foi proposto por Whiting ((WHITING, 1992),(WILLIS, 2000)) com a finalidade de controlar ruídos na imagem gerada pelo algoritmo SIRT (Tabela 1). Dependendo da gama de valores na periferia de cada pixel, este filtro escolhe que tipo de modificação será feita no valor do pixel. Na sua proposta original, o critério do *Modified Median Filter* para aplicar a modificação consiste em saber se a diferença entre a segunda maior e a segunda menor intensidade de uma janela centrada no pixel supera, ou não, um valor empírico. Caso tal seja superado, o valor da intensidade do pixel será o valor da mediana da janela. No caso contrário, o valor será substituído por o valor médio da janela. Para este trabalho, a variação em relação a proposta original consiste em eliminar o parâmetro empírico e sempre modificar o valor do pixel pelo valor médio entre a segunda menor e a segunda maior intensidade da janela do filtro. Com isso claro, os algoritmos algebraicos comparados nesta seção foram o *Additive* (AART), o AART com o filtro (M-AART), o *Simultaneous* (SIRT), o SIRT com filtro (M-SIRT), o *Additive nonlinear* (NLAART), o NLAART com filtro (M-NLAART), o *Simultaneous nonlinear* (NLSIRT) e o NLSIRT com filtro (M-NLSIRT). Devido as proporções das imagens a ser reconstruídas (96x96), uma janela 3x3 para o filtro foi escolhida. Além disso, a aplicação do filtro é feita após finalizar cada *sweep*. Entenda-se por *sweep* a avaliação de todos os TR-emissores com todos os TR-receptores uma única vez.

3.3.2 Geração de receptores virtuais

O ideal em um sistema com transdutores na periferia, como o nosso, seria ter todo o domínio periférico cheio com TR-receptores para receber o campo ultrassônico. O fato de ter mais TR-receptores iria garantir um número maior de equações e possivelmente ajudar a convergência de algoritmos iterativos. Dadas as limitações físicas de ter um maior número de TR na periferia da área elíptica, decide-se gerar TR-sensores Virtuais, os quais estão entre cada par de TR reais e terão um sinal equivalente a soma dos sinais ponderados e atrasados recebidos nos TR Reais da sua vizinhança. Assumindo que se conhece a posição do transdutor

virtual (TR-v), dos transdutores reais mais próximos a ele (TR-r1 e TR-r2) e do emissor (TR-e), define-se o atraso em cada sinal Real como:

$$t_{e-r} = \int_{Le-r} \frac{1}{c_j} dL \quad (3.8)$$

onde L é o percurso (Linha reta) entre o TR-emissor e o TR-real, e c_j é a velocidade do som em cada ponto do percurso. A ponderação é definida como o inverso da distância entre o transdutor virtual (TR-v) e o respectivo TR-real, sendo que a soma das ponderações é igual a 1, ou seja $w_{v-r1} + w_{v-r2} = 1$. Já definido tanto a ponderação como o respectivo atrasos, se define a geração do sinal virtual como:

$$signal_{e-v}(t - t_{e-v}) = w_{v-r1} * signal_{e-r1}(t - t_{e-r1}) + w_{v-r2} * signal_{e-r2}(t - t_{e-r2}) \quad (3.9)$$

onde $signal_{e-x}$ é o sinal recebido no transdutor x após a emissão no emissor e ((RODRIGUES, 2016)).

3.3.3 Parâmetros de reconstrução para algoritmos de Transmissão

Para entender os resultados posteriormente apresentados é necessário definir os parâmetros de reconstrução dos algoritmos ART, e todas as decisões que afetam ditas reconstruções. Sendo assim deve ficar claro que as conclusões são baseadas nos resultados dos 4 algoritmos com:

- * adição ou não de ruído nos sinais simulados;
- * uso ou não da máscara gerada na seção 3.2.1;
- * uso ou não da modificação do *Modified Median Filter*;
- * uso ou não de sensores virtuais.

Além disso, a equação a ser resolvida será a equação 2.33 e o número total de *sweep* foi definido como 16. Para realizar o cálculo do valor de Δt_i (b na equação 2.33) foi usado o tempo correspondente a maior correlação entre os sinais recebidos após a emissão em um meio homogêneo e em um meio com objetos. Todas as reconstruções partem de uma inicialização $\vec{q}^0 = 0$ e os parâmetros escalares de relaxamento para o NLAART e o NLSART são definidos como $\alpha = 200$ e $\beta = 200$ e para o AART e o SIRT $\lambda = 0.05$. Além disso, cada reconstrução tem 2 limitantes impostos. O primeiro é um limitante de velocidade no qual se assume que as velocidades no meio de propagação estão $\pm 200m/s$ da maior e menor velocidade dos objetos simulados. Isto quer dizer que se esta analisando, por exemplo, os dados para um contraste de 1350-1730, e um pixel da reconstrução assume um valor que está fora do intervalo $[1150, 1930]m/s$, nesse pixel será imposto o valor mais próximo dentro do intervalo. O segundo limitante refere-se a quais TR-receptores serão analisados segundo a focalização do TR-emissor. Em seções anteriores foi explicado que o simulador adota que um elemento por transdutor emite uma onda cilíndrica. Neste trabalho, quando se usa essa configuração (1 elemento por TR) se assume que

existe uma "focalização" dirigida ao centro da distribuição elíptica, e que essa "focalização" está limitada por um ângulo Θ . Assim, só serão analisados os TR-receptores que estejam dentro da área entre $\pm$ esse ângulo de focalização (Figura 21). No caso de ter uma configuração com 3 elementos por TR, a focalização "existe" e o ângulo desta é medido desde a normal gerada pela distribuição dos 3 elementos. O ângulo limitante aqui escolhido foi $\Theta = 22.5$.

Figura 21 – Ângulo de focalização segundo o número de elementos por Transdutor. Os transdutores a serem elegidos como TR-receptores (em vermelho) dependem do ângulo entre a normal do emissor (assumida como a linha que une o TR-emissor e o centro da distribuição elíptica no caso de 1 elemento por TR).

Fonte – Autor

3.3.4 Resultados e discussão

Com o objetivo de obter imagens quantitativas foram implementados 4 algoritmos os quais assumem que a propagação de uma onda ultrassônica ocorre em linha reta, que os efeitos na interação da onda com objetos dentro do meio, tais como reflexão e difração, são mínimos e desprezíveis, e que o principal fenômeno a ser estudado é o de transmissão. Para a avaliação dos métodos foram utilizadas, além de uma comparação visual, a métrica *RRE* (definida no algoritmo 1), a métrica *NRMSE* e o fator de qualidade universal (*Q*) definidos como:

$$Q = \left(\frac{\sigma_{FG}}{\sigma_G \cdot \sigma_F} \right) \cdot \left(\frac{2\bar{F} \cdot \bar{G} + cp}{\bar{F}^2 + \bar{G}^2 + cp} \right) \cdot \left(\frac{2\sigma_F \cdot \sigma_G + cp}{\sigma_G^2 + \sigma_F^2 + cp} \right). \quad (3.10)$$

$$NRMSE = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^J (F_j - G_j)^2}{\sum_{j=1}^J (F_j)^2}} \quad (3.11)$$

sendo F a imagem original a ser reconstruída, G a imagem aproximada feita pelo algoritmo, o símbolo $\bar{F}$ se refere ao valor médio da imagem, σ_F a variância da imagem, σ_{FG} a covariância entre o *gold standard* (F) e a imagem reconstruída (G), e cp uma constante de estabilização

aqui definida como:

$$cp = \frac{(\max(F) - \min(F))^2}{1000}. \quad (3.12)$$

Devido a grande quantidade de dados obtidos, decidiu-se anexar as múltiplas tabelas de todas as possíveis combinações com o valor destas métricas após 16 *sweep*. Desde uma perspectiva meramente visual, as figuras 22 e 24 mostram algumas reconstruções obtidas para diferentes contrastes dos modelos aqui estudados. Estas reconstruções são feitas sem adicionar ruído nos sinais e se dão em toda a área elíptica, sem uso de TR-receptores virtuais. Quando os objetos no meio possuem velocidades próximas a c_0 , ou seja, quando se faz um análise de baixo contraste (1450 – 1630), nota-se que as reconstruções, a pesar de não definir bem as bordas dos objetos, apresentam regiões com velocidades próximas aos valores a serem reconstruídos. Ao aumentar o contraste (1350–1730) e o tamanho dos objetos (Comparação entre as reconstruções do modelo 1 vs modelo 2 (Figuras 22 e 24)), estas regiões começam a se mostrar mais difusas, mostrando linhas retas, advindas da hipótese de assumir que a propagação ocorre desta maneira e fazendo com que a hipótese de negligenciar os efeitos da reflexão e difração não seja adequada. É interessante observar que a modificação do filtro *Modified Median Filter* aqui proposta se torna uma forma eficaz de diminuir a influência das linhas retas e ajuda também a delimitar melhor as regiões onde se encontram os objetos.

Desde o ponto de vista numérico, as Figuras 23 e 25 mostram o comportamento dos algoritmos aqui analisados com os mesmos parâmetros utilizados nas reconstruções das Figuras 22 e 24. Este comportamento se manifesta como a evolução das métricas aqui mensuradas versus o número de *sweep*. Todas as curvas contínuas são referentes aos algoritmos base e as curvas tracejadas são alusivas aos mesmos algoritmos usando a modificação do filtro *Modified Median Filter*. Como pode ser visto, existe um comportamento assintótico na maioria das métricas para os diferentes algoritmos. Quando analisadas as métricas do Modelo 1 (Figura 23), o que parece uma versão simplificada do tórax, é possível observar, para o menor contraste (1450-1630), como os algoritmos tem comportamento similar. Embora isso é destacável como o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter* nos 4 algoritmos base gere uma leve melhora em todas as métricas, mais pronunciada na métrica de qualidade universal Q . Ao aumentar o contraste (1350-1730) é possível observar como o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter* garante o comportamento assintótico das curvas, enquanto que nos algoritmos que não o usam, as métricas $NRMSE$ e Q atingem valores picos, para depois se degradar, piorando assim seus valores. Além disso, para este contraste, o uso do filtro leva à melhoras mais pronunciadas no valor as métricas $NRMSE$ e Q no último *sweep*. Ao observar as métricas para o Modelo 2 (Figura 25), percebe-se um comportamento similar à análise das reconstruções do modelo 1, mas com diferenças menos significativas entre os algoritmos. Ainda assim, se mantém válida a observação de como o uso do filtro *Modified Median Filter* melhora o valor das métricas $NRMSE$ e Q . Fazendo uma análise geral destas curvas para os dois modelos, pode se inferir que:

- * Entre os algoritmos base, os algoritmos tipo SIRT, com formulação linear ou não, têm um melhor desempenho quando comparados com os tipos ART;
- * O uso do Filtro *Modified Median Filter* gera uma melhora tanto nos valores das métricas *NRMSE* e *Q* como no comportamento assintótico das mesmas;
- * Embora entre os algoritmos que usam o Filtro *Modified Median Filter* não seja possível estabelecer qual é o melhor, o algoritmo M-SIRT tem uma adaptação assintótica mais rápida;
- * A validade da hipótese de negligenciar os efeitos de reflexão e difração é válida para baixos contrastes. Ao aumentar o contraste estes efeitos se fazem mais presentes e sua influência dependerá do tamanho dos objetos dentro do meio de propagação;
- * A partir do *sweep* 10, o comportamento das curvas do *RRE* é constante, fazendo válida a ideia de estabelecer um critério de parada conforme a evolução da mesma.

Deve ficar claro que todas as métricas possuem importância. O *RRE* compara o sinal recebido com a projeção calculada, o *NRMSE* estima erros absolutos entre o ideal e a imagem reconstruída, e o valor de qualidade universal (*Q*), pela sua definição e origem, considera a degradação na imagem como uma mudança na informação estrutural (contraste, luminosidade e correlação). Embora isto, entre elas, o valor *Q* terá maior relevância aqui devido a comparação mais ampla (robusta) entre a imagem original e a respectiva reconstrução. Em relação a usar a máscara por reflexão, proposta na seção 3.2.1, a Figura 26 apresenta o comportamento da métrica *Q* para a reconstrução com o uso de 1 elemento por transdutor, sem adição de ruído nos sinais e sem o uso de transdutores virtuais. Nesta Figura, as figuras (a),(c),(e) e (g) mostram uma comparação da evolução entre as reconstruções dos algoritmos base sobre a área elíptica (linhas contínuas), e eles mesmos reconstruído so na área gerada pela máscara por reflexão (linhas tracejadas). As figuras (b),(d),(f) e (h) mostram o mesmo comportamento com o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter*. Ao analisar estas curvas percebe-se uma leve melhora, quando usada a máscara por reflexão, nas reconstruções sem o uso do filtro, para ambos modelos (entre 0 e 8% segundo o algoritmo analisado). Além disso, em alguns casos, o uso da máscara ajuda a que a velocidade de convergência das curvas seja levemente maior. Embora essas leves melhoras, quando se analisa o comportamento das mesmas curvas usando a modificação do filtro *Modified Median Filter*, não se percebe melhora após os 16 *sweep*. Outra diferença, não muito significativa, é em relação ao tempo que demoram os algoritmos em realizar os 16 *sweep*. Quando não se usa a máscara a velocidade média dos algoritmos é de 15.3 segundos, enquanto quando se usa a máscara essa velocidade decresce, em média, 0.5 segundos. Os anteriores comportamentos e conclusões são válidas também para quando se analisa adicionando ruído nos sinais ou aumentando o número de elementos por TR.

Figura 22 – Algumas reconstruções obtidas para o modelo 1 baixo os contrastes extremos aqui analisados. Estas reconstruções foram feitas para toda a área elíptica, com 1 elemento por transdutor, sem adição de ruído nos sinais e sem o uso de transdutores virtuais. É notória a melhoria quando usada a modificação do filtro *Modified Median Filter*.

Fonte – Autor

Figura 23 – Evolução das métricas que medem o desempenho dos algoritmos de transmissão ao reconstruir o modelo 1. Estas curvas são referentes às reconstruções feitas para toda a área elíptica, com 1 elemento por transdutor, sem adição de ruído nos sinais e sem o uso de transdutores virtuais. Por cada gráfico são 8 curvas correspondentes aos 4 algoritmos base (AART, SIRT, NL-AART e NL-SIRT), representados por linhas contínuas, e os 4 algoritmos base com a modificação do filtro *Modified Median Filter* (M-AART, M-SIRT, M-NL-AART e M-NL-SIRT), representados por linhas tracejadas. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Figura 24 – Algumas reconstruções obtidas para o modelo 2 com os contrastes extremos aqui analisados. Estas reconstruções foram feitas para toda a área elíptica, com 1 elemento por transdutor, sem adição de ruído nos sinais e sem o uso de transdutores virtuais. É notória a melhoria quando usada a modificação do filtro *Modified Median Filter*.

Fonte – Autor

Figura 25 – Evolução das métricas que medem o desempenho dos algoritmos de transmissão ao reconstruir o modelo 2. Estas curvas são referentes às reconstruções feitas para toda a área elíptica, com 1 elemento por transdutor, sem adição de ruído nos sinais e sem o uso de transdutores virtuais. Por cada gráfico são 8 curvas correspondentes aos 4 algoritmos base (AART, SIRT, NL-AART e NL-SIRT), representados por linhas contínuas, e os 4 algoritmos base com a modificação do filtro *Modified Median Filter* (M-AART, M-SIRT, M-NL-AART e M-NL-SIRT), representados por linhas tracejadas. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Figura 26 – Evolução da métrica Q com o uso de máscara por reflexão. As figuras (a),(c),(e) e (g) mostram uma comparação da evolução entre as reconstruções dos algoritmos base sobre a área elíptica (linhas contínuas), e eles mesmos reconstruído unicamente na área gerada pela máscara por reflexão (linhas tracejadas). As figuras (b),(d),(f) e (h) mostram o mesmo comportamento com o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter*. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Como visto até agora o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter* e os algoritmos tipo SIRT oferecem melhores valores nas reconstruções até aqui analisadas. Com isto presente, a análise da influência de adicionar Transdutores virtuais na hora de reconstruir o meio de propagação será feito somente utilizando o desempenho do algoritmo SIRT linear com e sem o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter*. Assim, a figura 27 mostra o comportamento da métrica Q sobre reconstruções feitas nos dois modelos para toda a área elíptica, com 1 elemento por transdutor e sem adição de ruído nos sinais. Por cada gráfico apresentado há 6 curvas correspondentes a 3 reconstruções com 0, 1 e 2 TR-virtuais (linhas contínuas), e 3 reconstruções com os mesmos parâmetros de reconstrução adicionando a modificação do filtro *Modified Median Filter* (linhas tracejadas). Um comportamento similar ao uso de máscara por reflexão é notado aqui. Por exemplo quando analisado o desempenho sem o filtro, ao aumentar o número de transdutores virtuais, o valor de Q aumenta, mas quando o filtro é usado não se observa uma melhora substancial ante dito aumento de TR-virtuais. Ao aumentar o número de TR, o tempo computacional para atingir 16 *sweep* aumenta, e passa de um tempo médio $t = 15.3$ segundos sem TR-virtual a $t = 25.1$ e $t = 33.7$ segundos quando usado 1 e 2 TR-virtual respectivamente.

Fica claro então que tanto a opção de utilizar máscara por reflexão e TR-virtuais pode melhorar o valor da métrica Q , mas que o uso da modificação do filtro *Modified Median Filter*, consegue igualar e superar estas estratégias, tentando definir, pela sua mesma natureza, bordas dos objetos a ser reconstruídos. Comparando somente o uso da máscara por reflexão versus o uso de TR-virtuais, é possível observar que em relação ao tempo de convergência o uso da máscara mostra um maior e melhor efeito, sem aumentar o tempo de processamento dos algoritmos ART, a diferença da estratégia de pôr TR-virtuais. Os anteriores comportamentos e conclusões são válidas também para quando se analisa adicionando ruído nos sinais ou aumentando o número de elementos por TR.

Comparando as reconstruções feitas aproveitando os fenômenos de reflexão e transmissão (Figura 28), neste último caso usando o SIRT com a modificação do filtro *Modified Median Filter*, pode se perceber que ao aumentar o contraste, melhores imagens das bordas dos objetos são obtidos, mas piores ou com mais erro são as reconstruções da velocidade por Transmissão. Isto, como mencionado em seções anteriores, é mais relevante em reconstruções com contraste maior e é explicado desde a hipótese de assumir que a propagação de ultrassom ocorre em linha reta e que os fenômenos de reflexão e difração podem ser negligenciados.

Embora em geral, se tenham informações relevantes, tanto de bordas, como de regiões com possíveis propriedades físicas no meio de propagação, ainda é possível aproveitar outros fenômenos próprios da propagação de som, e obter, até onde as limitações de contraste permitam, mais e melhores informações do meio de propagação. Assim, a próxima seção descreve uma análise sobre o comportamento do algoritmo DBIM, que aproveita exclusivamente o fenômeno difração.

Figura 27 – Evolução da métrica Q com a reconstrução do algoritmo SIRT utilizando, ou não, de Transdutores Virtuais. Estas curvas são referentes às reconstruções feitas para toda a área elíptica, com 1 elemento por transdutor e sem adição de ruído nos sinais. Por cada gráfico são 6 curvas correspondentes às 3 reconstruções com 0, 1 e 2 TR-virtuais, representados por linhas contínuas, e 3 reconstruções com os mesmos parâmetros de reconstrução adicionando a modificação do filtro *Modified Median Filter*, representados por linhas tracejadas. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Fonte – Autor

Figura 28 – Modelos versus reconstruções feitas aproveitando o fenômeno de reflexão (segunda coluna) e o fenômeno de transmissão (terceira coluna)

Fonte – Autor

3.4 Análise do comportamento do DBIM

As métricas usadas para avaliar as reconstruções feitas pelo DBIM são o RRE (definido no algoritmo (2), seção 2.2.3), o NRMSE (equação 3.11) e o fator de qualidade universal Q (equação 3.10). Assim como na análise do comportamento dos algoritmos de transmissão, nesta seção é assumido que devido ao baixo contraste, o fenômeno de reflexão pode ser negligenciado. Além disso, como os modelos estudados aqui possuem somente variação de velocidade, na aplicação do DBIM unicamente se tem em conta a parte real do número de onda (equação 2.36). A frequência de trabalho aqui usada é igual a frequência do ultrassom modelada ($f = 100kHz$). Para encontrar a amplitude complexa do campo acústico é utilizada a transformada rápida de *Fourier* (zero-padding), onde o espectro de cada sinal é interpolado ($n = 8$) e o valor do espectro na frequência de trabalho é interpolado linearmente entre as harmônicas mais próximas. Em relação à execução, para calcular o *problema direto*, ou seja, para obter as medições do campo acústico no meio, dado um modelo de parâmetros $k_b(r)$ e uma excitação em uma fonte pontual $s^{inc}(r)$, é usado o *k-wave*. Para resolver o *problema inverso*, ou seja, obter um modelo estimado da distribuição de parâmetros ($\tilde{k}_b$) dados o campo de pressão medido em posições pontuais reais, foi feita uma análise de convergência do DBIM entre o já estudado *AART* e o método da pseudo-inversa. Este último se mostrou bastante sensível em relação ao *AART*. Nestas mesmas análises foi escolhido, sacrificando tempo por probabilidade de convergência, um parâmetro escalar de relaxamento pequeno igual a $\lambda = 0.0015$ para o *AART*. Além disto, assim como nos algoritmos de transmissão, cada reconstrução será analisada após 16 *sweep* e terá o mesmo limitante de velocidade, no qual, como já foi falado, se assume que as velocidades no meio de propagação estão $\pm 200m/s$ da maior e menor velocidade dos objetos simulados. Embora múltiplos computadores foram utilizados para esta análise, a velocidade média para atingir 16 *sweep* foi de 9 horas. Daqui para frente quando se fale de um objeto frio é equivalente a falar sobre objetos com velocidade do som menor a água, e os objetos com velocidade maior a esta serão chamados de quentes.

3.4.1 Resultados e discussão

Para começar, foi analisado como o número de elementos por TR poderia influenciar a reconstrução feita pelo algoritmo DBIM. A Figura 29 apresenta para diferentes contrastes nos dois modelos, as respectivas reconstruções feitas com o uso de 1 e de 3 elementos por TR, partindo de um meio inicial com velocidade constante e igual a água. Embora seja perceptível que a qualidade da reconstrução do modelo 1, para um contraste 1350 – 1730, não seja a ideal, visualmente não se percebem diferenças entre as reconstruções feitas com diferentes números de elementos por TR. Observando as métricas após os 16 *sweep* (Figura 30) é possível verificar que para os dois modelos e os diferentes contrastes, os valores de convergência das métricas, independente do número de elementos por TR, tendem a estar bem próximos, não conseguindo inferir se existe uma diferença significativa entre a reconstrução e o número de elementos por TR empregado. Embora isso seja certo, nota-se como a qualidade das reconstruções piora con-

forme se aumenta o contraste a ser analisado. Esta degradação é mais notória no modelo 1 com contraste de 1350 – 1730 (Métricas correspondentes as linhas Marrons na Figura 30), e pode ser explicada de acordo com duas hipóteses: a primeira seria que nesse contraste a reflexão não pode ser negligenciada, anulando uma das premissas principais do DBIM; a segunda é que devido ao tamanho dos objetos frios no modelo 1 (objetos que parecem pulmões) e da velocidade destes, a condição de divergência (*phase wrapping*, equação (2.47)) para este modelo esteja próxima do limite ($\Delta\psi \approx \pi$), conseguindo esses resultados.

A seguinte característica a ser analisada é como o uso da máscara pode influenciar a qualidade das reconstruções feitas pelo DBIM. Para isto foram comparadas as reconstruções usando 3 elementos por TR, sem adicionar ruído nos sinais, utilizando ou não a máscara por reflexão (seção 3.2.1) e partindo de uma velocidade constante igual á água. A Figura 31 mostra reconstruções relativas às características anteriormente citadas. É possível observar que para o modelo 2 e para contrastes moderados do modelo 1 (1450 – 1630 e 1400 – 1680) não há diferenças significativas visíveis após o uso da máscara. Apesar disso, o uso da máscara influenciou a reconstrução do modelo 1 com contraste de 1350 – 1730, gerando bordas mais definidas dos objetos frios e, visualmente, diminuindo o erro do objeto quente. O anterior pode ser corroborado ao analisar a evolução das métricas de estas reconstruções na Figura 32. As métricas nesta figura são calculadas sobre as áreas dos objetos mais relevantes nos modelos, os quais são os objetos ob1 e ob2, ou aqui chamados objetos frios e quentes respectivamente (Figura 13). Isto é feito devido a que não se faria uma comparação justa sobre as métricas calculadas sobre toda a área a ser reconstruída, pois em alguns casos a área total seria a área elíptica limitada pelos transdutores e em outros casos seria a área gerada pela máscara aproveitando o fenômeno de reflexão. Com isto claro, analisando as curvas correspondentes ao modelo 1 com contraste de 1350 – 1730 (linhas marrons da primeira coluna na Figura 32), observa se como o uso da máscara (linha marrom tracejada) produz uma convergência mais rápida para um valor significativamente melhor, em todas as métricas, quando comparado com a reconstrução na área elíptica (linha marrom contínua). Este mesmo comportamento, não tão drástico, é observado tanto para as reconstruções do mesmo modelo, com a utilização de outros contrastes, como para o modelo 2 (segunda coluna da Figura 32), o qual tem objetos frios e quentes com a mesma área. Esta melhora, significativa em alguns casos, pode ser explicada vendo a solução do problema inverso (equação linearizada (2.50)), como a solução de um problema linear tipo $\vec{b} = H.\vec{q}$, no qual ao diminuir o número de incógnitas (tamanho do vetor $\vec{q}$) a ser encontradas (a área da máscara é menor que a área elíptica), para o mesmo número de medições (tamanho do vetor $\vec{b}$), a probabilidade de convergência do algoritmo iterativo (nosso caso o ART) melhora. Aqui, assim como na análise anterior, é possível ver a degradação dos valores das métricas conforme o aumento do contraste no modelo analisado.

Figura 29 – Comparação DBIM usando diferente número de elementos por TR.

Fonte – Autor

Figura 30 – Evolução das Métricas para reconstruções do DBIM usando diferente número de elementos. As linhas contínuas representam valores para reconstruções com 1 elemento por TR e as linhas tracejadas para o uso de 3 elementos por TR. As diferentes cores referenciam o contraste a ser reconstruído. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Fonte – Autor

Figura 31 – Comparação da Reconstrução do DBIM usando ou não a Máscara por reflexão.

Fonte – Autor

Figura 32 – Evolução das Métricas para reconstruções do DBIM usando ou não a máscara por reflexão. As linhas contínuas representam valores para reconstruções em toda a área elíptica e as linhas tracejadas para reconstruções só na área delimitada pela máscara por reflexão. As diferentes cores referenciam o contraste a ser reconstruído. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Fonte – Autor

Após conhecer a influência tanto do número de elementos por TR como o uso da máscara por reflexão no desempenho do algoritmo DBIM, partindo sempre de uma inicialização constante e igual a velocidade da água, se analisará como o uso de informação a priori para inicializar o meio no DBIM pode interferir no desempenho deste algoritmo. Assim, para esta análise se executou o DBIM com inicializações que variam tanto em área (Figura 33), como em velocidade inicial, podendo ser esta $c_{ob} \pm [40, 80, 120]$. Deve ficar claro que para esta análise todos os objetos têm definidas inicialmente a velocidade do som a ser atingida e somente há variação da área e/ou da velocidade de um objeto específico no meio. Além disso, foram usados 3 elementos por TR e não se usa máscara por reflexão.

Figura 33 – Modificação Áreas para análise de inicialização. A modificação é feita aumentando ou diminuindo a área de um objeto em particular nos modelos aqui usados. A linha vermelha (tracejada) representa as bordas originais do objeto.

Fonte – Autor

Inicialmente será analisado o modelo 2 para um contraste de $[1400 - 1680]$, o qual, como foi visto anteriormente, não sofre efeitos visíveis de *phase wrapping* e tem um comportamento estável quando inicializado com velocidade constante. A Figura 34 mostra um comparativo da avaliação da métrica *NRMSE* no *sweep* 10 sobre a área correspondente ao objeto que sofre a

mudança em velocidade e área, e a Figura 35 apresenta a evolução desta métrica nos 16 *sweep* testados. A coluna da esquerda nas duas figuras, é referente à avaliação do *NRMSE* quando mudada a área e velocidade dos objetos frios (Ob1), deixando todos os outros objetos com a velocidade esperada, e a coluna da direita, também nas duas figuras, é o resultado referente à mudança da área e velocidade dos objetos quentes (Ob2) mantendo todos os outros com a velocidade esperada. Como esperado, ao observar as duas figuras, o desempenho do DBIM é melhor quando se inicializa sem modificar a área do objeto e com uma menor variação da velocidade deste. Apesar disso, é interessante observar que passar de uma modificação de 15% para 25%, independente se é redução ou aumento de área e analisando uma velocidade modificada específica, não tem diferenças significativas no valor nem na evolução da métrica *NRMSE*. Além disso, quando se compara a influência da redução ou o aumento da área do objeto, é possível ver um melhor desempenho ao aumentar a área do objeto, o qual fica mais claro na Figura 34. Isto acontece para todas as variações de velocidade e é válido tanto para a modificação do objeto frio (coluna esquerda das Figuras 35 e 34) como para o objeto quente (coluna direita das Figuras 35 e 34). Em relação a mudança de velocidade, para ambos casos percebe-se como o maior distanciamento da velocidade esperada, maior será o erro no *sweep* final. Também é notório como a métrica *NRMSE*, que avalia a reconstrução direta do objeto, converge a piores valores quando a velocidade de inicialização do objeto é bem diferente e se aproxima dos limites da condição *phase wrapping* (observar linha laranja contínua na coluna esquerda e linha laranja tracejada na coluna da direita da Figura 35), o qual se faz mas relevante em inicializações com área reduzida.

Figura 34 – Os gráficos mostram o valor da métrica *NRMSE* no *sweep* 10, avaliada sobre o objeto que sofre a modificação de área e/ou velocidade no modelo 2. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica quando mudada a área e/ou velocidade dos objetos frios (Ob1), e a coluna da direita apresenta os resultados quando a mudança ocorre nos objetos quentes (Ob2). O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x a correspondente mudança de área.

Fonte – Autor

Figura 35 – Os gráficos mostram a evolução da métrica *NRMSE* avaliada sobre o objeto que sofre a modificação de área e/ou velocidade no modelo 2. A coluna da esquerda é referente a evolução desta métrica quando mudada a área e/ou velocidade dos objetos frios (Ob1), e a coluna da direita apresenta os resultados quando a mudança ocorre nos objetos quentes (Ob2). O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Fonte – Autor

A seguinte análise será feita sobre a modificação das propriedades do ob1 no modelo 1 (objetos frios que simulam pulmões). Assim como na análise anterior, o DBIM foi executado sem o uso da máscara por reflexão para simulações com 3 elementos por TR e com um contraste de $[1400 - 1680]$. Também, a métrica usada é a *NRMSE*, a qual avalia o erro ao reconstruir uma área específica pertencente ao meio analisado. A Figura 36 mostra um comparativo da avaliação da métrica *NRMSE* no *sweep* 10 sobre os objetos que sofrem a mudança em velocidade e área (objetos frios (ob1), coluna esquerda) e sobre a consequência desta mudança na reconstrução do objeto quente (coluna direita); a Figura 37 apresenta a evolução desta métrica nos 16 *sweep* testados e a Figura 38 exibe reconstruções após 16 *sweep* nos casos de inicializar o ob1 com um valor de $1280m/s$ (para ver comportamento da métrica observe-se a linha laranja contínua na Figura (37)) e diferentes modificações de área. Da mesma maneira que na análise anterior, e como era de se esperar, o valor do *NRMSE* apresenta melhor comportamento quando a área inicial do Ob1 não é modificada. Também, segundo a variação de área, é possível observar uma maior degradação na reconstrução, ou seja passar de uma inicialização de 15% para 25% tem uma consequência direta na reconstrução gerada pelo algoritmo, sendo mais visível para velocidades de inicialização que se aproximam do limite de *phase wrapping*. Em relação à repercussão do aumento ou redução da área do objeto (ob1) na inicialização, é novamente observada uma melhor reconstrução deste objeto quando aumentada a sua área (coluna esquerda da Figura 36). Embora isso, quando analisada a consequência dessa inicialização na reconstrução do outro objeto do meio, o objeto quente (ob2), se percebe uma deterioração na métrica que a avalia (coluna direita da Figura 36). Isto último pode ser explicado pela distância entre os objetos frios (ob1) e os quentes (ob2) no modelo 1 e pelo seus respectivos tamanhos. Conforme aumenta a área dos objetos frios, menor será a distância com o objeto quente, fazendo com que qualquer modificação feita pelo algoritmo nessa região de aproximação tenda a influenciar os dois objetos. Devido ao grande tamanho do ob1 em relação ao ob2, a influência de qualquer modificação sobre o ob2 será maior na avaliação da métrica *NRMSE*. Em relação às mudanças de velocidade é mantida a conclusão de que a qualidade da reconstrução piora conforme a velocidade de inicialização seja mais distante da velocidade esperada e, piora ainda mais quando esta inicialização se aproxima do limite de *phase wrapping*. É conveniente lembrar que este limite depende do tamanho do objeto e da diferença de velocidade dele em relação a água (equação 2.47). Para esta análise e este modelo, atingir ou se aproximar deste limite é mais provável ao aumentar a área e inicializar com uma velocidade $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 120m/s$, o qual pode ser observado tanto na evolução da métrica que mede esta velocidade de inicialização (linhas contínuas e laranjas na Figura (37)), como na reconstrução após 16 *sweep* (Figura (38)).

Aprofundando um pouco mais no fenômeno do *phase wrapping* para objetos com "baixo contraste", foi feita a mesma modificação e análise de área no modelo 1 com um contraste maior e equivalente a $[1350 - 1730]m/s$. Da mesma forma que na análise anterior, o DBIM foi executado sem adicionar ruído nos sinais, sobre toda a área elíptica e usando 3 elementos por TR. A Figura 39 mostra um comparativo da avaliação da métrica *NRMSE* no *sweep* 10 sobre os

objetos que sofrem a mudança em velocidade e área (objetos frios (ob1), coluna esquerda) e sobre a consequência desta mudança na reconstrução do objeto quente (coluna direita), a Figura (40) mostra, por meio de curvas, a evolução da métrica *NRMSE* para todas as possibilidades de mudança, seja área e/ou velocidade, e a Figura (41) mostra, após 16 *sweep*, a imagem reconstruída. Em relação as reconstruções (Figura 41), quando se parte de uma inicialização mais próxima do limite do *phase wrapping* $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 120m/s = 1230m/s$ percebe-se como o DBIM gera uma reconstrução com grande erro sem nenhuma mudança na área do ob1 (Figura 41.b). Pela mesma definição do *phase wrapping* ao aumentar a região dos objetos, maior será a possibilidade do algoritmo DBIM não convergir a valores aceitáveis, coisa que é visível quando é aumentada a área do ob1. Observando a evolução da métrica (Figura (40)) é possível inferir como o erro nas reconstruções feitas pelo algoritmo, ante a mudança negativa da velocidade, aumenta (linhas contínuas da Figura (40)). Embora isto seja mais evidente quando inicializado o DBIM com $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 120m/s$, é de ressaltar que a tendência do algoritmo com inicialização $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 80m/s$, independentemente se há ou não mudança na área, também é a de reconstruir com grandes erros, coisa que não acontecia com a análise de um contraste de $[1400 - 1680]m/s$ (Figura 37). Aproveitando esta comparação entre os contrastes analisados (contraste $[1350 - 1730]m/s$ versus $[1400 - 1680]m/s$ (Figura (40) versus Figura (37))), é razoável falar que independente da mudança, seja de área ou velocidade, após 16 *sweep* a métrica piora conforme se estuda um maior contraste. Este fato leva a pensar que quanto mais heterogêneo o meio de propagação, a inicialização do algoritmo fica mais relevante no desempenho dele, fazendo, aparentemente, com que os limites de divergência sejam mais estreitos.

Figura 36 – Os gráficos mostram o valor da métrica *NRMSE* no *sweep* 10, avaliada sobre os objetos no meio. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica avaliada diretamente sobre os objetos que sofrem mudança de área e/ou velocidade (objetos frios (Ob1)), e a coluna da direita apresenta a avaliação sobre os objetos quentes que NÃO sofreram mudanças iniciais. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x a correspondente mudança de área.

Fonte – Autor

Figura 37 – Os gráficos mostram a evolução da métrica *NRMSE* avaliada sobre os objetos no meio. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica avaliada diretamente sobre os objetos que sofrem mudança de área e/ou velocidade (objetos frios com forma de pulmão (Ob1)), e a coluna da direita apresenta a avaliação sobre os objetos quentes que NÃO sofreram mudanças iniciais (objeto quente que representa uma coluna (Ob2)). O contraste aqui analisado é de 1400 – 1680. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Figura 38 – Reconstrução após 16 *sweep* para inicialização da velocidade do ob1 (pulmões) igual a $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 120m/s = 1280m/s$. Para acompanhar a evolução da métrica *NRMSE*, observe-se na Figura (37) as linhas contínuas laranjas. O contraste aqui analisado é de 1400 – 1680.

Figura 39 – Os gráficos mostram o valor da métrica *NRMSE* no *sweep* 10, avaliada sobre os objetos no meio. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica avaliada diretamente sobre os objetos que sofrem mudança de área e/ou velocidade (objetos frios (Ob1)), e a coluna da direita apresenta a avaliação sobre os objetos quentes que NÃO sofreram mudanças iniciais. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x a correspondente mudança de área.

Fonte – Autor

De todas as análises feitas sobre o DBIM, algoritmo que aproveita o fenômeno de difração, pode-se concluir que:

- * O algoritmo DBIM é bastante robusto e o seu desempenho piora conforme aumenta a diferença de velocidade entre os objetos no meio de propagação e a água;
- * O uso de 1 ou 3 elementos por transdutor não traz diferenças significativas na reconstrução do meio estudado;
- * Usar estratégias que delimitem ou diminuam o número de variáveis a ser encontradas (como exemplo, máscara por reflexão), possibilita uma convergência mais rápida e gera melhor desempenho quando comparado à execução normal (cálculo sobre toda a área elíptica);
- * Inicializar com informação a priori o algoritmo DBIM é um processo que deve ser cuidadoso pois dependendo do tamanho dos objetos e das velocidades destes o limite imposto pelo *phase wrapping* pode ser atingido, gerando assim convergência do DBIM a piores reconstruções;
- * Aparentemente o contraste dos objetos no meio é diretamente proporcional à sensibilidade do DBIM e inversamente proporcional ao tamanho do intervalo de convergência imposto pelo *phase wrapping*;
- * Independente do modelo, mostrou-se que inicializar os objetos com uma área maior do que a esperada traz um melhor desempenho do DBIM, sendo isto válido quando a velocidade de inicialização está longe do *phase wrapping*;

- * Para estimar a localização e possível tamanho dos objetos no meio, pode se implementar a técnica do STA, a qual tem a vantagem de melhorar conforme aumenta a diferença de impedância acústica entre os objetos do meio e a água.

Em resumo foram estudadas algumas técnicas que usam os fenômenos advindos da propagação do som em meios heterogêneos com baixo contraste para extrair informações do meio no qual o som se propaga. Técnicas que usam a reflexão como caminho para conhecer regiões que são diferentes da água (máscara por reflexão) ou para inferir bordas dos objetos dentro do meio (STA), técnicas que assumem transmissão linear do som para ter uma ideia da velocidade dentro do meio (SIRT + *Modified Median Filter*) e algoritmos que usam a difração do som (DBIM) para, segundo certos limites, inferir melhor tanto bordas como velocidade dos objetos dentro do meio. Também foi analisado como esta última técnica, a mais precisa e robusta de todas, se comporta ante diversas inicializações, usadas como informação a priori e advindas, seja pelo uso da reflexão ou transmissão. A pergunta que surge agora é: O que acontece quando o contraste dos objetos no meio é o suficientemente grande como para não poder assumir muitas das hipóteses assumidas até agora? O seguinte capítulo abordará esta pergunta.

Figura 40 – Os gráficos mostram a evolução da métrica *NRMSE* avaliada sobre os objetos no meio. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica avaliada diretamente sobre os objetos que sofrem mudança de área e/ou velocidade (objetos frios com forma de pulmão (Ob1)), e a coluna da direita apresenta a avaliação sobre os objetos quentes que NÃO sofreram mudanças iniciais (objeto quente que representa uma coluna (Ob2)). O contraste aqui analisado é de 1350 – 1730. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Figura 41 – Reconstrução após 16 *sweep* para inicialização da velocidade do ob1 (pulmões) igual a $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 120m/s = 1230m/s$. Para acompanhar a evolução da métrica *NRMSE*, observe-se na Figura (40) as linhas contínuas laranjas. O contraste aqui analisado é de 1350 – 1730.

4 ANÁLISE DE *PHANTOMS* COM ALTO CONTRASTE

Assim como no capítulo que estuda o baixo contraste, aqui será apresentada uma análise do aproveitamento dos fenômenos advindos da propagação do som em meio heterogêneo com alto contraste, para extração de informações sobre este meio. Este capítulo é dividido por seções, nas quais se analisará o uso da reflexão (STA), transmissão (SIRT) e difração (DBIM) respectivamente. Deve ficar claro que as simulações são feitas sobre as mesmas configurações estipuladas na seção (3.1.1)(Figura 13), com a diferença que o contraste aqui estudado terá uma distribuição 1250 – 1830, ou seja, os objetos frios (*ob1*) têm uma velocidade do som igual a $1250m/s$ e os quentes (*ob2*) uma velocidade igual a $1830m/s$. Também, além de usar 3 elementos por TR, a avaliação dos algoritmos estudados será feita qualitativamente mediante observação e quantitativamente por meio das métricas anteriormente usadas, ou seja *Normalized Root Mean Square Error* (**NRMSE**), o fator de qualidade universal (**Q**) e o *Relative Residual Error* (**RRE**).

4.1 Análise de algoritmos de Reflexão

Nesta seção será analisado o comportamento do algoritmo STA para os dois modelos aqui estudados. A metodologia para a aplicação do STA foi explicada no capítulo anterior (sub-seção 3.2.2).

4.1.1 Resultados e discussão

A avaliação para este algoritmo será por meio visual pois as bordas geradas muitas vezes não conseguem separar objetos que estejam perto o suficiente, impossibilitando assim o uso de uma métrica para avaliação quantitativa. A Figura 42 apresenta a reconstrução pela técnica STA nos dois modelos aqui estudados. As imagens de potência resultantes da aplicação do STA (linha inferior da Figura 42) foram obtidas com os sinais puros, ou seja sem adicionar nenhum ruído neles. Tal como no capítulo anterior, estas reconstruções assumem que se tem um emissor e 11 receptores, os quais são o mesmo emissor e os 10 vizinhos mais perto dele.

Quando comparadas as imagens do STA para baixo e alto contraste (Figura 19 ou Figura 20 vs Figura 42) é possível ver que se mantém o comportamento de uma melhor definição das bordas externas conforme aumenta a diferença de velocidade entre os objetos *ob1*, *ob2* e o meio (melhor relação Sinal Ruído). Embora isto, devido tanto a essa diferença como a distância entre os objetos é possível perceber uma maior influência das múltiplas interações da onda com os diversos objetos no meio. Esta influência, representada como ruídos ou como falsas bordas, é inerente a teoria do STA e tem dois efeitos referenciados no capítulo anterior e mais evidentes aqui. O primeiro se dá quando os objetos refletoras estão muito perto uns dos outros (ver STA do modelo 1 na Figura 42). Isto faz com que essas falsas bordas bloqueiem a separação entre os objetos, gerando assim uma ideia errada sobre quantos objetos estão presentes no meio e

quais são as bordas referentes a eles. O segundo efeito é dado quando a separação dos objetos com mais contraste é maior (ver STA do modelo 2 na Figura 42). Neste caso a vantagem é que as bordas internas dos objetos no meio tem maior probabilidade de ser definidas, mas as bordas falsas também são mais presentes, podendo ser confundidas como parte de algum objeto no meio. Apesar destes efeitos pode se concluir que o aumento do contraste beneficia a "identificação" de bordas externas dos objetos no meio, o qual embora seja informação qualitativa, pode ser aproveitado junto com algum outro tipo de informação advinda de outras técnicas ou modalidades, para estabelecer e identificar padrões dos objetos no meio. A anterior conclusão é válida também para quando analisadas variações, seja no uso de menos elementos por transdutor ou quando adicionado ruído (5%) nos sinais recebidos.

Nas seguintes seções se mostrará como o aumento de contraste modifica o desempenho dos algoritmos que usam transmissão e difração e mostrará se até onde são válidas suas respectivas contribuições.

Figura 42 – Imagens de potência reconstruídas pelo método STA (50dB) feitas desde os sinais puros, ou seja sem adicionar nenhum ruído neles. A linha superior mostra os modelos originais (contraste 1250 – 1830). A segunda linha representa a reconstrução das bordas dos objetos utilizando 3 elementos por transdutor. O número de receptores analisados é 11, os quais são o receptor e os receptores mais perto dele.

4.2 Análise de Algoritmos de transmissão

Nesta seção serão apresentadas as consequências de assumir desprezíveis os fenômenos de reflexão e difração na geração de informações quantitativas para altos contrastes desde o algoritmo de transmissão que melhores resultados teve na avaliação de baixos contrastes: SIRT. Os parâmetros para a execução do SIRT não mudam em relação ao capítulo anterior, ou seja a equação a ser resolvida é a 2.33, o número total de *sweep* foi definido como 16, a inicialização da imagem a ser reconstruída é $\bar{q}^0 = 0$, $\lambda = 0.05$ é selecionado como parâmetro de relaxamento e também se mantém os dois mesmos limitantes: no primeiro se estabelece que os valores máximo e mínimo da reconstrução são $[1250 - 1830] \mp 200m/s$, ou seja $[1050 - 2030]$, e o valor de qualquer pixel que esteja fora desse intervalo será modificado para o valor mais próximo dentro do intervalo; o segundo limitante estabelece quais dos transdutores serão analisados dado o ângulo deles em relação ao emissor (Figura 21), ângulo aqui definido como $\Theta = 22.5$. Para finalizar esta descrição de parâmetros também se assume que a propagação do som no meio ocorre em linha reta, o qual como mencionado anteriormente é pouco realista.

4.2.1 Resultados e discussão

Como mencionado anteriormente pretende-se ver como é comprometida a qualidade das informações qualitativas extraídas desde algoritmos de transmissão para altos contrastes. Para avaliar isso, além da parte visual (Figura 43), a Figura 44 apresenta a evolução das métricas *RRE*, *NRMSE* e o fator de qualidade universal (*Q*) na implementação do SIRT utilizando ou não a modificação do filtro *Modified Median Filter* (M-SIRT). Visualmente no modelo 2, o qual tem objetos menores e com distância maior entre eles, é possível diferenciar as regiões onde se encontram os objetos e ter uma ideia sobre as propriedades destes. Para este modelo, na execução do SIRT, a consequência de assumir uma propagação em linha reta se faz bastante evidente, especialmente pelas linhas diferenciadas que atravessam e unem transdutores. Este efeito gera uma menor definição das regiões onde os objetos estão e é suavizado quando executado o M-SIRT. Analisando o modelo 1, a execução só do SIRT gera uma imagem inutilizável da qual pouca informação pode se inferir. Já quando executado o SIRT com a modificação do filtro *Modified Median Filter* (M-SIRT), a concentração de cores, não sendo ótima, permite ter uma tênue ideia sobre os objetos mais significativos no meio. Embora isto, algumas das regiões onde as cores estão concentradas, cores relacionadas com velocidade do som, são falsos positivos devido a hipótese inicial assumida.

Analisando numericamente o comportamento das métricas calculadas (Figura 44) percebe-se que as conclusões do capítulo anterior se fazem válidas aqui, sendo destacáveis entre elas a melhora significativa quando usada a modificação do filtro *Modified Median Filter*. Também quando se comparam as reconstruções feitas na área elíptica vs área da máscara por reflexão usando SIRT com a modificação do filtro *Modified Median Filter*, não se percebe qual é melhor após os 16 *sweep*. A principal diferença no comportamento das métricas entre os dois capítulos

poderia ser o fato de que para o alto contraste não se possa falar do comportamento assintótico das curvas, especificamente para o modelo 1 na análise da métrica $NRMSE$ e do fator de qualidade universal (Q), devido à não veracidade das hipóteses assumidas. Os anteriores comportamentos e conclusões são válidas também quando se analisa a adição de ruído nos sinais.

Figura 43 – Comparação da reconstruções obtidas para os modelos aqui estudados usando ou não a modificação do filtro *Modified Median Filter*. Estas reconstruções foram feitas para toda a área elíptica, com 3 elementos por transdutor, sem adição de ruído nos sinais e sem o uso de transdutores virtuais.

Figura 44 – Evolução das métricas que medem o desempenho dos algoritmos de transmissão ao reconstruir os modelos aqui estudados. Estas curvas são referentes às reconstruções feitas para toda a área elíptica, com 3 elementos por transdutor e sem adição de ruído nos sinais. Por cada gráfico são 2 curvas correspondentes ao algoritmo base SIRT, representado por linhas contínuas, e ao algoritmo base executado com a modificação do filtro *Modified Median Filter* (M-SIRT), representado por linhas tracejadas. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Fonte – Autor

Devido aos resultados até aqui apresentados é válido considerar que conforme o contraste aumenta, os algoritmos de transmissão começam a perder validade pois as informações que brindam podem possuir erros associados as hipóteses de execução iniciais. Embora a melhoria seja notória quando executado o algoritmo de transmissão (SIRT) com a modificação do filtro *Modified Median Filter*, o desempenho destes algoritmos, além do contraste, também depende do tamanho dos objetos e da distância entre eles dentro do meio. Esta variabilidade no desempenho converte estes algoritmos em estratégias de extração de características limitadas, e a informação adquirida deve ser usada, ou não, conforme algum conhecimento a priori sobre o meio e seus objetos. Como critério de uso, é válido confrontar a informação advinda da reflexão (SART) com a imagem reconstruída pelo algoritmo de transmissão (Figura 45) e concluir sobre a pertinência das informações até agora adquiridas.

Até agora foi visto como influência positiva (reflexão) e negativamente (transmissão) o aumento do contraste, e como existem outros fatores associados as características dos objetos que interferem na extração de informações. Na seguinte seção será estudado, para altos contrastes, o algoritmo que usa a difração como fenômeno principal (DBIM), o qual para baixos contrastes mostrou mais robustez sacrificando tempo computacional.

Figura 45 – Modelos (contraste 1250 – 1830) versus reconstruções feitas aproveitando o fenômeno de reflexão (segunda coluna) e o fenômeno de transmissão (terceira coluna)

Fonte – Autor

4.3 Análise do comportamento do DBIM

Embora o DBIM seja bastante robusto existe um limitante fixo sobre o contraste do meio a ser analisado, o qual, como falado em capítulos anteriores, é chamado de *phase wrapping* (equação 2.47) e traz como informação quais valores de contraste podem levar ao algoritmo a resultados não satisfatórios (reconstruções sem sentido ou com erros maiores). Conhecendo isto e sabendo que conforme o aumento do contraste pior o desempenho do algoritmo, nesta seção será estudado o comportamento do DBIM ante diversas inicializações e como o desempenho dele tem uma relação direta com a sua inicialização. Assim como no capítulo anterior é assumido que o fenômeno de reflexão pode ser negligenciado e são escolhidos o *k-wave* como método de solução do problema direto, $\lambda = 0.0015$ para o *AART* na solução do problema inverso, um número total de 16 *sweep* e um limitante da faixa na qual são permitidos valores de velocidade (igual que na seção anterior), ou seja todos os valores da imagem a ser reconstruída estão entre $[1050 - 2030]$. Além disso, 3 elementos por transdutor são usados e se mantém a mesma convenção de falar objetos frios ao ob1 (objeto com velocidade do som menor a água) e objetos quentes ao ob2 (objetos com velocidade maior a água).

4.3.1 Resultados e discussão

Inicialmente deve ficar claro que para a frequência de trabalho aqui usada ($f = 100kHz$) o *phase wrapping* sugere que objetos do tamanho de $7cm$ cuja velocidade do som esteja distante do intervalo $[1387, 4 - 1730, 3]m/s$ levam a erros maiores do algoritmo. Isto é evidenciado na reconstrução do modelo 1 para altos contrastes (Figura 46) e para contrastes mais moderados do mesmo modelo (contraste $[1350 - 1730]m/s$ (Figura 31)). No caso específico do contraste $[1350 - 1730]$, como visto no capítulo anterior, o algoritmo gera uma reconstrução aproximada dos objetos no meio com erros evidentes, possivelmente devidos tanto ao *phase wrapping*, como ao fato da reflexão não poder ser negligenciada. Estes mesmos efeitos se fazem mais evidentes para o contraste estudado neste capítulo ($[1250 - 1830]$), no qual, partindo de um meio inicial com velocidade constante e igual a água e sem adicionar ruído nos sinais, a reconstrução não traz informação utilizável, nem quando o número de incógnitas se reduz por meio do uso da máscara por reflexão (Figura 46). Já para o modelo 2, avaliado no mesmo contraste ($[1250 - 1830]$), é possível ver como o algoritmo gera uma aproximação menos definida do meio, levando a concluir que para as características específicas do meio a ser reconstruído, o *phase wrapping* se aproxima do valor limite ($\Delta\psi \approx \pi$).

Toda a avaliação visual é corroborada ao observar o comportamento das métricas (Figura 47), calculadas sobre as áreas dos objetos mais relevantes nos modelos (ob1 e ob2). Devido ao evidente erro na reconstrução quando executado o DBIM sobre o modelo 1 só é possível dizer que as métricas que avaliam esta execução (coluna esquerda da Figura 47) tendem a piorar conforme aumenta o número de *sweep* e que, como falado anteriormente, nem o uso da máscara por reflexão conseguiu ajudar ao DBIM para reconstruir ou dar uma aproximação dos objetos

e as propriedades deles dentro do meio. Em relação ao modelo 2 (coluna direita da Figura 47) nota se como o uso da máscara por reflexão (linha azul tracejada) se converte em uma boa alternativa para agilizar a convergência e gerar melhores reconstruções desde o algoritmo. Igualmente ao capítulo anterior, isto pode ser explicado devido ao fato de que ao reduzir o número de incógnitas para o mesmo número de equações e medições, aumenta a probabilidade de convergência do algoritmo, inclusive quando as características do meio estão próximas dos limites do *phase wrapping* ($\Delta\psi \approx \pi$).

Figura 46 – Comparação da Reconstrução do DBIM usando ou não a Máscara por reflexão.

Fonte – Autor

Figura 47 – Evolução das Métricas para reconstruções do DBIM usando ou não a máscara por reflexão. As linhas contínuas representam valores para reconstruções em toda a área elíptica e as linhas tracejadas para reconstruções só na área delimitada pela máscara por reflexão. As diferentes cores referenciam o contraste a ser reconstruído. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Fonte – Autor

Após verificar que o DBIM é prejudicado pelo aumento de contraste e beneficiado pelo uso de máscara, dentro dos limites de convergência e bom desempenho, se analisará como a inicialização do algoritmo compromete sua própria *performance*. Bem como no capítulo anterior foram usados 3 elementos por TR, não foi utilizada máscara por reflexão, e se executou o DBIM com inicializações que mudam só o objeto estudado, deixando os demais objetos do meio com as características a serem atingidas. As inicializações do objeto estudado variam tanto em área (Figura 33) como em velocidade inicial, podendo ser esta $c_{ob} \pm [40, 80, 120]$. Para começar a avaliação da reconstrução do modelo 2 após diversas inicializações, é apresentado

na Figura 48 o valor pontual da métrica *NRMSE* no *sweep* 10, e na Figura 49 a evolução desta métrica ao longo dos 16 *sweep*. As duas Figuras mostram o valor do *NRMSE* medido sobre a área correspondente ao objeto que sofre a mudança em velocidade e área, ou seja a coluna da esquerda em ambas Figuras é referente a avaliação desta métrica quando mudada a área e/ou velocidade dos objetos frios (Ob1) e a coluna da direita são os resultados referentes à mudança da área e/ou velocidade dos objetos quentes (Ob2).

Figura 48 – Os gráficos mostram o valor da métrica *NRMSE* no *sweep* 10, avaliada sobre o objeto que sofre a modificação de área e/ou velocidade no modelo 2. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica quando mudada a área e/ou velocidade dos objetos frios (Ob1), e a coluna da direita apresenta os resultados quando a mudança ocorre nos objetos quentes (Ob2). O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x a correspondente mudança de área.

Fonte – Autor

Da mesma maneira que na análise feita para um contraste de [1400 – 1680], e como esperado, existe uma relação inversa entre o nível da mudança e o desempenho do DBIM, ou seja frente a mudanças mínimas de área e/ou velocidade o desempenho do DBIM é melhor, e conforme aumenta a diferença entre a área e/ou a velocidade do valor esperado, piora o desempenho do DBIM, sendo este último mais perceptível quando há modificação nos objetos frios (coluna esquerda das Figuras 48 e 49). Um comportamento interessante se observa quando comparadas as métricas aumentando ou diminuindo a área do objeto. Escolhendo uma velocidade inicial específica (observar uma linha com características fixas, tipo a cor e a continuidade dela em todas as gráficas), independente se o objeto modificado é o quente ou o frio, percebe-se que o DBIM gera melhores resultados quando a área inicial do objeto é aumentada (comparar +15% vs -15% ou +25% vs -25%). Para finalizar a análise sobre as reconstruções do modelo 2, se percebe, como mencionado anteriormente, que o desempenho do DBIM, avaliado perante as reconstruções feitas, é pior quando as mudanças tanto em área como em velocidade se dão sobre os objetos frios. Isto último pode ser explicado desde a teoria, onde objetos com menor impedância acústica (objetos frios) geram uma maior reflexão quando uma onda de som os atinge, contrastando assim com uma das hipóteses iniciais da aproximação de *Born*.

Figura 49 – Os gráficos mostram a evolução da métrica *NRMSE* avaliada sobre o objeto que sofre a modificação de área e/ou velocidade no modelo 2. A coluna da esquerda é referente a evolução desta métrica quando mudada a área e/ou velocidade dos objetos frios (Ob1), e a coluna da direita apresenta os resultados quando a mudança ocorre nos objetos quentes (Ob2). O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Figura 50 – Os gráficos mostram o valor da métrica *NRMSE* no *sweep* 10, avaliada sobre os objetos no meio. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica avaliada diretamente sobre os objetos que sofrem mudança de área e/ou velocidade (objetos frios (Ob1)), e a coluna da direita apresenta a avaliação sobre os objetos quentes que NÃO sofreram mudanças iniciais. O contraste aqui analisado é de 1250 – 1830. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x a correspondente mudança de área.

Fonte – Autor

Para avaliar a reconstrução feita do modelo 1, desde as mesmas mudanças na inicialização (Área e/ou velocidade) sobre o ob1 (objetos frios que simulam pulmões), foi usado o *NRMSE*. O valor do *NRMSE*, mensurado no *sweep* 10 é apresentado na Figura 50 e a evolução desta métrica, mensurada em cada *sweep*, está registrado na Figura 51. Nestas duas Figuras a coluna da esquerda é referente do *NRMSE* mensurado sobre os objetos que sofrem a mudança em velocidade e área (objetos frios (ob1)) e a coluna da direita mostra a consequência desta mudança por meio do *NRMSE* mensurado no objeto quente (ob2). A partir destas duas Figuras é possível ver como existe uma tendência ao aumento do erro nas reconstruções feitas pelo algoritmo frente a inicializações que estejam muito fora da realidade, sendo muito mais sensível que nos casos analisados no capítulo anterior. Esta sensibilidade é melhor compreendida quando se observam mudanças em velocidade de $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 80m/s = 1170$ (linhas azuis contínuas na Figura 51), as quais, independente da área de inicialização, levam a piores resultados do algoritmo (Figura 52). Outra característica importante é quando são analisadas as curvas correspondentes a uma velocidade de $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} + 80m/s = 1330$, independente se há modificação na área (linhas laranjas tracejadas na Figura 51). Estas curvas nos levam a pensar que o fato de inicializar os objetos frios com velocidades que estão mais perto da velocidade da água, aproximando o modelo inicial ao limite *phase wrapping*, não garante a convergência do algoritmo. Falando só sobre a modificação da área, a maior modificação desta, pior será o valor da métrica, como esperado (comparar 15% vs 25% ou -15% para -25% na Figura 50). Também, o fato de inicializar com a velocidade esperada e modificar só a área, mostra que para altos contrastes (linhas contínuas cinza na Figura 51), pequenas variações podem comprometer a reconstrução final, sendo mais evidente conforme aumenta a variação. Ao

comparar a tendência das métricas sobre as reconstruções feitas do modelo 1 e do modelo 2, tal qual no capítulo anterior, percebe-se uma melhor reconstrução do objeto modificado quando aumentada a sua área.

De todas as análises feitas sobre o DBIM para altos contrastes, pode-se concluir que:

- * O *phase wrapping* foi teorizado e comprovado na literatura sobre estruturas simples e de geometria conhecida. No caso de modelos não simétricos como os analisados aqui é possível concluir que o *phase wrapping* calculado dará uma ideia aproximada dos limites nos quais o DBIM, sobre inicialização homogênea, funcionaria. No caso de ultrapassar esse limite ($\Delta\psi > \pi$), entre mais próximo o valor calculado da fase ($\Delta\psi$) do valor π maior a tendência do DBIM oferecer uma reconstrução aproximada do meio;
- * Quanto maior for o objeto dentro do meio de propagação, menor os limites de *phase wrapping* e maior a probabilidade de obter piores resultados no DBIM;
- * Sempre que se esteja trabalhando numa zona de convergência para erros aceitáveis, usar estratégias que delimitem ou diminuam o número de variáveis a ser encontradas (como exemplo, máscara por reflexão), possibilita uma convergência mais rápida a reconstruções com menores erro, o qual gera melhor desempenho quando comparado à execução normal;
- * Inicializar com informação a priori o algoritmo DBIM é um processo que deve ser cuidadoso pois dependendo do tamanho dos objetos e das velocidades destes, o limite imposto pelo *phase wrapping* se comprime e pode ser atingido, gerando assim maiores erros e reconstruções piores do DBIM;
- * Mudanças na inicialização de objetos com menor velocidade do som geram maiores efeitos no desempenho do DBIM, que as feitas sobre objetos com maior velocidade;
- * Bem como no capítulo anterior, independente do modelo, quando a velocidade de inicialização está longe do *phase wrapping* se recomenda inicializar o algoritmo com áreas maiores às que se presume estejam no meio;
- * Por teoria se sabe que quanto maior o contraste, maior é a possibilidade do algoritmo não convergir a valores aceitáveis. Embora isso seja claro, percebe-se que uma boa inicialização pode ajudar em uma boa reconstrução. Pelos experimentos, conclui-se que para meios com alto contraste, a inicialização se torna ainda mais crítica, e consequentemente os valores e regiões iniciais devem ser mais próximos dos valores esperados.
- * O uso de algoritmos de transmissão para inferir informação da velocidade do meio e gerar uma inicialização, é limitado em altos contrastes e dependerá de variáveis como o tamanho dos objetos e a separação entre eles;

- * Devido a melhora do algoritmo conforme aumenta o contraste, o STA converte-se numa alternativa para estimar a localização e possível tamanho dos objetos no meio.

Para resumir, neste capítulo foi visto como a extração de informações do meio depende do contraste a ser analisado. Se mostrou como técnicas que usam a reflexão (STA) são beneficiadas com o aumento do contraste, embora as que usam a transmissão (SIRT) e difração (DBIM) sejam fortemente prejudicadas. Em relação aos resultados aqui encontrados sobre o desempenho destas duas últimas técnicas (SIRT e DBIM) é válido afirmar que, apesar que o aumento de contraste as limite, sobre certas características do meio é possível utilizar as informações advindas delas. Além disso, em relação ao DBIM, é válido afirmar que pode ser utilizado sobre meios com contrastes altos sempre que inicializado com informações próximas dos dados a ser reconstruídos.

Figura 51 – Os gráficos mostram a evolução da métrica *NRMSE* avaliada sobre os objetos no meio. A coluna da esquerda é referente ao valor desta métrica avaliada diretamente sobre os objetos que sofrem mudança de área e/ou velocidade (objetos frios com forma de pulmão (Ob1)), e a coluna da direita apresenta a avaliação sobre os objetos quentes que NÃO sofreram mudanças iniciais (objeto quente que representa uma coluna (Ob2)). O contraste aqui analisado é de 1250 – 1830. O eixo y representa o valor da métrica mensurada e o eixo x o correspondente *sweep*.

Figura 52 – Reconstrução após 16 *sweep* para inicialização da velocidade do ob1 (pulmões) igual a $C_{ob1} = C_{esperada-ob1} - 80m/s = 1170m/s$. Para acompanhar a evolução da métrica *NRMSE*, observe-se na Figura (51) as linhas contínuas azuis. O contraste aqui analisado é de 1250 – 1830.

5 DISCUSSÃO

Neste trabalho foram apresentadas diversas técnicas com a finalidade de extrair a maior quantidade de informação do meio. As técnicas aqui estudadas partem do aproveitamento de três fenômenos que surgem da propagação do som em meios heterogêneos: reflexão, transmissão e difração ou espalhamento, e neste trabalho mostrou-se como as informações advindas destas técnicas são influenciadas segundo os atributos tanto do meio analisado como da inicialização das mesmas técnicas.

Desde a reflexão, foram implementadas duas abordagens: A primeira foi a aplicação de uma técnica conhecida como STA e a segunda, aqui proposta, foi a implementação, desde um raciocínio simples, de um algoritmo que gera uma máscara que separa estruturas dentro do meio estudado. Em relação ao STA, pode-se dizer que a sua principal vantagem, além de poder ser aplicado para distribuições de transdutores como as aqui propostas, é o fato de ter sucesso no mapeamento parcial das bordas dos objetos do meio independente do contraste estudado. O fato de melhorar a relação sinal-ruído conforme aumenta o contraste é outra característica importante desta técnica. Embora isto, as suas principais limitações são o ruído *speckle*, inerente em imagens que usam a reflexão como base, que pode atrapalhar a identificação de parte das bordas de objetos com baixo contraste, e o fato de que para altos contrastes as bordas internas dos objetos no meio não sejam identificadas devido a perda de energia pela mesma reflexão. Ainda assim é uma técnica que pode ser aplicada sem restrições do contraste, e pode ser complementada com algum conhecimento a priori da região anatômica estudada. Com respeito a máscara por reflexão, mostrou-se como esta simples abordagem consegue separar estruturas que não fazem parte do meio homogêneo de propagação (água), conseguindo assim diminuir a área de trabalho e oferecer uma informação que pode ser aproveitada por outros algoritmos. Apesar desta valiosa informação, sua principal limitação está no fato de depender de um limiar empírico, o qual como visto no capítulo de moderado contraste, influencia tanto na boa precisão da máscara como da região extraída por ela. Devido as vantagens das informações que traz esta máscara, no futuro deve ser estudada uma forma mais robusta da seleção do limiar de separação ou outras estratégias que ofereçam informações similares.

A partir do fenômeno de transmissão foram testadas múltiplas variações das Técnicas de Reconstrução Algébrica (ART), as quais para serem aplicadas em ultrassonografia partem de um princípio errado, o qual pode ser considerado "aceitável" para baixos contrastes, mas que por sua vez não pode ser totalmente desprezado para altos contrastes, convertendo-se na principal limitação da aplicação desta técnica para estes contrastes. Embora as reconstruções feitas pela união destas técnicas (ART) com filtros e/ou sensores virtuais possuam erros evidentes, estas reconstruções para baixos contrastes conseguem oferecer uma ideia da velocidade do som no meio, ideia que em posteriores trabalhos pode ser unificada com a informação advinda do STA ou da máscara por reflexão para gerar *Priors*, que poderão ser utilizados em algoritmos mais robustos. Para altos contrastes, fica a critério do pesquisador o uso da informação advinda

desta técnica pois, como mostrado no capítulo de altos contrastes, o sucesso na reconstrução dependerá das características do meio analisado.

Referente a difração foi implementado o algoritmo DBIM e foi estudado o comportamento dele frente a diversos contrastes e inicializações. Embora seja um algoritmo robusto para baixos contrastes, possui como limitantes o tempo computacional necessário para obter reconstruções aceitáveis e a sua grande sensibilidade perante parâmetros internos do algoritmo como também frente a inicializações do meio a ser reconstruído. Neste trabalho mostrou-se primeiro, como o aumento do contraste no meio gera piores resultados do DBIM, e segundo, que perante a boas inicializações do meio de propagação, o algoritmo, independentemente do contraste, tende a gerar boas reconstruções. Também, entre as características uteis nas inicializações, mostrou-se que inicializar os objetos dentro do meio de propagação com áreas maiores que as esperadas, oferece melhores resultados do DBIM do que trabalhar com áreas menores. Assim, caso se queira utilizar para baixos contrastes o algoritmo consegue responder as expectativas com resultados robustos, e no caso de altos contrastes se recomenda estudar boas inicializações do meio para aumentar a probabilidade do algoritmo gerar reconstruções aceitáveis.

Sobre os algoritmos aqui estudados, no caso de ter uma ideia sobre a estrutura a ser analisada (tórax, mama, entre outras), as informações de bordas procedentes do STA e da máscara por Reflexão poderiam ser complementadas com informação anatômica (no caso de altos contrastes) ou com informação advinda de algoritmos de transmissão (no caso de baixos e moderados contrastes), para gerar inicializações que limitem a área e a velocidade do som dos hipotéticos objetos no meio, com a finalidade de ser usadas como *Priors* em algoritmos como DBIM.

Todas estas conclusões e limitações, baseadas em simulações, devem, em trabalhos futuros, ser investigadas em relação a influencias de outras propriedades como atenuação e densidade, assim como em experimentos físicos.

6 CONCLUSÕES

Visando obter informações relevantes do meio de propagação e reduzir o erro em reconstruções tomográficas, neste trabalho foi feita uma análise de diferentes técnicas que trabalham sobre informações advindas da propagação do ultrassom em meios com baixo e alto contraste. As técnicas aqui estudadas aproveitam 3 fenômenos físicos da propagação do som em meios heterogêneos: Reflexão (máscara por reflexão e STA), Transmissão (Técnicas de Reconstrução Algebraica) e Difração (*Distorted Born Iterative Method (DBIM)*). A efetividade destas técnicas varia segundo o contraste estudado e as características dos objetos dentro do meio de propagação. Em relação as técnicas estudadas aqui pode-se concluir que:

- * A geração da máscara por reflexão mostrou-se efetiva, conseguindo diminuir a área a ser reconstruída e reduzindo o número de incógnitas a ser calculadas nos algoritmos de transmissão ou difração (DBIM) e a sua vez, melhorando a convergência destes;
- * O STA teve resultados bons, permitindo inferir uma ideia tanto da localização como das bordas externas dos objetos no meio, tendo melhores resultados conforme o contraste aumenta;
- * A validade da hipótese de negligenciar os efeitos de reflexão e difração em algoritmos de transmissão é válida para baixos contrastes. Ao aumentar o contraste estes efeitos se fazem mais presentes e sua influência dependerá do tamanho dos objetos dentro do meio de propagação;
- * O uso do filtro *Modified Median Filter* junto com algoritmos de transmissão teve efeitos positivos, melhorando a extração de informações do meio analisado;
- * Inicializar com informação a priori o algoritmo DBIM é um processo que deve ser cuidadoso pois dependendo do tamanho dos objetos e das velocidades destes o limite imposto pelo *phase wrapping* pode ser atingido, gerando assim convergência do DBIM a piores reconstruções;
- * Quanto mais perto a inicialização do meio no DBIM estiver dos valores reais, maior a possibilidade do algoritmo convergir a uma solução adequada;
- * Mudanças na inicialização de objetos com menor velocidade do som geram maiores efeitos no desempenho do DBIM, que as feitas sobre objetos com maior velocidade;
- * Independente do modelo, mostrou-se que inicializar os objetos com uma área maior do que a esperada traz uma melhor reconstrução do objeto inicializado (DBIM), sendo isto válido quando a velocidade de inicialização está dentro do intervalo de convergência.

REFERÊNCIAS

- ANDERSEN, A.H.; KAK, A.C. Simultaneous algebraic reconstruction technique (sart): A superior implementation of the art algorithm. *Ultrasonic Imaging*, v. 6, n. 1, p. 81 – 94, 1984. ISSN 0161-7346.
- ANDRÉ, M.P. et al. High-speed data acquisition in a diffraction tomography system employing large-scale toroidal arrays. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, Wiley Online Library, v. 8, n. 1, p. 137–147, 1997.
- FREDRIK, L. *the DREAM (Discrete REpresentation Array Modelling) toolbox*. 2012. <<http://www.signal.uu.se/Toolbox/dream>>. Online; Acesso em: 13-Janeiro-2014.
- GORDON, R.; BENDER, R.; HERMAN, G.T. Algebraic reconstruction techniques (art) for three-dimensional electron microscopy and x-ray photography. *Journal of Theoretical Biology*, v. 29, n. 3, p. 471 – 481, 1970. ISSN 0022-5193.
- GREENLEAF, J.F.; YLITALO, J.; GISVOLD, J.J. Ultrasonic computed tomography for breast examination. *Engineering in medicine & biology*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., v. 6, n. 4, p. 27–32, 1987.
- HADDADIN, O.S.; EBBINI, E.S. Imaging strongly scattering media using a multiple frequency distorted born iterative method. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, IEEE, v. 45, n. 6, p. 1485–1496, 1998.
- HOSKINS, P.R.; MARTIN, K.; THRUSH, A. *Diagnostic ultrasound: physics and equipment*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2010.
- HUTHWAITE, P.; SIMONETTI, F. High-resolution imaging without iteration: A fast and robust method for breast ultrasound tomography. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 130, n. 3, p. 1721–1734, 2011.
- JENSEN, J.A.; SVENDSEN, N.B. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers. *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 39, n. 2, p. 262–267, 1992.
- KINSLER, L.E. et al. Fundamentals of acoustics. *Fundamentals of Acoustics, 4th Edition*, by Lawrence E. Kinsler, Austin R. Frey, Alan B. Coppens, James V. Sanders, p. 560. ISBN 0-471-84789-5. Wiley-VCH, December 1999., v. 1, 1999.
- LAVARELLO, R.J.; HESFORD, A.J. Methods for forward and inverse scattering in ultrasound tomography. In: *Quantitative Ultrasound in Soft Tissues*. [S.l.]: Springer, 2013. p. 345–394.
- LAVARELLO, R.; OELZE, M. A study on the reconstruction of moderate contrast targets using the distorted born iterative method. *ieee transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, IEEE, v. 55, n. 1, 2008.
- PEDERSEN, M.H.; GAMMELMARK, K.L.; JENSEN, J.A. In-vivo evaluation of convex array synthetic aperture imaging. *Ultrasound in medicine & biology*, Elsevier, v. 33, n. 1, p. 37–47, 2007.
- PIÑEIRO, D.J. *Ecocardiografía: para la toma de decisiones clínicas*. [S.l.]: Ed. Médica Panamericana, 2005.

PINTAVIROOJ, C.; SANGWORASIL, M. Ultrasonic diffraction tomography. *INTERNATIONAL JOURNAL OF APPLIED*, v. 1, n. 1, 2008.

RODRIGUES, R.V. *Tomografia por ultrassom em meios heterogêneos*. 2016. Monografia. Trabalho de Conclusão do Curso. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

SUBBARAO, P.M.V.; MUNSHI, P.; MURALIDHAR, K. Performance of iterative tomographic algorithms applied to non-destructive evaluation with limited data. *Independent Nondestructive Testing and Evaluation*, v. 30, n. 6, p. 359 – 370, 1997. ISSN 0963-8695.

TREEBY, B.E.; COX, B.T. k-wave: Matlab toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields. *Journal of biomedical optics*, International Society for Optics and Photonics, v. 15, n. 2, p. 021314–021314, 2010.

TREEBY, B.E. et al. Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using ak-space pseudospectral method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, ASA, v. 131, n. 6, p. 4324–4336, 2012.

TROTS, I. et al. Multi-element synthetic transmit aperture in medical ultrasound imaging. *Archives of Acoustics*, v. 35, n. 4, p. 687–699, 2010.

VARGAS, A. et al. Principios físicos básicos del ultrasonido, sonoanatomía del sistema musculoesquelético y artefactos ecográficos. *Revista Latinoamericana de Ortopedia*, v. 1, n. 4, p. 85–98, 2013.

VARSLOT, T.; MÅSØY, S.E. Forward propagation of acoustic pressure pulses in 3d soft biological tissue. *Modeling, Identification and Control*, Norwegian Society of Automatic Control, v. 27, n. 3, p. 181–200, 2006.

WHITING, P.T. *Resolution enhancement of seasat scatterometer data*. 1992. Thesis (Ph. Doctor). Brigham Young University. Department of Electrical and Computer Engineering.

WILLIS, M. *Algebraic reconstruction algorithms for remote sensing image enhancement*. 2000. Thesis (Ph. Doctor). Brigham Young University. Department of Electrical and Computer Engineering.

WIRGIN, A. Acoustical imaging-classical and emerging methods for applications in macrophysics. *Scattering*, Academic, p. 95–120, 2002.

WISKIN, J.; BORUP, D.; JOHNSON, S. Inverse scattering theory. In: *Acoustical Imaging*. [S.l.]: Springer, 2011. p. 53–59.

WOLF, E. Three-dimensional structure determination of semi-transparent objects from holographic data. *Optics Communications*, Elsevier, v. 1, n. 4, p. 153–156, 1969.

APÊNDICE A – MÉTRICAS QUE AVALIAM AS RECONSTRUÇÕES FEITAS PELOS ALGORITMOS DE TRANSMISSÃO.

Tabela 5 – Modelo 1, 1 elemento por TR e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	3,80	1,62	74,66	3,80	1,62	74,64
M-AART	6,26	1,31	83,56	6,26	1,31	83,55
SIRT	3,89	1,50	78,49	3,89	1,50	78,47
M-SIRT	5,94	1,30	83,97	5,94	1,30	83,96
NLAART	3,51	1,62	74,69	3,52	1,62	74,67
M-NLAART	5,51	1,30	83,99	5,51	1,30	83,98
NLSIRT	3,78	1,50	78,35	3,79	1,50	78,33
M-NLSIRT	5,64	1,30	84,01	5,64	1,30	84,00

Fonte – Autor

Tabela 6 – Modelo 1, 1 elemento por TR e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	4,73	2,63	73,11	4,76	2,63	73,11
M-AART	11,12	2,03	83,73	11,13	2,03	83,73
SIRT	5,18	2,43	77,24	5,21	2,43	77,24
M-SIRT	11,01	2,01	84,23	11,02	2,01	84,23
NLAART	4,76	2,64	73,23	4,78	2,64	73,23
M-NLAART	11,45	2,02	84,11	11,47	2,02	84,11
NLSIRT	5,79	2,41	77,47	5,82	2,41	77,47
M-NLSIRT	11,74	2,01	84,21	11,76	2,01	84,21

Fonte – Autor

Tabela 7 – Modelo 1, 1 elemento por TR e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	8,59	4,37	64,65	9,56	4,36	64,66
M-AART	22,55	2,98	81,51	22,99	2,96	81,70
SIRT	9,33	4,12	68,41	10,26	4,11	68,50
M-SIRT	22,56	2,96	82,05	22,99	2,93	82,26
NLAART	14,33	4,07	68,19	15,08	4,05	68,33
M-NLAART	24,94	2,86	83,00	25,44	2,84	83,15
NLSIRT	15,74	3,72	72,83	16,42	3,70	72,98
M-NLSIRT	25,24	2,84	83,16	25,74	2,82	83,32

Fonte – Autor

Tabela 8 – Modelo 1, 3 elementos por TR e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	11,17	1,64	73,78	11,18	1,64	73,74
M-AART	12,25	1,33	82,86	12,26	1,33	82,83
SIRT	11,19	1,52	77,78	11,20	1,52	77,74
M-SIRT	12,10	1,32	83,28	12,11	1,32	83,26
NLAART	11,08	1,65	73,84	11,09	1,65	73,80
M-NLAART	11,90	1,33	83,30	11,91	1,33	83,27
NLSIRT	11,16	1,52	77,68	11,17	1,52	77,64
M-NLSIRT	11,98	1,32	83,36	11,99	1,32	83,33

Fonte – Autor

Tabela 9 – Modelo 1, 3 elementos por TR e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	10,46	2,66	72,65	10,46	2,66	72,65
M-AART	14,35	2,05	83,41	14,36	2,05	83,41
SIRT	10,62	2,45	76,87	10,62	2,45	76,87
M-SIRT	14,24	2,03	83,93	14,24	2,03	83,92
NLAART	10,52	2,66	72,87	10,52	2,66	72,87
M-NLAART	14,49	2,04	83,79	14,50	2,04	83,79
NLSIRT	10,93	2,43	77,18	10,94	2,43	77,18
M-NLSIRT	14,68	2,03	83,91	14,69	2,03	83,90

Fonte – Autor

Tabela 10 – Modelo 1, 3 elementos por TR e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	11,53	4,23	66,06	11,62	4,12	67,42
M-AART	21,99	2,93	82,14	20,88	2,88	82,84
SIRT	11,86	3,97	70,09	11,96	3,86	71,52
M-SIRT	21,93	2,90	82,64	20,82	2,85	83,32
NLAART	14,81	4,00	68,91	13,10	3,99	69,08
M-NLAART	23,49	2,83	83,37	22,04	2,82	83,56
NLSIRT	15,74	3,63	73,79	14,13	3,62	73,97
M-NLSIRT	23,72	2,81	83,53	22,30	2,80	83,72

Fonte – Autor

Tabela 11 – Modelo 2, 1 elemento por TR e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	6,75	1,36	68,66	6,74	1,36	68,66
M-AART	9,79	1,18	76,99	9,77	1,18	76,98
SIRT	6,74	1,29	72,43	6,73	1,29	72,42
M-SIRT	9,48	1,17	77,44	9,47	1,17	77,43
NLAART	6,46	1,36	68,96	6,45	1,36	68,95
M-NLAART	8,74	1,17	77,88	8,73	1,17	77,87
NLSIRT	6,62	1,29	72,47	6,61	1,29	72,46
M-NLSIRT	9,06	1,17	77,76	9,04	1,17	77,75

Fonte – Autor

Tabela 12 – Modelo 2, 1 elemento por TR e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	6,72	2,06	68,84	6,73	2,06	68,85
M-AART	12,86	1,76	77,45	12,86	1,76	77,46
SIRT	6,87	1,94	72,72	6,87	1,94	72,73
M-SIRT	12,54	1,75	77,92	12,54	1,75	77,94
NLAART	6,01	2,06	69,08	6,01	2,06	69,09
M-NLAART	11,51	1,74	78,34	11,51	1,74	78,35
NLSIRT	6,50	1,94	72,75	6,50	1,94	72,76
M-NLSIRT	12,03	1,74	78,23	12,03	1,74	78,24

Fonte – Autor

Tabela 13 – Modelo 2, 1 elemento por TR e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	8,00	2,88	66,60	8,05	2,88	66,67
M-AART	18,67	2,40	76,56	18,85	2,40	76,64
SIRT	8,49	2,72	70,55	8,55	2,72	70,64
M-SIRT	18,49	2,39	77,11	18,67	2,38	77,20
NLAART	7,16	2,90	66,73	7,19	2,90	66,81
M-NLAART	17,78	2,37	77,56	17,97	2,37	77,65
NLSIRT	8,44	2,72	70,68	8,50	2,71	70,78
M-NLSIRT	18,45	2,37	77,51	18,65	2,37	77,61

Fonte – Autor

Tabela 14 – Modelo 2, 3 elementos por TR e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	17,81	1,42	65,91	17,80	1,42	65,87
M-AART	19,30	1,23	74,51	19,28	1,23	74,48
SIRT	17,82	1,35	69,59	17,80	1,35	69,56
M-SIRT	19,18	1,23	75,00	19,16	1,23	74,97
NLAART	17,71	1,42	66,13	17,70	1,42	66,09
M-NLAART	18,82	1,23	75,23	18,80	1,23	75,20
NLSIRT	17,79	1,35	69,58	17,78	1,35	69,54
M-NLSIRT	19,02	1,23	75,18	19,00	1,23	75,15

Fonte – Autor

Tabela 15 – Modelo 2, 3 elementos por TR e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	18,25	2,15	65,59	18,28	2,15	65,59
M-AART	21,28	1,85	74,61	21,31	1,85	74,61
SIRT	18,31	2,04	69,36	18,35	2,04	69,36
M-SIRT	21,14	1,84	75,12	21,17	1,84	75,11
NLAART	18,02	2,16	65,73	18,06	2,16	65,74
M-NLAART	20,55	1,84	75,35	20,58	1,84	75,34
NLSIRT	18,21	2,04	69,33	18,25	2,04	69,34
M-NLSIRT	20,90	1,84	75,31	20,94	1,84	75,30

Fonte – Autor

Tabela 16 – Modelo 2, 3 elementos por TR e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	18,69	2,95	64,92	18,70	2,95	64,90
M-AART	24,99	2,48	74,83	25,00	2,48	74,81
SIRT	18,92	2,79	68,78	18,94	2,79	68,76
M-SIRT	24,91	2,47	75,36	24,92	2,47	75,35
NLAART	18,38	2,96	65,02	18,40	2,97	65,00
M-NLAART	24,34	2,46	75,65	24,35	2,46	75,63
NLSIRT	18,96	2,79	68,86	18,98	2,79	68,84
M-NLSIRT	24,93	2,46	75,61	24,94	2,46	75,59

Fonte – Autor

**APÊNDICE B – MÉTRICAS QUE AVALIAM AS RECONSTRUÇÕES FEITAS
PELOS ALGORITMOS DE TRANSMISSÃO COM 1 TR VIRTUAL.**

Tabela 17 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	13,09	1,71	79,14	13,06	1,68	79,51
M-AART	13,32	1,64	80,52	13,30	1,62	80,78
SIRT	13,32	1,79	77,65	13,15	1,68	79,57
M-SIRT	13,36	1,64	80,48	13,36	1,62	80,88
NLAART	13,07	1,70	79,39	13,04	1,68	79,68
M-NLAART	13,31	1,65	80,50	13,27	1,62	80,85
NLSIRT	13,16	1,68	79,53	13,13	1,66	79,85
M-NLSIRT	13,42	1,64	80,39	13,38	1,62	80,76

Fonte – Autor

Tabela 18 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	11,87	2,82	78,60	12,10	2,84	78,67
M-AART	13,46	2,55	81,79	13,93	2,54	82,17
SIRT	12,24	2,86	78,12	12,41	2,80	79,10
M-SIRT	13,62	2,55	81,80	14,12	2,54	82,14
NLAART	12,20	2,74	79,52	12,46	2,75	79,72
M-NLAART	13,82	2,55	81,83	14,31	2,53	82,26
NLSIRT	12,72	2,69	79,83	13,05	2,69	80,20
M-NLSIRT	14,10	2,55	81,38	14,64	2,54	81,76

Fonte – Autor

Tabela 19 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	17,06	5,87	63,92	16,44	5,42	64,78
M-AART	23,56	4,03	79,25	23,11	3,79	79,28
SIRT	18,16	5,65	65,65	17,60	5,17	66,96
M-SIRT	24,03	3,98	79,58	23,63	3,73	79,64
NLAART	21,02	4,69	73,96	20,70	4,39	74,02
M-NLAART	25,89	3,68	82,33	25,64	3,49	82,00
NLSIRT	22,43	4,33	76,73	22,19	4,08	76,56
M-NLSIRT	26,33	3,64	82,17	26,11	3,47	81,79

Fonte – Autor

Tabela 20 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	27,57	1,75	78,00	27,56	1,70	78,80
M-AART	27,68	1,68	79,61	27,67	1,63	80,30
SIRT	27,71	1,87	75,71	27,59	1,70	78,83
M-SIRT	27,70	1,67	79,68	27,70	1,62	80,47
NLAART	27,57	1,74	78,45	27,55	1,69	79,10
M-NLAART	27,68	1,68	79,67	27,66	1,63	80,40
NLSIRT	27,62	1,71	78,87	27,60	1,67	79,47
M-NLSIRT	27,74	1,67	79,73	27,72	1,62	80,48

Fonte – Autor

Tabela 21 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	26,31	2,88	78,03	26,29	2,82	78,39
M-AART	27,06	2,59	81,46	27,05	2,53	81,78
SIRT	26,45	2,89	77,95	26,43	2,81	78,53
M-SIRT	27,13	2,57	81,62	27,12	2,52	81,92
NLAART	26,46	2,79	79,18	26,43	2,74	79,47
M-NLAART	27,21	2,58	81,61	27,19	2,52	81,98
NLSIRT	26,67	2,71	79,96	26,65	2,66	80,26
M-NLSIRT	27,34	2,57	81,52	27,32	2,51	81,89

Fonte – Autor

Tabela 22 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	28,21	5,47	65,77	28,48	5,16	67,20
M-AART	32,07	3,87	79,20	32,14	3,67	80,19
SIRT	28,69	5,35	66,85	28,90	5,07	68,02
M-SIRT	32,33	3,81	79,75	32,35	3,63	80,49
NLAART	30,55	4,45	74,83	30,59	4,29	75,25
M-NLAART	33,54	3,58	82,07	33,42	3,45	82,51
NLSIRT	31,22	4,15	77,12	31,12	4,02	77,36
M-NLSIRT	33,77	3,53	82,10	33,62	3,40	82,58

Fonte – Autor

Tabela 23 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	20,95	1,49	76,27	20,86	1,46	76,34
M-AART	21,29	1,44	77,46	21,19	1,42	77,44
SIRT	21,43	1,59	74,06	20,97	1,46	76,30
M-SIRT	21,40	1,46	77,10	21,32	1,42	77,37
NLAART	20,95	1,48	76,82	20,84	1,45	76,78
M-NLAART	21,32	1,44	77,60	21,19	1,41	77,68
NLSIRT	21,08	1,47	76,88	20,97	1,44	76,83
M-NLSIRT	21,57	1,45	77,25	21,45	1,42	77,33

Fonte – Autor

Tabela 24 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	18,67	2,26	77,58	18,63	2,26	77,38
M-AART	19,65	2,18	78,70	19,60	2,17	78,62
SIRT	19,28	2,36	76,04	19,05	2,27	77,19
M-SIRT	19,87	2,18	78,62	19,86	2,17	78,57
NLAART	18,65	2,25	77,82	18,58	2,24	77,75
M-NLAART	19,64	2,17	78,86	19,58	2,16	78,84
NLSIRT	18,99	2,22	78,08	18,92	2,21	78,04
M-NLSIRT	20,11	2,17	78,58	20,05	2,16	78,58

Fonte – Autor

Tabela 25 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	18,42	3,23	75,73	18,28	3,15	75,55
M-AART	21,46	2,97	78,45	21,38	2,91	78,31
SIRT	19,23	3,24	75,59	18,98	3,10	76,24
M-SIRT	21,88	2,96	78,60	21,84	2,89	78,49
NLAART	18,55	3,19	76,28	18,36	3,13	76,05
M-NLAART	21,62	2,95	78,89	21,49	2,88	78,80
NLSIRT	19,52	3,09	77,24	19,37	3,02	77,12
M-NLSIRT	22,44	2,93	78,71	22,31	2,87	78,66

Fonte – Autor

Tabela 26 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	36,18	1,59	72,87	36,13	1,56	72,91
M-AART	36,42	1,53	74,53	36,37	1,50	74,62
SIRT	36,49	1,73	69,60	36,24	1,59	72,21
M-SIRT	36,47	1,53	74,38	36,43	1,50	74,63
NLAART	36,18	1,58	73,50	36,13	1,55	73,49
M-NLAART	36,45	1,53	74,73	36,39	1,50	74,86
NLSIRT	36,28	1,56	73,81	36,23	1,53	73,80
M-NLSIRT	36,62	1,52	74,51	36,56	1,49	74,68

Fonte – Autor

Tabela 27 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	37,31	2,43	73,67	37,30	2,42	73,56
M-AART	37,80	2,32	75,41	37,79	2,31	75,34
SIRT	37,45	2,44	73,49	37,57	2,48	72,50
M-SIRT	37,90	2,31	75,51	37,89	2,30	75,37
NLAART	37,30	2,42	74,03	37,29	2,40	73,97
M-NLAART	37,81	2,31	75,64	37,79	2,30	75,61
NLSIRT	37,52	2,38	74,45	37,50	2,36	74,40
M-NLSIRT	38,10	2,30	75,46	38,08	2,29	75,43

Fonte – Autor

Tabela 28 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 1 TR virtual e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	38,50	3,36	73,30	38,39	3,28	72,97
M-AART	39,80	3,12	75,93	39,72	3,03	75,80
SIRT	38,88	3,39	73,00	38,78	3,28	72,93
M-SIRT	40,01	3,11	75,96	39,96	3,02	75,90
NLAART	38,54	3,33	73,82	38,42	3,25	73,50
M-NLAART	39,87	3,10	76,38	39,78	3,01	76,27
NLSIRT	39,05	3,23	74,60	38,94	3,15	74,43
M-NLSIRT	40,38	3,08	76,07	40,31	2,99	76,06

Fonte – Autor

**APÊNDICE C – MÉTRICAS QUE AVALIAM AS RECONSTRUÇÕES FEITAS
PELOS ALGORITMOS DE TRANSMISSÃO COM 2 TR VIRTUAIS.**

Tabela 29 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	12,88	1,72	79,10	12,82	1,67	79,77
M-AART	13,04	1,65	80,51	12,99	1,62	80,90
SIRT	13,11	1,76	78,24	12,90	1,65	80,12
M-SIRT	13,14	1,64	80,61	13,09	1,60	81,10
NLAART	12,86	1,70	79,37	12,80	1,67	79,84
M-NLAART	13,04	1,65	80,45	12,96	1,62	80,89
NLSIRT	12,99	1,68	79,66	12,93	1,64	80,09
M-NLSIRT	13,21	1,64	80,42	13,13	1,60	80,93

Fonte – Autor

Tabela 30 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	11,64	2,83	78,65	11,58	2,78	78,94
M-AART	12,83	2,57	81,82	12,80	2,52	82,06
SIRT	12,19	2,80	78,94	12,01	2,67	80,21
M-SIRT	13,14	2,53	82,06	13,13	2,49	82,33
NLAART	11,81	2,76	79,47	11,75	2,72	79,70
M-NLAART	13,11	2,55	81,94	13,06	2,51	82,22
NLSIRT	12,61	2,65	80,45	12,56	2,61	80,72
M-NLSIRT	13,56	2,54	81,61	13,53	2,50	81,92

Fonte – Autor

Tabela 31 – Modelo 1, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	17,60	6,21	61,38	16,71	5,80	61,78
M-AART	22,65	4,29	77,29	22,16	4,04	77,27
SIRT	19,12	5,64	65,99	18,41	5,20	66,83
M-SIRT	23,68	4,06	79,00	23,30	3,82	78,94
NLAART	20,72	5,02	71,41	20,24	4,71	71,39
M-NLAART	25,27	3,81	81,57	25,09	3,61	81,26
NLSIRT	23,14	4,27	77,37	22,90	4,06	76,79
M-NLSIRT	26,26	3,67	82,05	26,08	3,50	81,53

Fonte – Autor

Tabela 32 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	27,55	1,77	77,86	27,53	1,72	78,50
M-AART	27,62	1,69	79,49	27,61	1,65	80,02
SIRT	27,69	1,85	76,18	27,62	1,75	77,90
M-SIRT	27,67	1,67	79,77	27,67	1,63	80,29
NLAART	27,55	1,75	78,26	27,53	1,71	78,83
M-NLAART	27,63	1,69	79,52	27,61	1,65	80,11
NLSIRT	27,61	1,71	79,06	27,59	1,67	79,57
M-NLSIRT	27,72	1,67	79,75	27,70	1,63	80,36

Fonte – Autor

Tabela 33 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	26,35	2,93	77,56	26,29	2,81	78,54
M-AART	26,95	2,61	81,30	26,85	2,52	81,94
SIRT	26,58	2,86	78,43	26,49	2,72	79,62
M-SIRT	27,09	2,58	81,64	26,99	2,49	82,19
NLAART	26,48	2,83	78,81	26,41	2,73	79,64
M-NLAART	27,07	2,60	81,50	26,93	2,52	82,13
NLSIRT	26,79	2,68	80,40	26,68	2,59	81,08
M-NLSIRT	27,26	2,57	81,56	27,12	2,48	82,22

Fonte – Autor

Tabela 34 – Modelo 1, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	28,30	5,86	62,64	28,25	5,56	63,95
M-AART	31,41	4,08	77,71	31,45	3,88	78,57
SIRT	29,20	5,28	67,46	29,23	4,98	69,02
M-SIRT	32,08	3,87	79,40	32,14	3,68	80,18
NLAART	30,23	4,77	72,23	30,27	4,59	72,72
M-NLAART	33,09	3,69	81,39	33,13	3,53	81,95
NLSIRT	31,56	4,10	77,81	31,59	3,93	78,39
M-NLSIRT	33,58	3,56	82,03	33,59	3,40	82,61

Fonte – Autor

Tabela 35 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	20,80	1,50	76,22	20,72	1,49	76,17
M-AART	21,02	1,45	77,51	20,93	1,44	77,31
SIRT	21,28	1,56	74,77	20,94	1,50	75,93
M-SIRT	21,18	1,45	77,34	21,12	1,44	77,19
NLAART	20,80	1,48	76,78	20,70	1,47	76,70
M-NLAART	21,06	1,45	77,65	20,94	1,44	77,55
NLSIRT	20,96	1,46	77,11	20,86	1,45	77,04
M-NLSIRT	21,38	1,45	77,24	21,26	1,44	77,20

Fonte – Autor

Tabela 36 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	18,58	2,27	77,43	18,56	2,26	77,41
M-AART	19,25	2,18	78,73	19,23	2,18	78,71
SIRT	19,27	2,32	76,70	19,06	2,26	77,41
M-SIRT	19,65	2,18	78,67	19,63	2,16	78,69
NLAART	18,56	2,26	77,64	18,53	2,26	77,63
M-NLAART	19,26	2,18	78,86	19,23	2,17	78,85
NLSIRT	18,99	2,21	78,25	18,97	2,20	78,22
M-NLSIRT	19,90	2,17	78,54	19,88	2,16	78,54

Fonte – Autor

Tabela 37 – Modelo 2, 1 elemento por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	18,62	3,29	75,05	18,46	3,20	74,91
M-AART	21,10	3,00	78,25	21,02	2,92	78,12
SIRT	19,84	3,22	75,78	19,44	3,06	76,47
M-SIRT	21,96	2,97	78,43	21,92	2,88	78,29
NLAART	18,70	3,26	75,57	18,52	3,17	75,37
M-NLAART	21,25	2,97	78,73	21,13	2,89	78,63
NLSIRT	20,08	3,07	77,44	19,94	2,98	77,34
M-NLSIRT	22,53	2,94	78,56	22,41	2,85	78,50

Fonte – Autor

Tabela 38 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1450 – 1630

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	36,26	1,60	72,85	36,23	1,60	72,62
M-AART	36,42	1,54	74,46	36,38	1,53	74,29
SIRT	36,51	1,68	70,64	36,39	1,62	72,02
M-SIRT	36,52	1,53	74,40	36,49	1,52	74,36
NLAART	36,26	1,59	73,36	36,22	1,58	73,23
M-NLAART	36,45	1,54	74,63	36,40	1,53	74,55
NLSIRT	36,38	1,55	74,04	36,34	1,54	73,93
M-NLSIRT	36,67	1,53	74,45	36,63	1,52	74,45

Fonte – Autor

Tabela 39 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1400 – 1680

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	37,42	2,44	73,56	37,40	2,43	73,54
M-AART	37,76	2,33	75,29	37,74	2,33	75,26
SIRT	37,67	2,45	73,29	37,63	2,42	73,68
M-SIRT	37,96	2,32	75,41	37,94	2,30	75,43
NLAART	37,41	2,44	73,81	37,39	2,42	73,82
M-NLAART	37,78	2,33	75,47	37,75	2,32	75,47
NLSIRT	37,67	2,36	74,70	37,65	2,35	74,70
M-NLSIRT	38,16	2,31	75,38	38,14	2,29	75,40

Fonte – Autor

Tabela 40 – Modelo 2, 3 elementos por TR, 2 TR virtuais e um contraste de 1350 – 1730

	Sem Ruído			Ruído 5%		
	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)	RRE (%)	NRMSE (%)	Q (%)
AART	38,58	3,40	72,94	38,53	3,35	72,74
M-AART	39,56	3,15	75,77	39,54	3,09	75,80
SIRT	39,10	3,37	73,16	39,06	3,28	73,44
M-SIRT	39,97	3,12	75,90	39,98	3,05	75,94
NLAART	38,59	3,39	73,26	38,54	3,33	73,07
M-NLAART	39,61	3,13	76,15	39,59	3,07	76,20
NLSIRT	39,24	3,21	74,96	39,20	3,16	74,78
M-NLSIRT	40,34	3,08	76,06	40,32	3,03	76,10

Fonte – Autor