

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

RUBEM PETRY CARBENTE

**IMPLEMENTAÇÃO DE MAPAS ELASTOGRÁFICOS UTILIZANDO
FILTRO MEDIANO EM UMA PLATAFORMA DE ARQUITETURA
ABERTA**

TESE DE DOUTORADO

**CURITIBA
2019**

RUBEM PETRY CARBENTE

**IMPLEMENTAÇÃO DE MAPAS ELASTOGRÁFICOS UTILIZANDO
FILTRO MEDIANO EM UMA PLATAFORMA DE ARQUITETURA
ABERTA**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Doutor em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
Coorientador: Prof. Dr. Amauri Amorin Assef

**CURITIBA
2019**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Carbente, Rubem Petry

Implementação de mapas elastográficos utilizando filtro mediano em uma plataforma de arquitetura aberta.-- 2019.

1 arquivo texto (112 f.) : PDF ; 3,4 MB

Disponível via World Wide Web

Texto em português, com resumo em inglês

Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2019

Bibliografia: f. 101-110

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Ultrassonografia. 3. Elastografia. 4. Ondas de cisalhamento. 5. Doppler, Ultrassonografia. 6. Diagnóstico por ultrassom. 7. Imagem tridimensional em medicina. 8. Viscoelasticidade. 9. Análise elástica (Engenharia). I. Maia, Joaquim Miguel, orient. II. Assef, Amauri Amorin coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: Ed. 23 – 621.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba
Bibliotecária Anna T. R. Caruso CRB9/935

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 191

A Tese de Doutorado intitulada “**Implementação de Mapas Elastográficos Utilizando Filtro Mediano Em Uma Plataforma de Arquitetura Aberta**”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) Rubem Petry Carbente, no dia **26 de abril de 2019**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Ciências, área de concentração Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof(a). Dr(a). Joaquim Miguel Maia - Presidente – (UTFPR)

Prof(a). Dr(a). Antônio Adilton Oliveira Carneiro – (USP)

Prof(a). Dr(a). José Carlos da Cunha – (UFPR)

Prof(a). Dr(a). Marcos Santos Hara – (IFPR)

Prof(a). Dr(a). Caio Marcelo de Miranda - (UTFPR)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 26 de abril de 2019.

AGRADECIMENTO

Gostaria de agradecer a toda minha família pelo apoio na realização do doutorado. Em especial a minha esposa Flávia Daniele Gomes que sempre me inspirou e foi o motivo para superar os desafios, aos meus pais, filhas, enteados e irmãos sempre presentes nos momentos que precisei de apoio.

Ao colega Acácio J. Zimbico pelo auxílio na realização dos ensaios práticos na plataforma de pesquisa, discussão sobre os códigos da plataforma Verasonics e do processo de aquisição que tornou possível a captura dos dados trabalhos.

Ao professor e orientador Dr. Joaquim M. Maia, pela oportunidade de realização deste trabalho, pelas correções e sugestões nos textos de artigo e tese.

Ao professor, coorientador e colega de longa data, Dr. Amauri A. Assef pela ajuda, nas discussões e correções nos textos de artigo e tese.

À CAPES, ao CNPq, à FINEP, ao Ministério da Saúde e à Fundação Araucária pelo apoio financeiro.

RESUMO

CARBENTE, Rubem Petry. **Implementação de mapas elastográficos utilizando filtro mediano em uma plataforma de arquitetura aberta.** 2019. 112 f. Tese de Doutorado (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

O uso da tecnologia ultra-rápida tem permitido observar fenômenos e eventos na ultrassonografia: dentre os quais a obtenção do mapa de micro doppler e a avaliação da viscoelasticidade tecidual. A formação ultra-rápida de imagens pode ser utilizada para encontrar ondas de cisalhamento transitórias que se propagam no tecido mole, o que permite a quantificação das propriedades mecânicas do tecido via elastografia. Esta técnica permite o diagnóstico e monitoramento simples e não invasivo de doenças. Esta tese apresenta um método para estimar as propriedades viscoelásticas e a rigidez de estruturas usando a técnica de ultrassom conhecida como imagem de elasticidade de onda de cisalhamento (SWEI). A plataforma de pesquisa Verasonics Vantage 128 e o transdutor L11-4v foram usados para adquirir sinais de radiofrequência de um *phantom* de simulação de elastografia 049A (CIRS, EUA), com subsequente processamento e análise no MATLAB. As imagens e os índices obtidos refletem as medidas qualitativas das diferentes regiões de inclusões no *phantom* de ultrassom e as respectivas alterações nas propriedades viscoelásticas de áreas distintas. A comparação dos resultados obtidos com esta técnica proposta e outras técnicas comumente usadas demonstra as características da filtragem mediana na suavização de variações de velocidade para formar imagens elastográficas. Os resultados da técnica proposta neste estudo estão dentro das margens de erro indicadas pelo fabricante do *phantom*; para a base e para inclusões tipo I, II, III e IV, a elasticidade em kPa e os erros percentuais obtidos pelo método proposto neste estudo foram de 29,18 (-16,7%), 10,26 (-28,2%), 15,64 (-11,7%), 45,81 (-1,8%) e 85,21 (-6,5%), respectivamente. A nova técnica de obtenção de imagens utiliza uma função de filtragem distinta que considera a velocidade média na região em torno de cada elemento de imagem, permitindo ajustes de acordo com as características das inclusões no ultrassom e otimizando as imagens elastográficas resultantes.

Palavras-chave: Imageamento por ultrassom. Elastografia. Onda de cisalhamento.

ABSTRACT

CARBENTE, Rubem Petry. **Implementation of elastographic maps using medium filter on an open architecture platform.** 2019. 112 f. Tese de Doutorado (Doutorado em Engenharia Biomédica) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2019.

The use of ultrafast technology has allowed to observe phenomena and events in the ultrasonography: among them the obtaining of the map of micro Doppler and the evaluation of the viscoelasticity of the tissue. Ultrafast image formation can be utilized to find transitory shear waves propagating in soft tissue, which permits quantification of the mechanical properties of the tissue via elastography. This technique permits simple and noninvasive diagnosis and monitoring of disease. This article presents a method to estimate the viscoelastic properties and rigidity of structures using the ultrasound technique known as shear wave elasticity imaging (SWEI). The Verasonics Vantage 128 research platform and L11-4v transducer were used to acquire radio frequency signals from a model 049A elastography phantom (CIRS, USA), with subsequent processing and analysis in MATLAB. The images and indexes obtained reflect the qualitative measurements of the different regions of inclusions in the phantom and the respective alterations in the viscoelastic properties of distinct areas. Comparison of the results obtained with this proposed technique and other commonly used techniques demonstrates the characteristics of median filtering in smoothing variations in velocity to form elastographic images. The results of the technique proposed in this study are within the error margins indicated by the phantom manufacturer; for the phantom base and for inclusions type I, II, III and IV, the elasticity in kPa and the percentage errors obtained by the method proposed in this study were of 29.18 (-16.7%), 10.26 (-28.2%), 15.64 (-11.7%), 45.81 (-1.8%), and 85.21 (-6.5%), respectively. The new technique to obtain images uses a distinct filtering function which considers the mean velocity in the region around each pixel, in turn allowing adjustments according to the characteristics of the phantom inclusions within the ultrasound and optimizing the resulting elastographic images.

Keywords: Ultrasound imaging. Elastography. Shear wave.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama em blocos das estruturas de reconstrução de imagens convencionais e ultrarrápidas.	23
Figura 2: Técnicas atuais de elastografia de ondas de cisalhamento categorizadas por método de excitação por ondas de cisalhamento. A tese se concentra na técnica de excitação por Força de radiação acústica com geração de imagem por cisalhamento supersônico.	26
Figura 3: Formação de onda de cisalhamento.	29
Figura 4: Pulso de US e as ondas de cisalhamento resultantes. (a) Impulso de US sob a forma de um único feixe de US focalizado. (b) - (e): Instantâneos do filme de propagação da onda de cisalhamento em instantes de tempo diferentes. Os sinais de velocidade da partícula de onda de cisalhamento são mostrados. Duas ondas de cisalhamento foram produzidas nos lados direito e esquerdo do feixe de pressão e, em seguida, propagadas para longe do feixe de pressão. A intensidade do movimento da onda de corte foi traçada na mesma escala.	30
Figura 5: Planos esquemáticos das configurações do feixe de impulso de diferentes técnicas de elastografia de ondas de cisalhamento. (a) Imagens de ondas de cisalhamento SWEI e ARFI: um único feixe de US focalizado é tipicamente usado. (b) Imagem de cisalhamento supersônico (SSI): os feixes de US consecutivos são transmitidos em ordem sequencial em diferentes instantes. As ondas de cisalhamento resultantes interferem construtivamente para construir uma onda de corte quase planar (linha preta). (c) SDUV: é utilizado um feixe de impulso repetitivo na mesma localização espacial para transmitir ondas de cisalhamento harmônicas com diferentes frequências. (d) SMURF: uma força de radiação modulada espacial é usada para produzir múltiplos feixes de impulso simultaneamente com certa distância entre eles.	31
Figura 6: Gráficos esquemáticos de movimento de ondas de cisalhamento com US. (a) Uma onda de cisalhamento se propaga da direita para a esquerda sob o transdutor. A onda de cisalhamento move um dispersor (ponto preto) da posição 1 para a posição 2, dentro do intervalo de tempo de t_1 a t_2 . (b) Em duas insonificações consecutivas, o sinal de RF de US desloca-se ao longo da direção do tempo devido ao movimento de espalhamento induzido por onda de cisalhamento. A quantidade de variação de sinal pode ser medida para determinar o movimento da onda de corte.	34
Figura 7: Esquema utilizado para se estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no meio, sendo que o primeiro transdutor gera o pulso de excitação e os outros dois são utilizados para detectar a crista da onda de cisalhamento e calcular sua velocidade.	37
Figura 8: Propagação de uma onda ultrassônica em um <i>phantom</i> simulando tecido biológico.	38
Figura 9: Elasticidade em uma mama, tendões, fígado e próstata.	39
Figura 10: Esquema exibindo uma deformação transversal sendo aplicado perpendicularmente à superfície lateral do bloco e o deslocamento transversal resultante.	42
Figura 11: Diagrama dos componentes de <i>hardware</i> do sistema de aquisição de dados Verasonics.	48
Figura 12: (a) Gráfico esquemático de um feixe de impulso de US e a direção de propagação de onda de corte resultante. O feixe de US focalizado (indicado pela forma vermelha) produz duas frentes de onda de cisalhamento propagando-se para longe do feixe de pressão (indicado pelas duas setas vermelhas apontando em direções opostas) em um <i>phantom</i> homogêneo. (b) Mapa de elasticidade de cisalhamento deste espectro reconstruído calculando a velocidade de propagação da onda de cisalhamento em cada localização de <i>pixel</i> de imagem. A área marcada pelo	

retângulo vermelho indica a região inconsistente causada pela ausência de ondas de cisalhamento na região do feixe de impulso.	53
Figura 13: (a) O mesmo mapa de elasticidade de cisalhamento como na Figura 12 (b). A linha tracejada azul indica o caminho da propagação da onda de cisalhamento. (b) A amplitude máxima da onda de corte ao longo da linha tracejada azul.	54
Figura 14: (a) Pulso simples de apodização e (b) pulsos de atraso de cada elemento na transmissão. Cada um dos sete pulsos focados tem atrasos diferentes. A série mais distante representa o primeiro pulso.	55
Figura 15: (a) Apodização e (b) atraso de cada elemento para as imagens de ondas planas em diferentes ângulos: -8° (azul), 0° (verde) e 8° (vermelho).	57
Figura 16: Visualização da composição angular: três quadros dos dados IQ originais são calculados em média em um único quadro processado. Cada caixa representa dados de IQ.	57
Figura 17: (a) – (c): Imagens instantâneas de um único pulso de propagação de ondas de cisalhamento com três <i>pixels</i> de interesse. O <i>pixel</i> B é o <i>pixel</i> de segmentação onde é desejada a estimativa da velocidade da onda de cisalhamento local. Os sinais de onda de cisalhamento nos <i>pixels</i> vizinhos A e C são utilizados (d). Uma correlação cruzada normalizada da curva A e da curva C (e) dá a estimativa de atraso de tempo, que pode ser usada para obter a velocidade da onda de cisalhamento com a distância conhecida entre o <i>pixel</i> A e o <i>pixel</i> C.	62
Figura 18: (a) Posição relativa entre os <i>pixels</i> de segmentação e o feixe composto. (b) Sinais de ondas de cisalhamento dos dois <i>pixels</i> indicados em (a). A curva azul corresponde ao ponto azul e a curva vermelha corresponde ao ponto vermelho. Devido às interferências de ondas de cisalhamento, as duas formas de onda de cisalhamento têm grandes discrepâncias.	63
Figura 19: Filtragem direcional. (a) Campo de onda de corte original criado por F-CUSE antes da filtragem direcional. (b) A transformada de Fourier 2-D de (a). (c) O filtro direcional mascarou os 2º e 4º quadrantes (correspondendo às ondas de cisalhamento DE) e preservou os 1º e 3º quadrantes (correspondentes às ondas de cisalhamento ED). (d) Ondas de cisalhamento ED extraídas por uma transformada de Fourier inversa 2-D de (c)	64
Figura 20: Descritivo do movimento da onda de cisalhamento antes e depois da filtragem direcional. (a) Antes da filtragem direcional, podem ser observadas interferências de ondas de cisalhamento de campos de cisalhamento complexos. (b). Ondas de cisalhamento ED extraídas por filtro direcional. Todas as ondas de cisalhamento estão se propagando da esquerda para a direita e nenhuma interferência com ondas DE pode ser observada. (c) Ondas de cisalhamento DE extraídas por filtro direcional. Novamente todas as interferências de ondas de cisalhamento foram removidas.	65
Figura 21: Duas formas de onda de cisalhamento a partir de dois <i>pixels</i> vizinhos (a) antes e (b) após a filtragem direcional. Após a filtragem direcional o efeito das interferências é minimizado, resultando em duas formas de onda semelhantes. A correlação cruzada pode ser usada para estimar o atraso dos tempos de chegada da onda de cisalhamento entre os dois locais.	67
Figura 22: Bancada de ensaio utilizada nos testes realizados no laboratório LAPIS (Laboratório de Processamento de Imagens) na UTFPR.	70
Figura 23: Disposição física com vista superior dos moldes internos do <i>phantom</i> (adaptado do manual CIRS 049).	71
Figura 24: Tipos de moldes elastográficos vistos lateralmente com variações das propriedades viscoelásticas	71

Figura 25: Fluxograma resumido das etapas para obtenção do elastograma.	72
Figura 26: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 1.	73
Figura 27: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 2.	74
Figura 28: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 3.	74
Figura 29: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 4.	75
Figura 30: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 5.	75
Figura 31: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 6.	76
Figura 32: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 7.	76
Figura 33: Quadro no modo B, onde é quase imperceptível a visualização da inclusão no <i>phantom</i> mamário 059 CIRS.	78
Figura 34: Elastogramas do <i>phantom</i> mamário 059 CIRS utilizando diferentes técnicas para melhorar a definição das imagens: (a) SWS; (b) Filtro Butterworth; (c) Inversão de sinal e (d) Filtro Mediano.	79
Figura 35: Quadro no modo B da ROI na área homogênea no <i>phantom</i> 049A CIRS, onde percebe-se a inclusão posicionada abaixo como referência.	80
Figura 36: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do <i>phantom</i> usando o método padrão.	81
Figura 37: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do <i>phantom</i> usando o filtro passa baixa.	81
Figura 38: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do <i>phantom</i> usando o método de inversão de sinal.	82
Figura 39: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do <i>phantom</i> usando o filtro mediano.	82
Figura 40: Quadro no modo B do <i>phantom</i> 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo I e a outra metade na área homogênea.	83
Figura 41: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do <i>phantom</i> e a outra metade na área homogênea, utilizando o método padrão.	84
Figura 42: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do <i>phantom</i> e a outra metade na área homogênea, utilizando o filtro Butterworth.	84
Figura 43: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do <i>phantom</i> e a outra metade na área homogênea, utilizando o método Inversão de Sinal.	85
Figura 44: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do <i>phantom</i> e a outra metade na área homogênea, utilizando o filtro mediano.	85
Figura 45: Quadro no modo B do <i>phantom</i> 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo II e a	

outra metade na área homogênea.....	86
Figura 46: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o método padrão.	87
Figura 47: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o filtro Butterworth.	87
Figura 48: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o método de Inversão de Sinal.....	88
Figura 49: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o filtro mediano.	88
Figura 50: Quadro no modo B do <i>phantom</i> 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo III e a outra metade na área homogênea.....	89
Figura 51: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o método padrão.	89
Figura 52: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o filtro Butterworth.	90
Figura 53: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o método de Inversão de Sinal.....	90
Figura 54: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o filtro mediano.	91
Figura 55: Quadro no modo B do <i>phantom</i> 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo IV e a outra metade na área homogênea.....	91
Figura 56: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o método padrão.	92
Figura 57: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o filtro Butterworth.	92
Figura 58: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o método de Inversão de Sinal.....	93
Figura 59: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o filtro mediano.	93
Figura 60: Elastogramas obtidos utilizando-se (a) o método padrão e (b) filtro mediano.....	95
Figura 61: Resposta da mesma coluna do elastograma original e com filtro mediano.....	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resumo das estruturas de dados utilizadas pelo sistema Verasonics.....	49
Tabela 2: Parâmetros de aquisição e rotina na estrutura Matlab SWEI.....	51
Tabela 3: Relação entre o modelo do molde e característica à compressão.	72
Tabela 4: Comparação dos resultados obtidos para elasticidade (kPa) no <i>phantom</i> de elastografia.	94
Tabela 5: Comparação dos resultados para o filtro Butterworth, Inversão de Sinal e o método proposto de processamento usando Filtro Mediano com o <i>phantom</i> elastográfico.....	94

LISTA DE ABREVIATURAS

1-D	Unidimensional
2-D	Bidimensional
3-D	Tridimensional
ABUS	<i>Automated Breast Ultrasound System</i>
ARF	<i>Acoustic Radiation Force</i>
ARFI	<i>Acoustic Radiation Force Impulse</i>
ARFIRE	<i>Acoustic Radiation Force Induced Elastography</i>
ASIC	<i>Application-Specific Integrated Circuits</i>
B	Brilho
CPGEI	Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial
DE	Direita para Esquerda
DSP	<i>Digital Signal Processor</i>
DVT	<i>Deep Vein Thrombosis</i>
ED	Esquerda para direita
EWI	<i>Electromechanical Wave Imaging</i>
F-CUSE	<i>Focused Comb-push Ultrasound Shear elastography</i>
FOV	<i>Field of View</i>
I	Sinal em fase
PCI	<i>Peripheral Component Interconnect</i>
PRF	<i>Pulse Repetition Frequency</i>
PRP	<i>Pulse Repetition Period</i>
PUIP	<i>Programmable Ultrasound Image Processor</i>
Q	Sinal em quadratura
RA	Resolução Axial
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
ROI	<i>Region of Interest</i>
Rx	Recepção
SDUV	<i>Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry</i>
SHI	<i>Scan Head Interface</i>

SMURF	<i>Spatially Modulated Ultrasound Radiation Force</i>
SNR	<i>Signal to Noise Ratio</i>
SSI	<i>Supersonic Shear Imaging</i>
SWE	<i>Shear Wave Elastography</i>
SWEI	<i>Shear Wave Elasticity Imaging</i>
SWS	<i>Shear Wave Speed</i>
TGC	<i>Time Gain Compensation</i>
TOF	<i>Time-of-Flight</i>
TTP	<i>Time To Peak</i>
TW	Onda de transmissão
Tx	Transmissão
US	Ultrassom
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VLIW	<i>Very Long Instruction Word</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Matriz de visibilidade
B	Visibilidade lateral
c	Velocidade de propagação da onda acústica no meio
CC	Mapa do coeficiente de correlação
C_s	Velocidade de propagação da onda
D	Deslocamento
E	Módulo de Young
$\bar{f}_{doppler}$	Diferença da frequência recebida e transmitida
F	Densidade da força de radiação resultante
f_0	Frequência de transmissão
f_c	Frequência central
f_{dem}	Comprimento de onda da frequência central por amostra de RF
G	Módulo de cisalhamento do número complexo
I	Intensidade do impulso
K	Módulo de Bulk
k	Valor complexo da onda
M	Profundidade
m	Amostra de Q
M_{sw}	Mapa 2-D de velocidade da onda de cisalhamento
N	Quadro
n	Amostra de I
η	Coefficiente de viscosidade de cisalhamento
p	Pressão
$s(t)$	Sinal RF
SE	Energia da onda de cisalhamento
std	Desvio padrão
t	Tempo
T_s	Frequência de repetição de pulso
t_s	Período de amostragem
u	Deslocamento
v	Velocidade

\bar{v}	Velocidade axial da partícula
α	Atenuação do US
δt	Intensidade de sinal RF deslocada ao longo da direção no tempo
ε	Deformação
λ_l	Módulo do volume
μ	Módulo de cisalhamento
ρ	Densidade
σ	Deformação do líquido
τ	Deformação transversal
ω	Frequência da onda
Ω	Mapas de dados
∇y	Tensor de deformação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
	1.1 OBJETIVOS.....	19
	1.1.1 Objetivo Geral	19
	1.1.2 Objetivos Específicos	20
	1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO DE TESE.....	20
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	21
	2.1 PROGRESSO DA ELASTOGRAFIA.....	21
	2.2 FORMAÇÃO DA IMAGEM ULTRARRÁPIDA.....	23
	2.2.1 Detecção de Velocidade	24
	2.2.2 Imageamento de Fluxo	25
	2.3 TÉCNICAS ATUAIS DE ELASTOGRAFIA POR US	25
	2.3.1 Ondas de Cisalhamento Transitórias	25
	2.4 TEORIA DA ELASTOGRAFIA POR ONDA DE CISALHAMENTO.....	26
	2.4.1 Geração de Ondas de Cisalhamento Transitórias	27
	2.4.2 Técnicas de Elastografia	30
	2.4.3 Detecção de Ondas de Cisalhamento.....	33
	2.4.4 Detecção de Quadratura.....	35
	2.4.5 Velocidade Axial de Pico	36
	2.4.6 Velocidade de Fase e Coeficiente de Atenuação da Onda de Cisalhamento	36
	2.4.7 Medição da Viscoelasticidade	40
	2.4.8 Extração de Informações da Vibração do Meio.....	43
3	MATERIAIS E MÉTODOS.....	47
	3.1 PREMISSA	47
	3.2 <i>HARDWARE</i> DO SISTEMA DE US	47
	3.2.1 Arquitetura de <i>Hardware</i> Verasonics	47
	3.2.2 Interface de Programação Verasonics.....	49
	3.3 Sequência de pulsos	52
	3.3.1 Princípios da Sequência de Pulsos (<i>Pushing Sequences</i>)	52
	3.3.2 Impulso em Linha	55
	3.3.3 Composição Angular	56

3.4 PÓS-PROCESSAMENTO.....	58
3.4.1 Estimação de Movimento da Onda de Cisalhamento	58
3.4.2 Autocorrelação.....	59
3.4.3 Método Aplicado	59
3.4.4 Velocidade Axial do Pico	59
3.4.5 Filtro Direcional.....	61
3.4.6 Estimação de Velocidade.....	66
3.4.8 Filtro Mediano	69
3.4.9 Estrutura Física	70
4 RESULTADOS.....	73
4.1 DETECÇÃO DE MÚLTIPLAS ONDAS DE CISALHAMENTO	73
4.2 GERAÇÃO DO ELASTOGRAMA.....	77
5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES.....	98
5.1 DISCUSSÕES	98
5.2 CONCLUSÕES.....	100
5.3 TRABALHOS FUTUROS.....	100
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101
APÊNDICE A - Código da Função de Filtragem Mediana.....	111

1 INTRODUÇÃO

O princípio de operação do equipamento de Ultrassom (US) baseia-se na transmissão de ondas mecânicas de alta frequência e na geração da imagem pela captação dos ecos que são produzidos pelas alterações de impedância acústica dos tecidos (ALI et al., 2008). O exame de US é um método seguro, não invasivo, portátil, de aplicação relativamente simples, baixo custo operacional para exibir imagens, se necessário em tempo real, sendo utilizado em cardiologia, obstetrícia, ginecologia, imagem abdominal, triagem para doenças vasculares periféricas, entre outros (BASOGLU et al., 1998). Devido à sua utilização em tempo real (30 frames por segundo, HEDRICK, 1995), um equipamento de US deve ser capaz de processar os dados de entrada rapidamente.

O desenvolvimento de métodos para verificação da elasticidade de tecidos é foco de pesquisas recentes com a utilização do US, objetivando o diagnóstico/monitoramento de doenças devido à sua característica não invasiva e a possibilidade de execução em conjunto com exames de rotina dos pacientes (DOHERTY et al., 2013). Consequentemente, apresentam vantagens comparando-se a métodos tradicionais para avaliação da elasticidade, como a palpação e a biópsia.

A medida da alteração da rigidez do tecido induzida por patologia é de importância clínica primordial para a detecção precoce, o diagnóstico e o prognóstico de doenças. Embora a palpação ainda permaneça como a maneira mais fácil e mais popular de avaliar a rigidez do tecido, seu valor diagnóstico é impreciso devido à sua baixa sensibilidade e repetibilidade. Já a biópsia, graças à sua capacidade de examinar microscopicamente a arquitetura histológica da célula de tecido, é o padrão para o diagnóstico de muitas doenças cancerígenas e fibróticas. No entanto, a biópsia, é uma técnica invasiva que pode causar desconforto e complicações aos pacientes (AFDHAL & NUNES, 2004). Além disso, é uma abordagem parcial sendo limitada pela variabilidade de amostragem, já que apenas amostras de uma pequena porção do tecido são coletadas (FRIEDMAN, 2003).

Deste modo, motivado pelo significado clínico e pela necessidade de uma avaliação sensível, consistente e não invasiva da rigidez dos tecidos, surgiu há cerca de duas décadas um novo ramo da imagem chamado Elastografia.

O termo Elastografia, que significa imagem de elasticidade, foi criado pelo professor Jonathan Ophir e sua equipe, que publicaram pela primeira vez um trabalho descrevendo a utilização de US para estimar a tensão e o módulo de elasticidade dos tecidos moles (OPHIR, et al., 1991). Esse artigo desencadeou uma avalanche de trabalhos de pesquisa no campo da

elastografia, produzindo centenas de publicações e dezenas de técnicas em várias modalidades de imagem (SARVAZYAN et al., 2011). A pesquisa em elastografia ainda está crescendo consistentemente e tem encontrado seu impacto clínico em uma variedade de aplicações. Uma revisão sistemática de todas as técnicas de elastografia foi estabelecida pelos professores Greenleaf et al. (2003) e Sarvazyan et al. (2011).

A elastografia de ondas de cisalhamento (SWE - *Shear Wave Elastography*) migrou do laboratório para a clínica e agora está disponível em muitos equipamentos de US. Essa é a primeira técnica de caracterização de propriedades mecânicas de tecidos verdadeiramente quantitativa para o US e tem mostrado grande potencial em numerosas aplicações (SARVAZYAN et al., 2011).

As técnicas focadas na elastografia apresentam inúmeras possibilidades, tais como rastreamento tridimensional (3-D) utilizando transdutores lineares e matriciais com altas taxas de precisão, analisando parâmetros como tempo de resposta, velocidade da onda de cisalhamento e análise de regiões de interesse (WANG et al., 2013), ou seus efeitos em função da variação da amplitude, frequência e velocidade geradas, nas diferentes camadas de tecido com vários modelos de transdutores (AMADOR et al., 2013).

Considerando as inúmeras aplicações da elastografia e suas vantagens para o diagnóstico, neste projeto de doutorado aplicou-se a técnica da elastografia com o desenvolvimento de *softwares* a uma plataforma de processamento de sinais (VERASONICS - VANTAGE 128) obtendo imagens correspondentes às propriedades elásticas dos *phantoms* analisados, por meio dos sinais da onda de cisalhamento devidamente gerados e processados por este equipamento e com o uso de um filtro mediano para melhorias no mapa elastográfico.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste projeto foi desenvolver um novo algoritmo de processamento de sinais de US utilizando a técnica de elastografia com correção de imagem por meio de um filtro mediano que avalia a região próxima ao entorno de cada elemento da imagem (*pixel*).

1.1.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver algoritmos para reduzir o tempo de processamento dos mapas de radiofrequência (RF) utilizando *phantoms* que possam simular as propriedades acústicas e elásticas dos tecidos biológicos;
- Implementar os *softwares* de controle, endereçamento e processamento, utilizando-se o Matlab (MathWorks, Inc.), permitindo maior flexibilidade para incorporar novas funções e algoritmos;
- Implementar, testar e validar o algoritmo na plataforma de pesquisa Vantage (Verasonics), utilizando *phantoms* que simulam as propriedades acústicas e elásticas do tecido biológico e comparar os resultados com padrões estabelecidos;
- Propor um novo método de filtragem de imagens elastográficas utilizando filtros que avaliem a região entorno de cada *pixel* de imagens;
- Elaborar códigos em linguagem adequada para a plataforma proposta.

1.2 ESTRUTURA DO TRABALHO DE TESE

Este trabalho de Tese foi organizado como descrito a seguir. O capítulo atual apresenta a motivação e os objetivos do trabalho. No capítulo 2, faz-se uma revisão da literatura onde são apresentados os principais conceitos e definições sobre os princípios de geração de imagens por US necessários para o desenvolvimento da pesquisa em elastografia. O capítulo 3 consiste nos métodos e materiais empregados para detecção das ondas de cisalhamento e posterior processamento, objetivando apresentar as etapas necessárias até a apresentação do elastograma. No capítulo 4 são mostrados os resultados de testes do sistema gerador de ondas de cisalhamento desenvolvido e a estrutura de detecção da velocidade das ondas, além de posterior aplicação do novo método de filtragem e processamento. No capítulo 5 são apresentadas a discussão dos resultados e conclusões.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Conceitos para geração de imagens de ondas de cisalhamento por US em tempo real e instrumentação ultrassônica são de fundamental importância para uma melhor compreensão do princípio de funcionamento e das características do processo desenvolvido.

2.1 PROGRESSO DA ELASTOGRAFIA

Há 400 anos antes de Cristo, Hipócrates já descrevia a relação entre a rigidez dos tecidos e sua patologia em seu livro de prognósticos. Ele descobriu a grande importância para o diagnóstico médico na determinação da condição de pacientes em função da rigidez dos tecidos apalpados pelos dedos. A teoria de sua prática ainda é utilizada atualmente sendo fonte para métodos clínicos e pesquisas científicas.

Os avanços científicos e técnicos em biologia elucidaram a teoria de rigidez de tecido de Hipócrates, mostrando que a alteração da rigidez do tecido, induzida por uma patologia, é causada pela exsudação de fluídos do sistema vascular para o espaço extra e intracelular, causando um aumento da pressão que pode provocar rigidez ou pela substituição do tecido danificado por uma base rígida de colágeno, que é um precursor da fibrose. A alteração da rigidez do tecido é também um sintoma comum em um amplo espectro de doenças, tais como câncer de mama, câncer de tireoide, fibrose hepática, câncer de próstata e insuficiência cardíaca. Esta alteração de rigidez pode ser muito grande, chegando a 90 vezes maior em tumores de câncer de mama em relação ao tecido sadio (GREENLEAF et al., 2003).

O cisalhamento ocorre quando uma força aplicada desloca superfícies em paralelo deixando-as em um ângulo diferente do ângulo inicial entre estas superfícies. Como uma modalidade de imagem, a elastografia de onda de cisalhamento também possui muitos desafios técnicos que prejudicam o seu valor de diagnóstico clínico. Estes desafios consistem na geração e detecção de ondas de cisalhamento, bem como na reconstrução de mapas de elasticidade de cisalhamento e de elastografia de onda de cisalhamento (requisitos de *hardware* elevados para os *scanners*). As respostas a estes desafios estão sendo obtida por meio do US com tecnologia de última geração.

O US foi desenvolvido em sua fase inicial com uma arquitetura de *hardware* fixo, onde as placas de circuitos eletrônicos eram especializadas para a tarefa específica de processamento para o qual foi projetado. Com isso, a sua capacidade de programação era

limitada, sendo que muitos dos componentes de *hardware* de uma máquina de US não podiam ser reutilizados caso houvesse alterações nos requisitos de processamento ou mudanças nos algoritmos. A programação limitada dificultava a possibilidade de alteração, como no caso de atualizações. Por exemplo, quando se tinham grandes avanços na tecnologia de imagem de US, as placas antigas eram descartadas e substituídas por placas novas (BASOGLU et al., 1998).

Na década de 90, surgiu a arquitetura programável em nível de subsistema, conhecido como processador de imagem de US programável (PUIP - *Programmable Ultrasound Image Processor*) integrado em uma máquina de US comercial (Siemens Medical Systems Elegra). Este subsistema permitiu a prototipagem rápida e a implantação de novas aplicações (por exemplo, 3-D e imagens panorâmicas SieScape) (KIM et al., 1997). No entanto, o PUIP não foi projetado para suportar todo o processamento do US. Na verdade, o US Elegra tinha muitas funções de processamento por placas específicas. As vantagens da programação em processadores eram facilitar o desenvolvimento e a implantação de inovações nos sistemas de ultrassonografia (SIKDAR et al., 2003). No início de 2000, foram mapeados os processamentos *back-end* - por exemplo, modo B (Brilho) e Doppler colorido - em processadores programáveis para uma máquina de US comercial (Hitachi Medical EUB-5500) (SIKDAR et al., 2003). Este sistema *back-end* programável facilitou a rápida evolução de novos modos de imagem em ambientes clínicos como por exemplo, a imagem da pressão e vibração dos tecidos (SIKDAR et al., 2005).

Além da maior flexibilidade, a abordagem de processadores programáveis mostrou um grande potencial para a redução no custo de desenvolvimento e o tempo de mercado das máquinas de US. Os benefícios da arquitetura programável foram mais significativos na pesquisa e no desenvolvimento de US de baixo custo como para as máquinas de US portáteis (SCHNEIDER, 2006).

Para a geração do sinal e o processamento da imagem do US, uma quantidade excessiva de recurso computacional é necessária. Atendendo esta demanda de esforço computacional, *hardware* e algoritmos específicos foram desenvolvidos, como por exemplo, processadores compostos por diversos circuitos integrados de aplicações específicas (ASICs - *Application Specific Integrated Circuits*) para o processamento na arquitetura de *front-end*, no recebimento do *beamforming* e na arquitetura de *back-end*, aplicados no processamento em modo B e Doppler colorido (SCHNEIDER, 2006).

O progresso da tecnologia nos equipamentos de US permitiu a base necessária para a obtenção dos diagramas elastográficos graças à aquisição de dados que permitiam a detecção das ondas de cisalhamento. Vital para o campo da elastografia de ondas de cisalhamento, o US

pode facilitar substancialmente a tradução das imagens de laboratório para clínicas em uma variedade de aplicações.

2.2 FORMAÇÃO DA IMAGEM ULTRARRÁPIDA

Atualmente, sistemas de US são construídos sobre uma arquitetura serial e as imagens são reconstruídas sequencialmente por vários transmissores/receptores. Um sistema de imagem ultrarrápida é capaz de calcular em paralelo todas as linhas solicitadas e é também capaz de processar uma imagem completa de um único transmissor seja qual for o tamanho e as características da imagem. Em um sistema convencional, a taxa de quadros de imagem era limitada pelo número de linhas reconstruídas, e pelo tempo médio de resposta de propagação de um único pulso (ida e volta ao transdutor) (BAVU et al., 2011). Já na imagem ultrarrápida, como a formação do feixe (*beamforming*), que representa a resposta correspondente à intensidade de sinal de eco em cada elemento do transdutor, é realizado por *software*, a paralelização para formação completa da imagem pode ser realizada a cada transmissão (Figura 1).

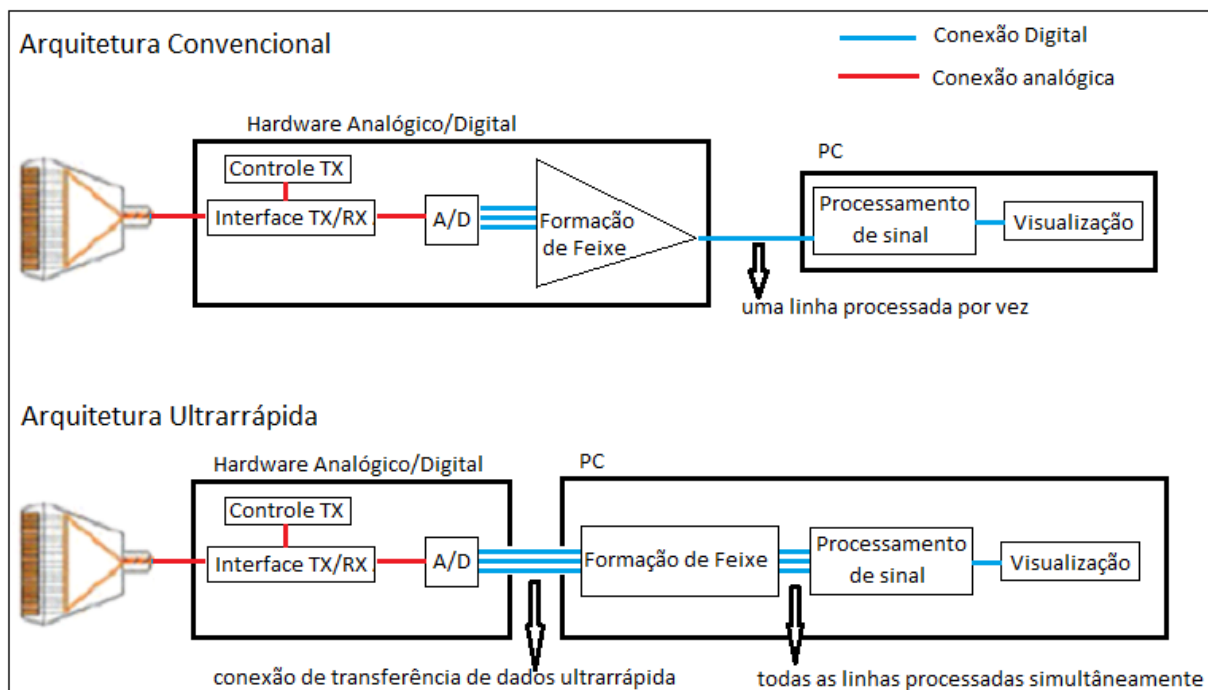


Figura 1: Diagrama em blocos das estruturas de reconstrução de imagens convencionais e ultrarrápidas.

Fonte: Adaptado de Bavu et al. (2011).

No US convencional em modo B, uma única linha é reconstruída por transmissão. Esta reconstrução serial limita a taxa de quadros, uma vez que as ondas ultrassônicas devem percorrer o tecido várias vezes para que uma imagem seja reconstruída. A melhor taxa de quadros teoricamente viável para uma imagem de 128 linhas com uma profundidade de imagem de 5 cm seria aproximadamente 120 Hz (NORDENFUR, 2013).

Com os avanços nas unidades de processamento de computadores, uma imagem em modo B pode ser reconstruída / ou formada utilizando imagens ultrarrápidas, na qual é gerada uma única onda plana excitando todos os elementos transdutores simultaneamente e cada linha é reconstruída em paralelo a partir dos mesmos dados de reflexão (BERCOFF et al., 2003).

A imagem ultrarrápida focaliza o feixe recebido durante a reconstrução, mas não durante a transmissão. Isto implica que a imagem ultrarrápida confere um menor contraste e uma resolução mais baixa. No entanto, a taxa de quadros é altamente melhorada, já que não é mais dependente do número de linhas. Desconsiderando o tempo de processamento, uma imagem de até 5 cm de profundidade pode ter 15 kHz como taxa de quadros. Utilizando a técnica de composição angular, na qual ondas planas inclinadas são enviadas em diferentes ângulos e calcula-se a média dos resultados, é feita uma troca entre taxa de quadros e qualidade de imagem. Foi evidenciado que a imagem ultrarrápida pode aumentar a taxa de quadros por um fator de 10 vezes, mantendo a qualidade de imagem semelhante à da imagem convencional modo B (MONTALDO et al., 2009).

2.2.1 Detecção de Velocidade

Para detectar o movimento, múltiplos ecos do mesmo transdutor são coletados por meio de uma série de pulsos transmitidos, como em uma série de fotos registrando um movimento. Porém uma simples foto não determina a velocidade ou sentido do movimento. Para isto, requer-se uma informação posicional, bem como uma reflexão do movimento. A informação de posição e movimento, deve ser obtida por um número significativo de registros através do campo de análise. Esta análise espectral requer um tempo relativamente alto (em torno de 10 ms), exigindo um sistema de aquisição paralela de dados com múltiplos disparos simultâneos. A consideração mais importante é que o tempo exigido para o processamento da imagem deve ser acima de 0,05 a 0,1 segundos, o que corresponde a uma razão de 10 a 20 quadros por segundo (LOUPAS et al., 1995).

2.2.2 Imageamento de Fluxo

O imageamento de fluxo trata-se de um sistema de aquisição de imagens que combina escala de cinza com um mapa bidimensional de fluxo com informação em tempo real. Uma representação real codificada pela cor determina a intensidade da velocidade. Os primeiros gráficos de imagem faziam referência ao processamento de sinais para detecção do efeito Doppler. Uma correlação no domínio do tempo é usada como método para mensurar a velocidade de reflexão, tornando-se uma alternativa ao processamento dos sinais Doppler. Conjuntamente a esta técnica, pode-se detectar estruturas em movimento, analisando a recepção de ecos com suas respectivas amplitudes, fases e frequências. A gama de velocidades mostradas é ajustada pelo equipamento ultrassônico, e o fluxo é determinado em função da mudança de fase (LOUPAS et al.,1995).

2.3 TÉCNICAS ATUAIS DE ELASTOGRAFIA POR US

2.3.1 Ondas de Cisalhamento Transitórias

A Ultrassonografia fornece tanto a morfologia (imagens em escala de cinza) quanto a imagem funcional de tecidos moles (imageamento de fluxo). Usando recursos de imagem ultrarrápida, uma terceira dimensão pode ser adicionada ao US: formação fisiopatológica por meio da avaliação da viscoelasticidade do tecido. A formação de imagem ultrarrápida pode ser usada para capturar os fenômenos que nunca foram visualizados em dispositivos de US comerciais: ondas transitórias de cisalhamento propagando-se em tecidos moles. A imagem da onda de cisalhamento leva à quantificação sobre as propriedades mecânicas dos tecidos (BAVU et al., 2011).

O objetivo final da elastografia é avaliar quantitativamente e de forma não invasiva as propriedades mecânicas do tecido. Dentre todas as técnicas básicas de elastografia desenvolvidas, a elastografia de onda de cisalhamento é, sem dúvida, a melhor abordagem que atende a esse objetivo (NORDENFUR, 2013).

Com o conhecimento de como estimar a rigidez de tecido com ondas de cisalhamento, agora é uma tarefa de engenharia de processo desenvolver técnicas para induzir ondas de cisalhamento no tecido. Nas últimas duas décadas, várias abordagens têm sido desenvolvidas por pesquisadores de todo o mundo e na comunidade de elastografia de ondas de cisalhamento.

Estas várias técnicas são amplamente categorizadas pela forma como a onda de cisalhamento é produzida no tecido. Na Figura 2 são mostradas as principais técnicas de elastografia de onda de cisalhamento atuais que são categorizadas pelos métodos de excitação por ondas de cisalhamento (SONG, 2014).

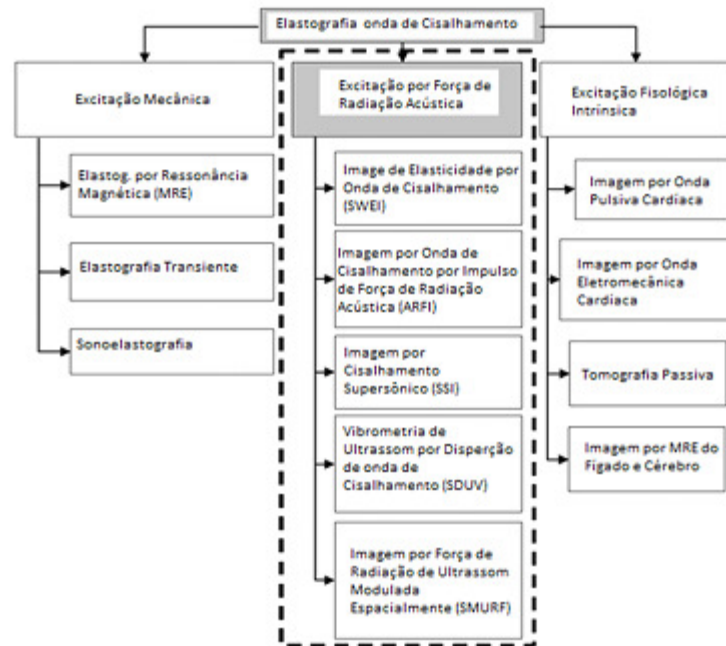


Figura 2: Técnicas atuais de elastografia de ondas de cisalhamento categorizadas por método de excitação por ondas de cisalhamento. A tese se concentra na técnica de excitação por Força de radiação acústica com geração de imagem por cisalhamento supersônico.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

2.4 TEORIA DA ELASTOGRAFIA POR ONDA DE CISALHAMENTO

Dois tipos de ondas mecânicas se propagam em tecidos moles: as ondas de compressão e as ondas de cisalhamento. As ondas de compressão viajam muito mais rápido do que as ondas de cisalhamento em tecidos moles, tipicamente estas ondas possuem velocidades de 1500 m/s e 10 m/s, respectivamente. Em outras palavras, o módulo de Bulk ou módulo de volume (K) do tecido mole é muito maior do que o módulo de cisalhamento (μ) (BAVU et al., 2011). Isso gera duas consequências importantes:

- a viscoelasticidade do tecido é apenas dependente do módulo de cisalhamento (módulo de Young), ou seja, esse quantifica a viscoelasticidade do tecido;

- a diferença de velocidade de propagação é tão grande que o movimento das ondas de cisalhamento pode ser considerado insignificante durante o tempo de propagação de uma onda de compressão.

Os métodos de imagem que dependem de ondas de compressão, como o ultrassom, podem, portanto, ser usados para registrar a propagação de ondas de cisalhamento. Observe que isso não é possível em sólidos, como metais ou rochas (na sismologia, por exemplo) (BAVU et al., 2011).

As imagens de ondas de cisalhamento necessitam de sistemas ultrarrápidos. Devido as ondas de compressão poderem se propagar no tecido em uma faixa de frequência muito alta (na ordem de até GHz), as ondas de cisalhamento sofrem efeitos de atenuação em função da frequência escolhida para a medição da viscosidade. As frequências de onda de cisalhamento que se propagam no tecido humano são dependentes do órgão e a fonte das ondas tipicamente varia entre 500 Hz e 2000 Hz. Como consequência, as taxas de quadros mínimas necessárias para ondas serem corretamente amostradas são de alguns milhares de Hertz (1000 Hz a 4000 Hz, considerando o limite de Nyquist). Essas taxas de quadros são apenas alcançáveis através de imagens com arquitetura ultrarrápida (BAVU et al., 2011).

2.4.1 Geração de Ondas de Cisalhamento Transitórias

Existem três tipos diferentes de fonte de ondas de cisalhamento transitórias no corpo humano: excitação fisiológica intrínseca, excitação mecânica e excitação por força de radiação acústica (ARF), conforme apresentado na Figura 2.

O primeiro tipo são vibrações naturais do corpo como coração batendo, pulsação das arteriais ou voz, de fontes que induzem ondas de cisalhamento oscilatório. Embora estas sejam de fácil acesso, o desafio é a avaliação de informações confiáveis de um órgão interno (BAVU et al., 2011).

Sob a categoria de excitação fisiológica intrínseca, os pesquisadores mostraram a viabilidade de usar ondas de cisalhamento que estão sendo produzidas dentro do corpo para recuperar as propriedades mecânicas do tecido. No coração, Kanai (2005), demonstrou a viabilidade de usar ondas pulsantes no miocárdio que são produzidas pela abertura de válvulas aórticas durante a sístole para estimar a rigidez da parede do coração. Também no coração, a equipe da Dra. Konofagou desenvolveu imagens de ondas eletromecânicas (EWI - *Electromechanical Wave Imaging*) que são capazes de mapear não invasiva e transmuralmente

a sequência de ativação do coração monitorando as etapas transitórias que ocorrem em resposta à ativação elétrica cardíaca (PERNOT et al., 2007). Benech et al. (2009) demonstraram a viabilidade do uso de movimentos fisiológicos passivos para estimar as propriedades mecânicas do tecido pela abordagem de inversão de tempo.

Na elastografia de ressonância magnética (RM), Olsen et al. (2011) mostraram que o batimento cardíaco poderia produzir ondas de cisalhamento no fígado e estimaram a rigidez do fígado usando ondas de cisalhamento intrínsecas e, Weaver et al. (2012) mostraram que a pulsação do vaso sanguíneo pode induzir movimento harmônico no cérebro que pode ser usado para estimar suas propriedades mecânicas.

Para a segunda forma de controlar a geração da onda de cisalhamento (excitação mecânica), foram propostos equipamentos vibradores externos que criam impulsos transientes controlados. O primeiro relato de análise de onda de cisalhamento transiente gerado externamente foi publicado na década de 1990. A imagem ultrarrápida não foi usada e a propagação de ondas de cisalhamento foi analisada ao longo de uma única linha de US. O trabalho foi estendido à imagem de onda de cisalhamento bidimensional (2-D), usando o primeiro protótipo de imagem ultrarrápida. A primeira imagem quantitativa de elasticidade foi mostrada também no final de 1990 (BAVU et al., 2011).

Sarvazyan et al. (1998) propuseram uma terceira via para gerar ondas de cisalhamento transitórias em um corpo: a força de radiação acústica induzida por feixes de US. Aplicando energia suficiente no foco de um feixe de US, o tecido pode ser remotamente empurrado na direção da propagação da onda de US. Deste modo, uma onda de cisalhamento transitório que se propaga transversalmente é gerada, como ilustrado na Figura 3.

Na configuração de Sarvazyan, a onda de cisalhamento foi induzida com um transdutor específico e o movimento foi gravado utilizando um *scanner* convencional e métodos iterativos.

Esta proposta enquadra-se na categoria de elastografia de ondas de cisalhamento que utiliza a ARF, uma força de radiação acústica como fonte de excitação de onda de cisalhamento. Em comparação com as abordagens de excitação mecânica, a ARF permite a obtenção de imagens de ondas de cisalhamento com um único transdutor de US e não requer um atuador mecânico separado. Não são produzidos pontos inconsistentes devido ao movimento do transdutor e serão geradas menos ondas fora do plano de imagem pela ARF em comparação com excitações mecânicas, as quais possam influenciar a medição de velocidade. Isto reduz o pós-processamento de ondas de cisalhamento em função da análise de uma área específica e proporciona uma estimativa mais realista da rigidez do tecido. Entretanto, em comparação com as ondas induzidas mecanicamente, as ondas de cisalhamento ARF são transitórias, de alta

amplitude e de banda larga, o que proporciona uma melhor resolução espacial e favorece a análise da dispersão da onda de cisalhamento (SONG, 2014).

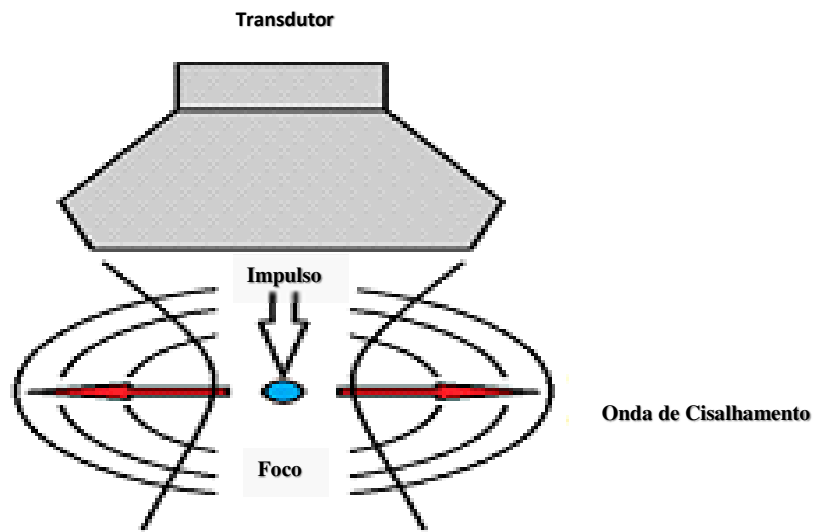


Figura 3: Formação de onda de cisalhamento.

Fonte: Autoria própria.

Comparada às técnicas de ondas de cisalhamento intrínsecas, a elastografia de ondas de cisalhamento baseada na ARF é mais consistente e confiável na produção de ondas de cisalhamento no tecido em função de apresentar um sistema totalmente controlado. Adicionalmente, não precisa estar limitada a uma região específica na qual ocorram ondas intrínsecas (SONG, 2014).

As ondas de cisalhamento induzidas por movimentos fisiológicos intrínsecos possuem tipicamente frequência temporal muito baixa em comparação com as ondas de cisalhamento induzidas pela ARF, o que compromete a resolução espacial das ondas de cisalhamento intrínsecas. A elastografia de ondas de cisalhamento baseada na ARF usa tipicamente um "pulso" longo de US, da ordem de várias centenas de microssegundos, para produzir uma onda de cisalhamento (SARVAZYAN et al., 1998). O impulso (Figura 4(a)) é semelhante a um pulso de imagem de US padrão, exceto que a duração deste é muito mais longa (um pulso padrão de imagem de US é da ordem de várias dezenas de microssegundos). O impulso longo exerce uma força chamada força de radiação acústica sobre o tecido. A intensidade do pulso de impulso (I) e a densidade de força de radiação acústica resultante (F) seguem a Equação (1) (NIGHTINGALE et al., 2002):

$$F = \frac{2\alpha I}{c} \quad (1)$$

sendo que α é a atenuação do US dependente da frequência (COBBOLD, 2007) e c é a velocidade de propagação das ondas de US no meio.

O efeito da força de radiação acústica no tecido é como deixar cair uma pedra na superfície de um lago parado. Pode-se observar ondas sendo produzidas e se propagando longe do local onde a pedra entrou na água. No tecido, uma onda de cisalhamento é produzida e se propaga para longe do feixe de pressão (Figura 4 (b)-(e)). A Figura 4 mostra que em um plano de imagem de US 2-D típico, pode-se ver duas ondas de cisalhamento, uma se propaga para a esquerda do feixe de pressão e a outra se propaga para a direita do feixe. São estas ondas de cisalhamento que são rastreadas e medidas para estimar as propriedades mecânicas do tecido na elastografia de onda de cisalhamento baseada na ARF (SONG, 2014).

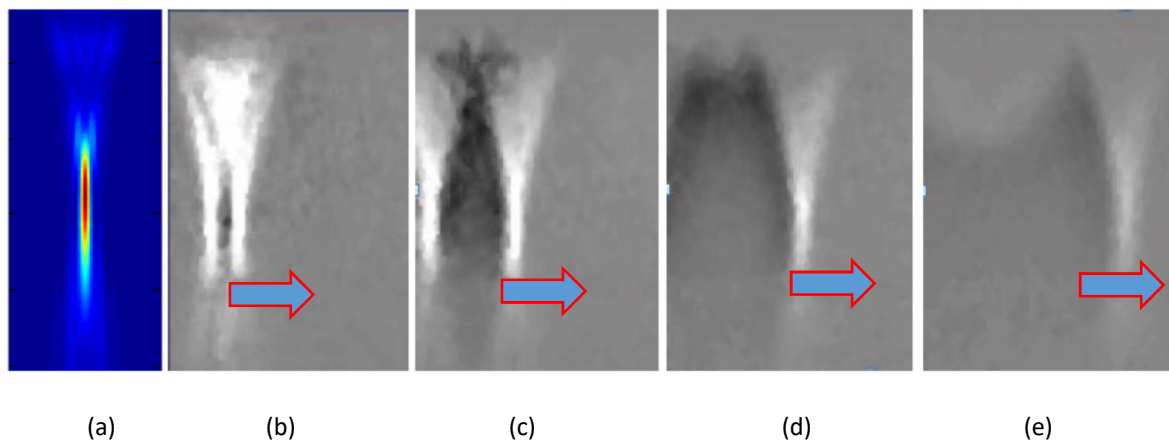


Figura 4: Pulso de US e as ondas de cisalhamento resultantes. (a) Impulso de US sob a forma de um único feixe de US focalizado. (b) - (e): Instantâneos do filme de propagação da onda de cisalhamento em instantes de tempo diferentes. Os sinais de velocidade da partícula de onda de cisalhamento são mostrados. Duas ondas de cisalhamento foram produzidas nos lados direito e esquerdo do feixe de pressão e, em seguida, propagadas para longe do feixe de pressão. A intensidade do movimento da onda de corte foi traçada na mesma escala.

Fonte: Adaptado Song (2014).

2.4.2 Técnicas de Elastografia

As técnicas de elastografia de ondas de cisalhamento baseadas na ARF possuem os componentes de "impulso" e "detecção" de cisalhamento em suas configurações. As diferenças residem nos detalhes de como o feixe de impulso é gerado e implementado e como o feixe de detecção e a sequência são configurados. Para o elastograma proposto neste trabalho, focaliza-se a parte do feixe de impulso.

Na Figura 5 são mostrados gráficos esquemáticos das várias técnicas baseadas na ARF. As Imagens de Onda de Cisalhamento (SWEI - *Shear Wave Elasticity Imaging*) (SARVAZYAN et al., 1998) e de Impulso de Força de Radiação Acústica (ARFI - *Acoustic Radiation Force Impulse*) (NIGHTINGALE et al., 2003) utilizam um único feixe de US focalizado para gerar ondas de cisalhamento.

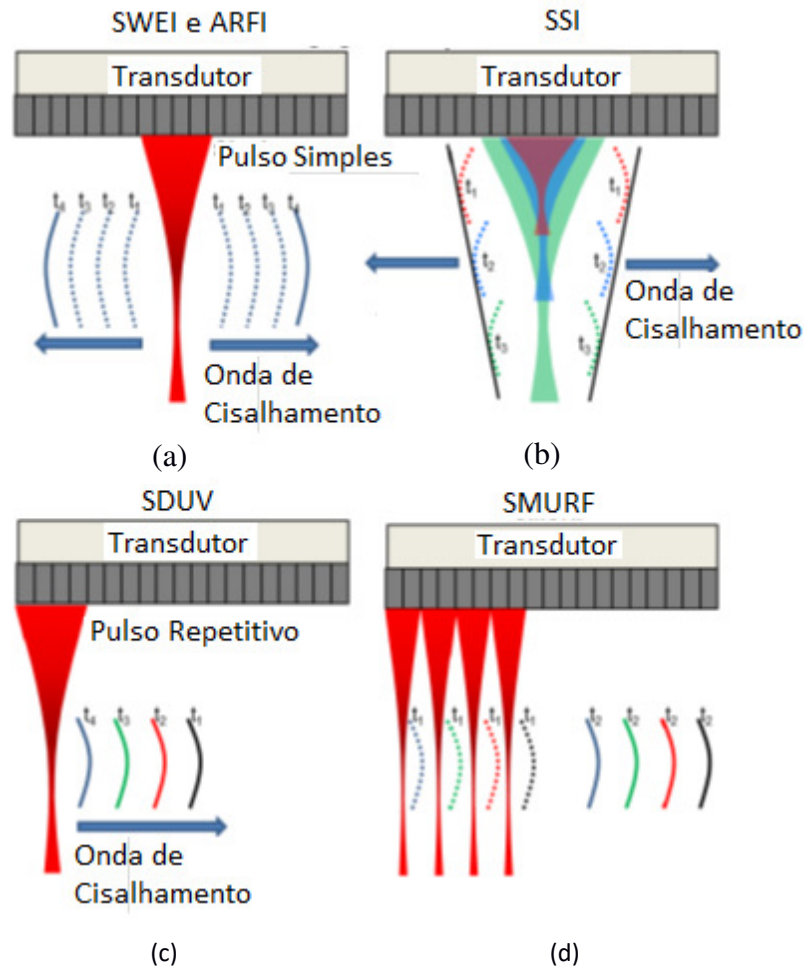


Figura 5: Planos esquemáticos das configurações do feixe de impulso de diferentes técnicas de elastografia de ondas de cisalhamento. (a) Imagens de ondas de cisalhamento SWEI e ARFI: um único feixe de US focalizado é tipicamente usado. (b) Imagem de cisalhamento supersônico (SSI): os feixes de US consecutivos são transmitidos em ordem sequencial em diferentes instantes. As ondas de cisalhamento resultantes interferem construtivamente para construir uma onda de corte quase planar (linha preta). (c) SDUV: é utilizado um feixe de impulso repetitivo na mesma localização espacial para transmitir ondas de cisalhamento harmônicas com diferentes frequências. (d) SMURF: uma força de radiação modulada espacial é usada para produzir múltiplos feixes de impulso simultaneamente com certa distância entre eles.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

Através do posicionamento das ondas de cisalhamento em instantes de tempo diferentes (por exemplo, $t1$ a $t4$), pode-se estimar a velocidade de propagação da onda de cisalhamento com uma aproximação de tempo de voo ou de chegada (WANG et al., 2010). Chama-se tempo de voo (TOF - *Time-of-Flight*) uma técnica comumente utilizada para estimativa da velocidade de ondas de cisalhamento (SWS - *Shear Wave Speed*). O tempo de resposta da onda de cisalhamento é medido por vários locais com uma região espacial de interesse (ROI - *Region of Interest*). A relação linear entre localização espacial e tempo de resposta pode ser usada para calcular a SWS (WANG et al., 2013).

Em 2004, foi introduzido um novo modo de geração de imagem, o acoplamento induzido de força de radiação para ondas de cisalhamento transitórias e de imagem ultrarrápida chamado de Imagem Supersônica de Cisalhamento (SSI - *Supersonic Shear Imaging*) (BERCOFF, 2004). Esta abordagem gera uma onda de corte que é registrada com o mesmo transdutor de US. O método de geração baseou-se na indução de uma fonte de onda que se move no corpo a uma velocidade supersônica, equivalente a uma explosão sônica, permitindo, a criação de ondas de alta amplitude de cisalhamento em órgãos humanos (BAVU et al., 2011). A SSI produz ondas de cisalhamento quase planas, transmitindo sequencialmente múltiplos feixes de impulso focalizados em diferentes profundidades (BERCOFF, 2004).

As ondas de cisalhamento resultantes de cada feixe de impulso irão interferir construtivamente para produzir uma onda de cisalhamento quase plana que tenha boa amplitude de profundidade para a formação de imagens de ondas de cisalhamento. Uma aproximação semelhante ao tempo de voo ou ao tempo de chegada, tal como utilizada nas imagens de ondas de cisalhamento SWEI e ARFI, pode ser utilizada para reconstruir as ondas de cisalhamento quase planas. A Vibrometria de Ultrassonografia de Dispersão de Onda de Cisalhamento (SDUV - *Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry*) utiliza um feixe repetidor de US na mesma localização espacial para produzir ondas de cisalhamento harmônicas com diferentes frequências, a partir das quais tanto a elasticidade de cisalhamento como a viscosidade pode ser recuperada usando o modelo Voigt (CHEN et al., 2009).

A imagem de Força de Radiação por US Espacialmente Modulada (SMURF - *Spatially Modulated Ultrasound Radiation Force*) usa uma abordagem de formação de feixe para produzir múltiplos feixes de impulso com certa distância entre eles para produzir simultaneamente ondas de cisalhamento múltiplas. Uma única linha de seguimento é usada para medir a diferença de tempo de chegada TOF das ondas de cisalhamento resultantes, que podem ser combinadas com a distância conhecida entre fontes de ondas de cisalhamento para estimar

a velocidade média da onda de cisalhamento sob a região do feixe de impulso (ZHAO et al., 2011).

2.4.3 Detecção de Ondas de Cisalhamento

Outro componente comum dos métodos de elastografia de ondas de cisalhamento baseadas na ARF é a detecção de ondas de cisalhamento ou o seguimento de ondas de cisalhamento. As ondas de cisalhamento mostradas na Figura 6 foram monitoradas por feixes de detecção de US, que são essencialmente os mesmos que os feixes de imagem em modo B de US. Existem vários esquemas diferentes de detecção de ondas de cisalhamento com diferentes feixes de detecção e sequências de detecção, como visto na Figura 2.

Independentemente do tipo do feixe de detecção e da sequência de detecção, um princípio físico comum compartilhado por esses métodos é a estimativa de movimento de dispersão induzida pela onda de cisalhamento usando US. Conforme mostrado na Figura 6, a propagação da onda de cisalhamento causa perturbações dispersoras locais. Essas perturbações podem ser monitoradas pelo US no modo de pulso-eco. Em dois quadros consecutivos de pulso-eco, a intensidade de sinal de RF de US deslocada ao longo da direção no tempo (δt) pode ser medida pela correlação cruzada normalizada dos sinais de RF $s(t1)$ e $s(t2)$ (TRAHEY et al., 1987):

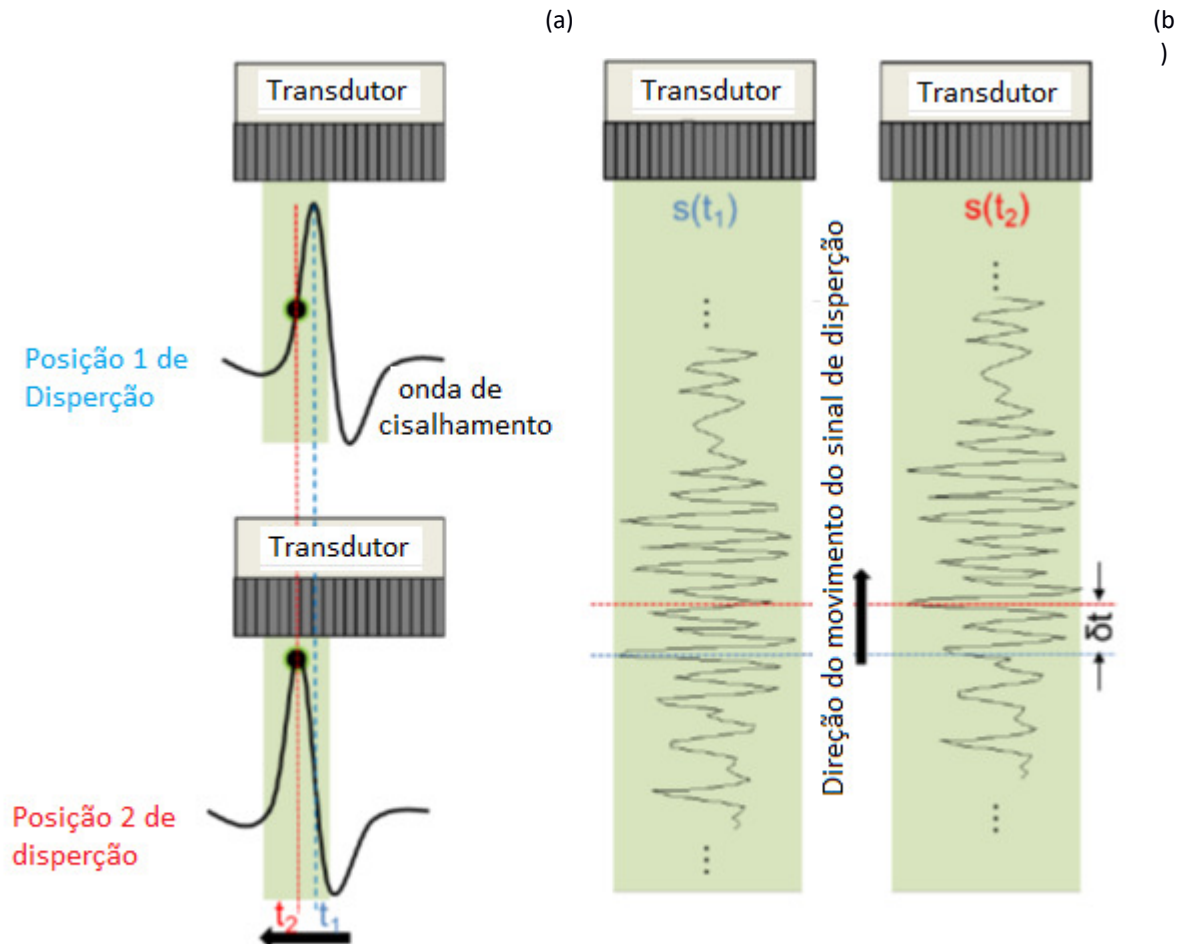
$$\delta t = \frac{s(-t1)*s(t2)}{std[s(t1)]std[s(t2)]} \quad (2)$$

sendo que * denota convolução e std denota desvio padrão. Dado que o dispersor se move a uma velocidade v , a quantidade de deslocamento da onda de corte Δd do tempo $t1$ à $t2$ é:

$$\Delta d = v(t2 - t1) \quad (3)$$

Dada uma mudança de sinal de RF de δt no tempo, a quantidade de variação de sinal de RF no espaço Δs é:

$$\Delta s = \frac{c.\delta t}{2} \quad (4)$$



- Direção de propagação da onda de cisalhamento

Figura 6: Gráficos esquemáticos de movimento de ondas de cisalhamento com US. (a) Uma onda de cisalhamento se propaga da direita para a esquerda sob o transdutor. A onda de cisalhamento move um dispersor (ponto preto) da posição 1 para a posição 2, dentro do intervalo de tempo de t_1 a t_2 . (b) Em duas insonificações consecutivas, o sinal de RF de US desloca-se ao longo da direção do tempo devido ao movimento de espalhamento induzido por onda de cisalhamento. A quantidade de variação de sinal pode ser medida para determinar o movimento da onda de corte.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

A partir das Equações (3) e (4), tem-se:

$$v = \frac{c \cdot \delta t}{2(t_2 - t_1)} \quad (5)$$

O termo $t_2 - t_1$ é chamado período de repetição de impulsos, que está relacionado com a frequência de repetição de pulso (PRF - *Pulse Repetition Frequency*) e assim a Equação (5) pode ser escrita como:

$$v = \frac{c \cdot \delta t}{2PRF} \quad (6)$$

O processo da Equação (2) para a Equação (6) é essencialmente como a medida de desvio de sinal de RF pode ser convertida em movimento de onda de cisalhamento, representada em termos de velocidade de movimento do dispersor da velocidade de partícula de onda de cisalhamento v . Pode-se integrar v para obter o deslocamento de partículas de onda de corte d .

2.4.4 Detecção de Quadratura

A análise espectral contém uma alta quantidade de informações de componentes individuais da frequência do sinal Doppler a serem identificadas. Pelas características do sinal analisado, boa parte da informação é sacrificada em função do tempo de amostragem ser consideravelmente curto. Uma rápida aquisição e análise do fluxo de dados deverão ser armazenadas e derivadas do sinal recebido (LOUPAS et al., 1995).

Na detecção de quadratura, a saída de variação do tempo de cada canal gera uma função complexa da amplitude e fase dos ecos do sinal. Tanto a parte estacionária quanto a parte móvel dos alvos contribuem para a forma de onda de detecção de quadratura. A fase do sinal recebido dos alvos estacionários é constante, contudo, a fase do sinal recebido da reflexão dos alvos em movimento varia no tempo. Consequentemente, amostras com outro pulso de onda de som com atraso introduzem uma mudança no nível do sinal de detecção de quadratura correspondente à profundidade do movimento refletor. Cada saída de detecção de quadratura é fracionada de acordo com a profundidade, pela sequência de pulsos de disparo. São necessários dois tempos de medição para obter a informação. Primeiro, o tempo seguinte ao pulso de transmissão sinaliza a profundidade e cada eco transmitido contribui com uma informação do ponto para o sinal Doppler para cada segmento de profundidade. Segundo, amostras intermitentes do sinal Doppler com a específica profundidade são armazenados por uma sucessão de pulsos. Os dados dos pontos são separados por uma equação no intervalo de tempo (HEDRICK et al., 1995).

Na prática, os sinais de RF do US são tipicamente amostrados por demodulação em fase/quadratura (I - *in phase* e Q - *quadrature*). O sinal IQ obtido pode ser usado para estimar o movimento da onda de cisalhamento. Vários métodos têm sido propostos, como o de Kasai et al. (1985) unidimensional (1-D) para tal processamento. Neste trabalho de tese utilizou-se a abordagem de autocorrelação 2-D de Loupas et al. (1995):

$$v = \frac{c \, ts}{4\pi f_c PRF} \tan^{-1} \left\{ \frac{\sum_{n=0}^{N-2} [\sum_{m=0}^{M-1} Q(m,n) \sum_{m=0}^{M-1} I(m,n+1) - \sum_{m=0}^{M-1} I(m,n) \sum_{m=0}^{M-1} Q(m,n+1)]}{\sum_{n=0}^{N-2} [\sum_{m=0}^{M-1} I(m,n) \sum_{m=0}^{M-1} I(m,n+1) + \sum_{m=0}^{M-1} Q(m,n) \sum_{m=0}^{M-1} Q(m,n+1)]} \right\} \quad (7)$$

sendo que ts é o período de amostragem do sinal de RF, f_c é a frequência central do sinal de US, PRF é a frequência de repetição de pulsos, m e n são os valores totais de amostras de Q e I, respectivamente, M a profundidade e N o quadro da amostragem.

2.4.5 Velocidade Axial de Pico

A velocidade axial de pico é usada para rastrear a propagação da onda de cisalhamento. A crista da onda axial da partícula simplifica o reconhecimento da onda de cisalhamento. O pico da velocidade axial é proporcional à relação sinal-ruído (SNR – *Signal to Noise Ratio*). A onda de cisalhamento propaga-se a partir da origem sofrendo atenuação e dispersão, causando atenuação da velocidade axial de pico. Desde que direcionalmente filtrado, o mapa da velocidade axial pode gerar gráficos do movimento da onda de cisalhamento (NORDENFUR, 2013).

A velocidade axial da partícula é uma função de três variáveis: profundidade, posição lateral e tempo. Isto pode ser percebido pelo impulso focado e sua linha, gerando picos no mapeamento da velocidade axial. As ondas de cisalhamento geradas pelo impulso são uniformes na direção axial (NORDENFUR, 2013).

2.4.6 Velocidade de Fase e Coeficiente de Atenuação da Onda de Cisalhamento

Os coeficientes de elasticidade de cisalhamento e de viscosidade de cisalhamento do meio, para o modelo de Voigt¹, podem ser determinados uma vez conhecidos a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação de uma onda de cisalhamento no meio que se propaga. A mesma consideração pode ser estendida para o meio, caso este seja representado pelo modelo de Maxwell². Uma técnica utilizada para estimar a velocidade de fase de uma onda transversal

¹ Modelo básico de comportamento viscoelástico de um sólido

² Modelo básico de comportamento viscoelástico de um fluido

propagando-se em um meio, consiste no monitoramento da variação da fase da onda ao longo de sua propagação por meio de um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco (CHEN et al., 2004; 2009; ZHENG et al., 2004; 2006; 2007). Por meio da diferença de fase entre duas posições distintas ao longo da direção de propagação da onda, a velocidade da onda de cisalhamento pode ser obtida (Figura 7).

A Figura 7 ilustra o esquema que possibilita a caracterização da fase e da amplitude da onda de cisalhamento em duas posições distintas, para então se determinar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação. Os transdutores ‘Tdet’ emitem uma onda longitudinal e operam na forma pulso eco sincronizados quanto à excitação. Os sinais refletidos pelo meio são coletados pelos correspondentes transdutores e uma detecção de fase e quadratura é realizada para determinar a vibração do meio causada pela propagação da onda de cisalhamento. Com os componentes em fase e quadratura para cada um dos sinais coletados pelos transdutores, pode-se determinar a diferença de fase. O esquema apresentado foi usado por Chen et al. (2004) para determinar a velocidade de fase da onda de cisalhamento em tecido biológico.

Uma vez devidamente gerada e fotografada, uma onda transiente de cisalhamento pode fornecer muitos sinais sobre as propriedades mecânicas do tecido analisado. A Figura 8 ilustra a propagação de uma onda em um corpo de prova (*phantom*).

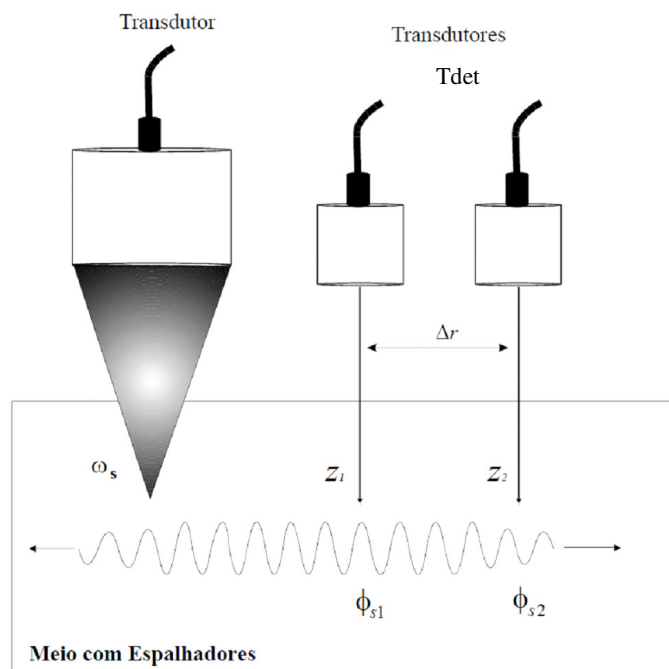


Figura 7: Esquema utilizado para se estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no meio, sendo que o primeiro transdutor gera o pulso de excitação e os outros dois são utilizados para detectar a crista da onda de cisalhamento e calcular sua velocidade.

Fonte: Adaptado de Chen et al. (2004).

O nível de cinza indica a amplitude dos deslocamentos gerados pelo corte no tecido. A frente de onda é distorcida ao passar através de uma inclusão mais densa (imagem à direita), em função da onda de cisalhamento propagar-se mais rápida na inclusão (BAVU et al., 2011).

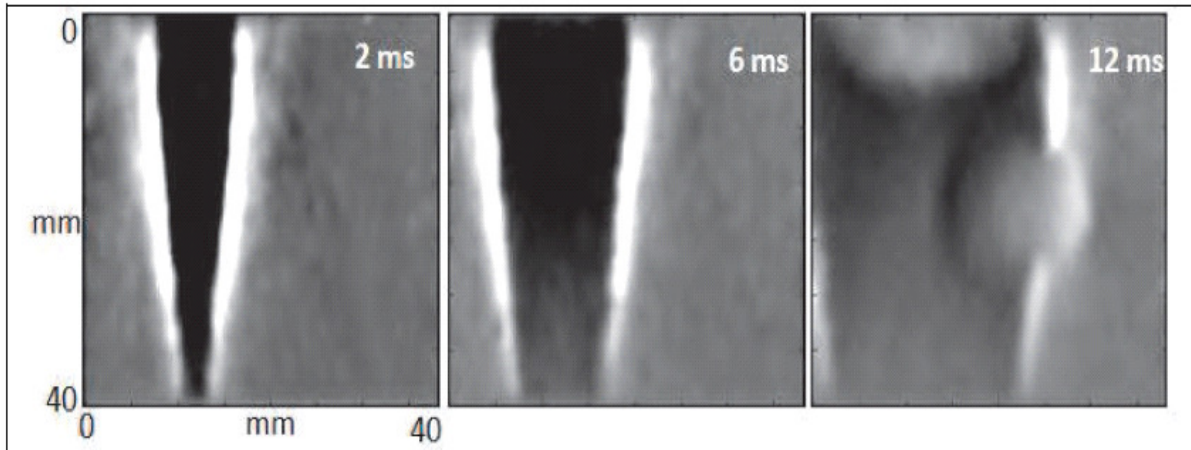


Figura 8: Propagação de uma onda ultrassônica em um *phantom* simulando tecido biológico.

Fonte: Adaptado de Bavu et al. (2011).

As técnicas atuais da elastografia, contemplam aplicações das mais variadas (Figura 9), destacando-se:

- a) sistema de US de mama automatizado para Elastografia (ABUS - *Automated Breast Ultrasound System*). Introduzido para rastreamento de mama e monitoramento de tratamento do câncer, permite aos médicos adquirirem as imagens do US de todo o tecido da mama em poucos minutos. Apresenta a adição da imagem da elasticidade de tecido para o sistema ABUS permitindo que o clínico adquira automaticamente o volume de densidade do tecido mamário em 3-D. O desempenho do sistema é validado experimentalmente usando um *phantom* de elasticidade de mama comercial. Os resultados mostram que o sistema automatizado proposto pode gerar, de forma confiável, imagens de elasticidade do tecido da mama que podem ser revistos por médicos ao longo de imagens laterais de US (AZAR et al., 2012).

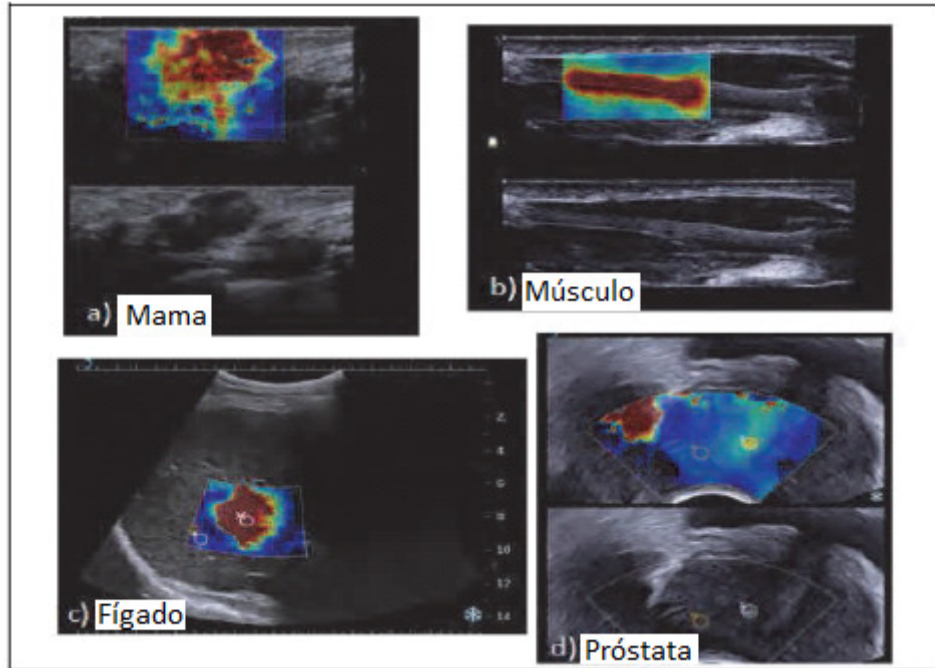


Figura 9: Elasticidade em uma mama, tendões, fígado e próstata.

Fonte: Adaptado de Bavu et al. (2011).

- b) imagem das propriedades mecânicas de ondas de cisalhamento 3-D anisotrópica de músculos usando um transdutor ordenado em matriz 2-D, um conjunto de matriz 2-D é usado para monitorar a ARFI induzindo a propagação de ondas de cisalhamento em 3-D em um músculo canino. A partir de uma única aquisição, a fase de onda de cisalhamento e velocidade de grupo podem ser calculadas dentro de um plano de simetria para estimar a velocidade de onda de cisalhamento SWS ao longo e entre as fibras, bem como a orientação da fibra em 3-D (WANG et al., 2012).
- c) detecção das propriedades elásticas dos tecidos da córnea por imagem de radiação acústica de alta resolução, ARFI gera imagens para obter o mapa da rigidez relativa, avaliando a esclerose da córnea com base em um transdutor dual-focal côncavo. Todos os resultados demonstraram que as imagens de alta resolução ARFI têm um grande potencial para o diagnóstico clínico na esclerose de córnea (SHIH e HUANG, 2012). Elastografia induzida por força de radiação acústica (ARFIRE - *Acoustic Radiation Force Induced Elastography*), um novo método para caracterizar propriedades viscoelásticas de coágulos. Realiza o diagnóstico não invasivo de trombose venosa (DVT - *Deep Vein Thrombosis*), na Elastografia dinâmica, fazendo a medição em tempo real de propriedades

viscoelásticas do coágulo de sangue. Toda coagulação do sangue humano foi monitorada *in-vitro*, com deslocamentos temporais induzidos. As frequências de ressonância de amostras de sangue foram medidas ao longo do tempo e usadas para estimar módulos de corte da coagulação, utilizando um modelo de elemento finito dedicado. Os resultados estão de acordo com os módulos de cisalhamento obtidos utilizando um algoritmo comum que calcula o tempo utilizando o intervalo entre a excitação e o pico do eco (TTP - *Time To Peak*).

Demonstrou-se que determinados modos de vibração são dependentes da viscosidade e assim, pode fornecer informação adicional à elasticidade (MONTAGNON et al., 2012).

2.4.7 Medição da Viscoelasticidade

Vários trabalhos utilizando elastografia consideraram o meio como sendo puramente elástico para descrever as características do tecido biológico (CALLÉ et al., 2005; SANDRIN et al., 2000, 2002; 2004). Entretanto, o tecido mole (BERCOFF et al., 2003; CHEN et al., 2009; COBBOLD, 2007; FUNG, 1981; TAYLOR et al., 2001; WALKER et al., 2000) e o sangue humano (GENNISSON et al., 2006) exibem uma combinação de características elásticas e viscosas. Em relação à viscosidade, quando um fluido viscoso está sob a ação de uma deformação tangencial devem ser adicionados à equação de Euler do movimento os dois componentes que caracterizam as propriedades viscosas do fluido, sendo elas as viscosidades transversal e volumétrica. Assim, a equação de Euler modificada passa a ser (COBBOLD, 2007):

$$\rho \frac{d\vec{u}}{dt} = -\nabla p - \nabla \cdot \gamma \quad (8)$$

sendo que u é o vetor velocidade de uma partícula do fluido, ρ a densidade, ∇p é o gradiente de pressão e $\nabla \cdot \gamma$ é o tensor de deformação de viscosidade. As componentes que formam esse tensor podem ser representadas em função de dois coeficientes: coeficientes de viscosidade de cisalhamento e de viscosidade volumétrico, os quais são utilizados para caracterizar as propriedades viscosas de um fluido. O coeficiente de viscosidade de cisalhamento surge da diferença de velocidade entre as camadas de fluidos adjacentes e o resultado é a presença de uma força de arraste friccional, a qual provoca dissipação de energia. A outra parte, o

coeficiente de viscosidade volumétrico, considera os efeitos de perda de energia durante a propagação da onda longitudinal (COBBOLD, 2007). Muitos materiais, como o sólido perfeitamente elástico, quando submetidos a uma tração perpendicular à superfície são descritos pela lei de Hooke, segundo a qual a deformação é diretamente proporcional à tração (BAMBER, 2004; FUNG, 1981; LAKES, 1999). Em uma dimensão, essa lei é representada pela Equação (9):

$$\sigma = E\varepsilon \quad (9)$$

sendo que σ é a pressão, e ε é a deformação.

Aplicando uma pressão sobre o tecido e medindo a alteração induzida pela deformação, pode-se recuperar o módulo de Young E do tecido usando a Equação (9). Tal processo é semelhante à apalpação. O campo da elastografia estática ou da imagem de deformação usou esta abordagem e utilizou o US para medir a resposta do tecido a uma dada pressão. A elastografia estática e a imagem de deformação medem a deformação do tecido induzida pela pressão produzida externamente (por exemplo, usando o transdutor de US para pressionar o tecido) ou a deformação intrínseca do tecido (por exemplo, contração do músculo cardíaco na sístole) e avalia a rigidez do tecido com base na mesma pressão, já que o tecido macio deforma mais que o tecido duro (OPHIR et al., 1991). Tais métodos podem fornecer um mapa de deformação 2-D ou 3-D que mostra o contraste entre o tecido macio e o tecido duro que pode ser usado no diagnóstico da doença (HALL et al., 2003).

Uma limitação desta abordagem, no entanto, é que o termo de deformação ε da Equação (9) é difícil de ser medido e nem sempre pode ser considerado uniforme. Com pressão desconhecida, tais métodos não podem fornecer medidas diretas do módulo de Young do tecido com base na Equação (9) e, portanto, apenas fornecem avaliação relativa e qualitativa das propriedades mecânicas dos tecidos. Isto compromete a sua utilidade clínica, porque com diferentes situações de pressão (por exemplo, pressão aplicada por diferentes operadores ou diferentes condições de carga cardíaca), a medição da deformação pode ser variável e instável.

O resultado de um material sujeito às leis de Hook, submetido a uma deformação transversal infinitesimal, é um deslocamento relativo transversal em função de um ângulo α , como é exibido na Figura 10 e equacionado por:

$$\tau = \mu \cdot \tan(\alpha) \quad (10)$$

sendo que μ é o módulo de cisalhamento e τ a deformação transversal.

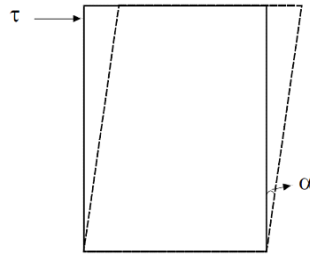


Figura 10: Esquema exibindo uma deformação transversal sendo aplicado perpendicularmente à superfície lateral do bloco e o deslocamento transversal resultante.

Fonte: Adaptado de Fung (1981).

Em oposição ao material elástico, um líquido perfeitamente viscoso obedece à lei de Newton, segundo a qual a deformação aplicada σ é sempre proporcional à taxa de variação do deslocamento relativo resultante (deformação), mas independente da própria pressão (BAMBER, 2004; LAKES, 1999). Isso é representado unidimensionalmente por:

$$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \quad (11)$$

sendo que η é o coeficiente de viscosidade de cisalhamento.

Não obstante, todos os materiais reais apresentam uma combinação das propriedades supracitadas, ou seja, a pressão depende do deslocamento relativo e da derivada temporal desse deslocamento e, conseqüentemente, exibem propriedades viscoelásticas (BAMBER, 2004). Foi mencionado primeiramente por Fung (1970) e posteriormente por Giannoula (2008) que os tecidos moles exibem comportamento viscoelástico de vários graus. Se o tecido for deformado por uma tensão relativamente grande, ele indicará uma resposta não linear ao esforço aplicado. Entretanto, se o deslocamento relativo criado por uma perturbação no meio for muito pequeno, da ordem de μm , a teoria linear de viscoelasticidade pode ser aplicada. Segundo Nightingale et al. (2002), deslocamentos da ordem de $10 \mu\text{m}$ foram gerados e detectados no tecido mole, por meio de um sistema ultrassônico. Nesse trabalho, baseando-se em um método de correlação dos sinais ultrassônicos dispersos em um meio sujeito a uma vibração, gera-se um mapeamento da vibração no meio. Além deles, Sarvazyan et al. (1998), Yamakoshi et al. (1990), Sandrin et al. (2002) e Gennisson & Cloutier (2006) obtiveram em seus trabalhos a amplitude de vibração do meio, provocada pelo deslocamento da onda transversal, com ordem de grandeza de até $102 \mu\text{m}$.

2.4.8 Extração de Informações da Vibração do Meio

Para obter o elastograma é utilizada a relação entre a velocidade da onda de cisalhamento e a densidade do meio. O equacionamento considera a sequência de deduções apresentadas pelas equações a seguir (MULABECIROVIC et al. 2016, FOVARGUE et al. 2017, HAVRE et al., 2018).

Na Equação (12) é representada inicialmente a tensão σ que é a informação da força aplicada em uma determinada região, dada pela razão da força (F) (no nosso caso específico fornecido pelo transdutor ultrassônico), pela área (A) em que está atuando.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (12)$$

A deformação em reologia, que é a representação da variação de um comprimento em relação ao comprimento inicial, é calculada pela Equação (13), sendo que ε é a deformação reológica, L é o comprimento final e L_0 é o comprimento inicial.

$$\varepsilon = \frac{L-L_0}{L_0} \quad (13)$$

A partir das Equações (12) e (13), pode-se obter a rigidez ou módulo de Young (E). Este parâmetro apresentado na Equação (14), descreve a deformação longitudinal captada pelo transdutor de US na forma de sinal RF recebido:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (14)$$

A tensão de cisalhamento τ , que ocorre quando uma força aplicada desloca superfícies, deixando-as em um ângulo diferente do ângulo inicial, é obtida pela Equação (15):

$$\tau = \frac{Fc}{A} \quad (15)$$

sendo que Fc é força de cisalhamento e A é a área de aplicação da força.

Para os cálculos subsequentes é necessário obter a deformação de cisalhamento (γ), Equação (16), através da diferença entre o comprimento após deformação L e o comprimento

inicial L_0 dividido pelo comprimento após deformação. Este cálculo é efetivado via *software* através de uma rotina de processamento de sinais de US e serve de base para algoritmos de autocorrelação.

$$\gamma = \frac{L - L_0}{L} \quad (16)$$

O módulo de Young é uma medida de rigidez de uma simples extensão ou compressão. Existem diferentes maneiras de deformação de um material, o que resulta em diferentes efeitos nas forças Inter atômicas e, portanto, diferentes efeitos no material (MOUSAVI et al., 2017 apud ALMEIDA, 2015). O modo de deformação que foi usado e estudado neste trabalho é o cisalhamento (SANDRIN et al., 2002 apud ALMEIDA, 2015).

Tal como no módulo de Young, o módulo de cisalhamento é definido como a relação entre a tensão e deformação. Na Equação (17) é apresentado o módulo de cisalhamento G dado pela razão entre tensão de cisalhamento e deformação de cisalhamento.

$$G = \frac{\tau}{\gamma} \quad (17)$$

O módulo de Young (E) e o módulo de cisalhamento em um material isotrópico (G) (para o qual as propriedades físicas são as mesmas independente da direção) estão relacionados através da seguinte equação:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu_p)} \quad (18)$$

sendo ν_p a relação de Poisson, que quantifica a deformação transversal.

Devido à complexidade em descrever e analisar a propagação das ondas em meios materiais, algumas aproximações são feitas considerando líquidos ideais e sólidos isotrópicos e homogêneos (as propriedades acústicas são constantes na região de propagação da onda). Segundo Cobbold (2007), a análise da propagação infinita de ondas através de meios materiais é conduzida com a introdução de duas constantes elásticas denominadas de coeficientes de Lamé, conforme a Equação (19):

$$2\nu = \frac{\lambda_1}{(\lambda_1 + \mu)} \quad (19)$$

sendo que λ_1 é a primeira constante de Lamé e μ é a segunda constante de Lamé.

A primeira constante de Lamé (λ_1) relaciona a deformação transversal à tensão longitudinal e pode ser obtida através da Equação 20. A segunda constante de Lamé ou módulo de cisalhamento em tecidos moles, relaciona a deformação de cisalhamento com a tensão de cisalhamento (Equação (17)).

$$\lambda_1 = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (20)$$

A relação entre módulo de Young e o módulo de cisalhamento em tecidos moles é dado pela Equação (21):

$$E = 3\mu \quad (21)$$

Representando a viscosidade dinâmica para líquidos pela equação:

$$\sigma = \mu^2 \frac{de}{dt} \quad (22)$$

Sendo que:

$$\frac{de}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{L-L_0}{L_0} \right) \quad (23)$$

sendo que μ_2 é a viscosidade dinâmica e σ é a tensão, de/dt é a variação da deformação reológica no tempo.

Os modelos descritos pelas Equação (14) e (22) expressam a diferença existente entre um sólido e um líquido. As forças aplicadas em sólidos causam deformações, daí a tensão ser proporcional à deformação. As forças aplicadas em líquidos ou fluidos causam escoamento e por isso a tensão é proporcional à taxa de deformação ao longo do tempo.

As ondas longitudinais e transversais em termos das constantes elásticas possuem as seguintes equações de velocidades:

$$Cp = \sqrt{\frac{\lambda_1 + 2\mu}{\rho}} \quad (24)$$

sendo que Cp é a velocidade da onda longitudinal e ρ é a densidade do meio.

A velocidade de onda longitudinal, com base na deformação transversal e tensão longitudinal (Equação 20) também pode ser dada por:

$$Cp = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad (25)$$

Finalmente, a representação da velocidade da onda de cisalhamento Cs com base no módulo de cisalhamento (Equação 18) é dada por:

$$Cs = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}} \quad (26)$$

Segundo Lakes (1999), os biomateriais típicos e materiais que possuem características de tecidos moles, como *phantoms* mimetizadores, têm a velocidade da onda longitudinal muitas vezes maior que a velocidade das ondas transversais. A velocidade da onda longitudinal, para alguns tecidos moles é da ordem de 1500 m/s a 1580 m/s, enquanto a velocidade transversal é da ordem de 0,5 m/s a 20 m/s. Assim, a maioria dos tecidos biológicos são incompressíveis com o coeficiente de Poisson que varia entre 0,49 a 0,5 (ALMEIDA, 2015). Portanto, obtendo-se a velocidade da onda de cisalhamento por meio do US, indiretamente, determina-se a viscosidade do meio.

A viscosidade do tecido origina uma dispersão da velocidade da onda de cisalhamento que faz com que o módulo de cisalhamento μ e a velocidade da onda de cisalhamento Cs sejam função da frequência da onda de cisalhamento. A análise de viscosidade de tecidos reside amplamente na parte de pós-processamento das ondas de cisalhamento e usa os mesmos sinais de onda de cisalhamento que são usados para análise de elasticidade de cisalhamento. Em suma, as ondas de cisalhamento podem ser prontamente usadas tanto para a análise de viscosidade bem como para a análise de elasticidade.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 PREMISSA

Este capítulo aborda a geração de onda de cisalhamento premissa existente nas técnicas de elastografia baseadas na ARF, análise do ponto inconsistente de feixe de impulso, devido à ausência de ondas de cisalhamento na região do foco de pressão, e as técnicas para compensar a baixa SNR da onda de cisalhamento devido à sua atenuação.

3.2 HARDWARE DO SISTEMA DE US

O sistema de US Verasonics (Verasonics, Inc., Redmond, WA) foi utilizado para implementar as sequências de impulso, já que o mesmo permite a programação de sequências de aquisição personalizadas. Além disso, o sistema suporta 128 canais de transmissão e 128 de recepção, cada um individualmente programável e possui manual de programação de sequências e arquitetura de *hardware* e interface de programação do sistema (DAIGLE, 2012).

O sistema Verasonics consiste em duas partes: *hardware* dedicado e o sistema de aquisição de dados, como em um programa de *software* executado em um computador. O objetivo do *hardware* é transmitir e adquirir pulsos de US. Tal sinal em seguida, é então comprimido antes da transferência para o computador. Já o *software* controla a parametrização para formação de feixe e processamento.

3.2.1 Arquitetura de *Hardware* Verasonics

Os componentes do sistema de aquisição de dados podem ser vistos na Figura 11 (DAIGLE, 2012). A interface da varredura SHI (*Scan Head Interface*) está conectada ao transdutor. Os módulos de aquisição são responsáveis pela transmissão e recepção de US em cada canal. Os dados RF recebidos são armazenados na memória local destes módulos.

O sistema de aquisição de dados é conectado ao computador através de um cabo PCI (*Peripheral Component Interconnect*), que é encaminhado para os módulos de aquisição através da placa traseira. O controlador de potência de transmissão fornece os níveis de tensão

apropriados ao sistema. As tensões utilizadas para a transmissão de US podem ser definidas pelo *software* de 0 até 50 V.

Para transmitir um impulso, os geradores de forma de onda nos módulos de aquisição recebem parâmetros da forma de onda a partir do *script* de configuração. Essas ondas são amplificadas e transmitidas através da interface de varredura de digitalização. Nos modos de recepção, os dados de RF são processados pelos módulos de aquisição da seguinte forma:

1. Controle de ganho de tempo, no qual o sinal é amplificado dependendo da sua profundidade, para compensar a atenuação do US;
2. Conversão A/D;
3. Filtragem passa baixa;
4. Filtragem passa faixa, para coincidir com a largura de faixa do transdutor; e
5. Apodização.

Os dados de RF são armazenados na memória local nos módulos de aquisição. Na Figura 11 é apresentado o diagrama dos principais componentes de *hardware* do sistema Verasonics.

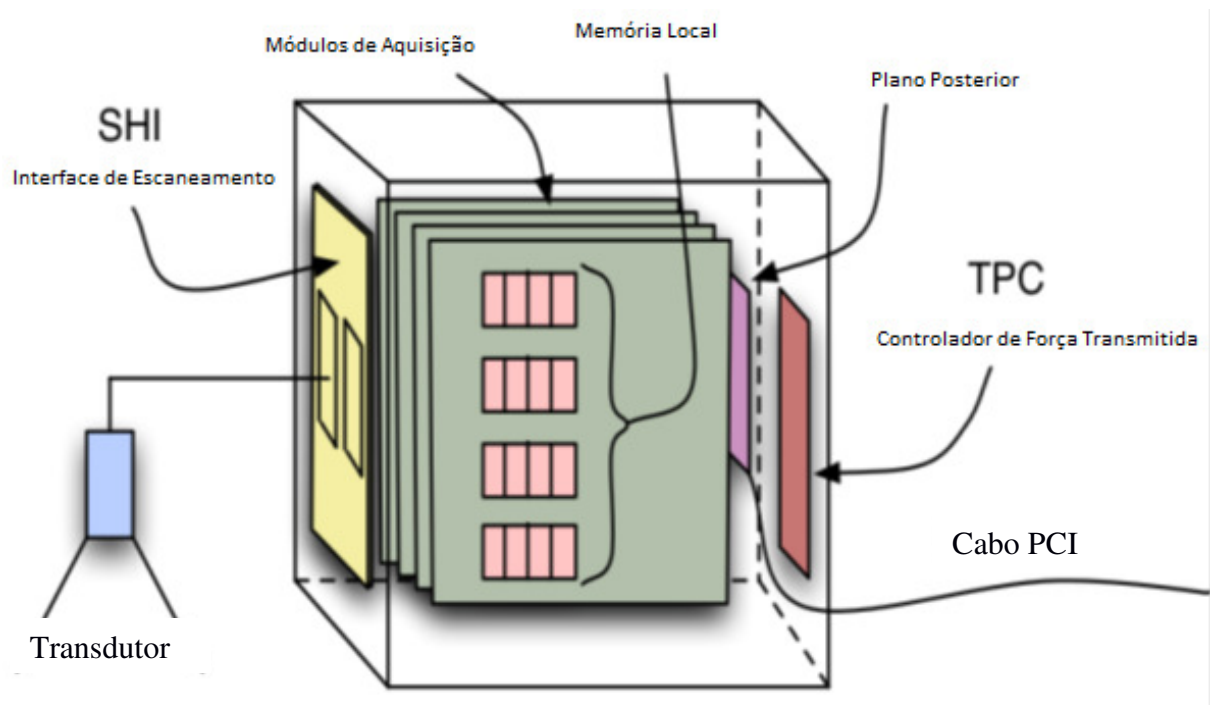


Figura 11: Diagrama dos componentes de *hardware* do sistema de aquisição de dados Verasonics.

Fonte: Adaptado de Daigle (2012).

3.2.2 Interface de Programação Verasonics

Na interface de programação Verasonics, uma sequência de impulsos, imagem e reconstrução é implementada em um arquivo de configuração escrito na linguagem de programação Matlab. O arquivo de configuração define um número de estruturas de dados, como descrito resumidamente na Tabela 1.

Tabela 1: Resumo das estruturas de dados utilizadas pelo sistema Verasonics.

Fonte: Adaptado de DAIGLE (2012).

Estrutura	Descrição
<i>Events</i>	Sequência de eventos a serem processados durante a execução.
<i>TX</i>	Descrições da transmissão, incluindo atrasos e apodização.
<i>TW</i>	Formas de onda de transmissão.
<i>Receive</i>	Detalhes de recepção de RF.
<i>Recon</i>	Instruções de reconstrução, incluindo os dados a reconstruir.
<i>ReconInfo</i>	Informação de reconstrução, descrevendo o tipo de reconstrução.
<i>Process</i>	Processamento de dados, como o cálculo de elasticidade de imagem e cisalhamento de onda de cisalhamento.
<i>SeqControl</i>	Controle de sequência para criar <i>loops</i> e atrasos na sequência de eventos, bem como outras ações diversas.
<i>Resources</i>	Constantes do sistema e tamanhos de <i>buffers</i> de dados. Tipo e descrição do Transdutor.
<i>SFormat</i>	Geometria das áreas digitalizadas.
<i>Pdata</i>	Geometria das áreas reconstruídas.
<i>TPC</i>	Propriedades dos diferentes perfis de potência de transmissão.

A estrutura de dados central é configurada na sub-rotina *Events*, que contém uma lista de comandos. Quando o programa está em execução, estes eventos são processados sequencialmente. Cada evento referencia uma ou mais estruturas para transmissão, recepção, reconstrução, processamento ou controle de fluxo.

Cada estrutura de transmissão *TX* contém os atrasos e a apodização para cada elemento transdutor, bem como uma referência a uma estrutura de forma de onda de transmissão *TW*. A forma de onda é determinada por quatro parâmetros: frequência central, ciclo de funcionamento

do *driver* de transmissão, comprimento do pulso e polaridade. Quando um evento faz referência a uma estrutura de transmissão, os elementos transdutores são excitados da maneira descrita por essa estrutura.

As estruturas receptoras *Receive* descrevem quais partes dos ecos são gravadas, onde os dados são armazenados e como os dados RF são processados antes do armazenamento. Quando um evento faz referência a uma estrutura receptora, os ecos recebidos pelo transdutor são gravados.

As estruturas de reconstrução *Recon* descrevem as localizações de memória dos dados de RF a serem reconstruídos e das imagens reconstruídas. Cada estrutura *Recon* está associada a um conjunto de estruturas *ReconInfo*, que especificam as estruturas de transmissão e recepção usadas para registrar dados. As estruturas *ReconInfo* também especificam se devem ser reconstruídos dados em fase e em quadratura (IQ) ou em modo B. Os dados são reconstruídos quando um evento referenciando uma estrutura de reconstrução é alcançado.

As estruturas de processamento *Process* podem ser usadas para executar funções personalizadas trabalhando com dados de RF, IQ ou modo B. Além disso, as funções incorporadas podem exibir imagens em modo B ou realizar cálculos Doppler.

Finalmente, os eventos podem referenciar estruturas de controle de sequência *SeqControl*. Estes contêm uma variedade de comandos, incluindo direcionar para outro evento na lista, introduzindo atrasos, sincronizando o *software* e sequenciadores de *hardware*, transmitindo dados do *hardware* Verasonics para o computador e alterando a fonte de alimentação.

O arquivo de configuração também contém variáveis globais que não são referenciadas diretamente na sequência de eventos. *Resources.Parameters* define parâmetros gerais do sistema, tais como a velocidade do som e que conector de *hardware* usar. O restante da configuração *Resources* descreve as dimensões dos *buffers* que contêm dados RF, IQ e modo B. *Trans* contém as propriedades do transdutor. A estrutura de formato de digitalização *Sformat* descreve a geometria da área a ser digitalizada e a estrutura de dados de elementos de imagem (*pixels*) *Pdata* descreve a geometria da área a ser reconstruída.

O sistema Verasonics contém uma segunda fonte de alimentação que é adaptada para sequências longas de impulso. As propriedades das diferentes fontes de alimentação, tais como as tensões máximas permitidas, são definidas na estrutura do controlador de potência de transmissão *TPC*.

A sequência de eventos no *script* de configuração produzido para este trabalho consistiu nas seguintes etapas (NORDENFUR, 2013):

1. O controlador de potência de transmissão foi configurado para usar a fonte de alimentação de sequências longas;
2. Um ciclo de imagens de ondas planas registrou o estado inicial do *phantom*;
3. As ondas foram transmitidas de acordo com uma das sequências de impulso para gerar ondas de cisalhamento;
4. Um ciclo de imagens de ondas planas registrou a propagação da onda de cisalhamento;
5. Os dados de RF registados, a partir de ambos os períodos de imagem, foram transferidos para o computador;
6. Os dados de RF foram transformados em dados IQ;
7. A função externa que estimou a velocidade da onda de cisalhamento foi utilizada com os dados IQ de entrada;
8. Processamento continuado a partir do passo 2.

Tabela 2: Parâmetros de aquisição e rotina na estrutura Matlab SWEI.

Fonte: Autoria própria.

Parâmetro	Valores para o transdutor L11-4v
Frequência de impulso	5 MHz
Frequência de feixe	5 MHz
Duração do impulso	1000 ciclos de 192 μ s
Configuração do foco do impulso	14,8 mm
Configuração do foco do feixe	Onda plana, abertura total
Frequência de amostragem do canal de dados	20.0 MHz
Frequência de amostragem de formação de feixe dos dados IQ	0,25 λ
Intervalo de repetição de pulso	100 μ s
Tensão de excitação	50 V
Frequência de amostragem	20 MHz
Número de canais de transmissão	128
Número de canais de recepção	128

A Tabela 2 apresenta os principais parâmetros utilizados na rotina de execução do equipamento Verasonics e respectivos ajustes. Tais parâmetros devem respeitar o sequenciamento dos protocolos de processamento de dados usado no sistema Verasonics,

denominado *Shear Wave Elastography Imaging*. A seleção dos parâmetros da sequência é descrita em um *script* de programação do sistema. A linha de processamento de dados para calcular a velocidade da onda de cisalhamento inclui a estimação das diferentes densidades no *phantom* e a filtragem de dados para a estimativa da velocidade com posterior produção do elastograma (DENG et al., 2017).

A configuração do sistema Verasonics é executada em um ambiente Matlab de programação. Para gerar uma sequência de imagens, o usuário escreve um *script* de programação que gera uma gama de parâmetros que são carregados no scanner Verasonics durante o tempo de execução. Os objetos são definidos usando estruturas Matlab. Quando o *script* de programação é executado define-se a base dos parâmetros e a sequência de ações, que são preenchidas e salvas em uma série de estruturas do Matlab. Este arquivo pode então ser carregado no sistema por um programa gerenciador (denominado VSX) para implementar a sequência durante o tempo de execução. Os canais de dados de RF podem ser acessados após a conclusão da sequência de imagens. Se o *beamforming* de dados Verasonics é adquirido em fase e em quadratura (IQ) os dados de imagem detectados também podem ser acessados.

Os procedimentos para calibração da posição do feixe, tempo do *scanner*, e aquecimento da face do transdutor são baseados em especificações da rotina de interface de programação do fabricante do equipamento US, para tentar evitar problemas de medição da *Shear Wave Speed* (SWS) e suprimir prováveis danos no transdutor.

3.3 SEQUÊNCIA DE PULSOS

3.3.1 Princípios da Sequência de Pulsos (*Pushing Sequences*)

Na elastografia de ondas de cisalhamento baseada na ARF, as ondas de cisalhamento são produzidas por feixes de impulso de US e propagam-se para longe do feixe de impulso em direções opostas (Figura 12 (a)). Devido à ausência de ondas de cisalhamento na região do feixe de pressão, a velocidade da onda de cisalhamento não pode ser recuperada nesta região e, como resultado, haverá uma região inconsistente no mapa de elasticidade de cisalhamento 2-D reconstruído (Figura 12 (b)). Esta região inconsistente de feixe de impulso não pode ser removida a menos que outro feixe de impulso seja aplicado em um local diferente para produzir outra onda de cisalhamento que pode cobrir a região inconsistente. Portanto, é necessária mais

de uma aquisição de dados de detecção por impulso para cobrir todo o campo de visão (FOV - *Field of View*).

Tal solução para pulsos no ponto inconsistente de feixe e atenuação de onda de cisalhamento requer múltiplas aquisições de dados de detecção por impulso, de modo a obter diferentes mapas de elasticidade de cisalhamento (TANTER et al., 2008). Este processo pode retardar significativamente a taxa de quadros de imagem de onda de cisalhamento, induzir erros de movimento (por exemplo, movimento fisiológico do tecido) entre diferentes aquisições de dados e podem causar sobreaquecimento do tecido devido à quantidade excessiva de energia acústica que está sendo aplicada. Essa abordagem de aquisição de dados múltiplos no equipamento não pode satisfazer esses requisitos. O ideal na elastografia de onda de cisalhamento seria a rápida aquisição de dados e a rápida reconstrução de um mapa de elasticidade de cisalhamento para monitorar as propriedades mecânicas e dinâmicas de tecidos em tempo real e minimizar os pontos inconsistentes de movimento. A taxa de quadros teórica de imagens de elasticidade de cisalhamento 2-D de campo FOV completo deve ser limitada apenas pela velocidade de propagação da onda de cisalhamento dentro do tecido (ignorando o aquecimento do tecido, o aquecimento do transdutor e o custo computacional) (SONG, 2014).

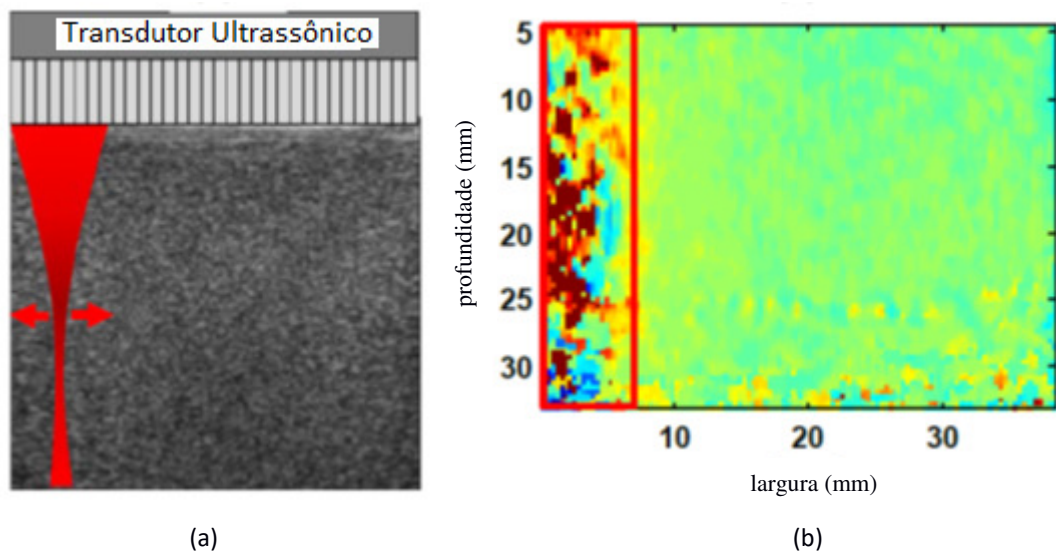


Figura 12: (a) Gráfico esquemático de um feixe de impulso de US e a direção de propagação de onda de corte resultante. O feixe de US focalizado (indicado pela forma vermelha) produz duas frentes de onda de cisalhamento propagando-se para longe do feixe de pressão (indicado pelas duas setas vermelhas apontando em direções opostas) em um *phantom* homogêneo. (b) Mapa de elasticidade de cisalhamento deste espectro reconstruído calculando a velocidade de propagação da onda de cisalhamento em cada localização de *pixel* de imagem. A área marcada pelo retângulo vermelho indica a região inconsistente causada pela ausência de ondas de cisalhamento na região do feixe de impulso.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

O outro desafio da elastografia de ondas de cisalhamento baseada na ARF é que à medida que as ondas de cisalhamento se propagam no tecido, ocorrerá uma atenuação significativa da onda de cisalhamento em áreas que estão distantes da região do feixe de impulso (Figura 13), o que resulta em SNR de onda de cisalhamento fraca e conseqüentemente mapas de elasticidade de cisalhamento ruidosos. Observa-se que o mapa de elasticidade mostrado na Figura 13 (b) foi reconstruído a partir de um *phantom* que tem atenuação inferior comparado a do tecido, por esse motivo, o mapa pode ser reconstruído na área que está longe do feixe de impulso. Semelhante à solução do primeiro desafio, são necessárias várias aquisições de dados de detecção por impulso com um feixe de impulso em diferentes localizações laterais para obter sinais de onda de cisalhamento fortes através do FOV de modo que se possam obter mapas de elasticidade de cisalhamento de elevada qualidade.

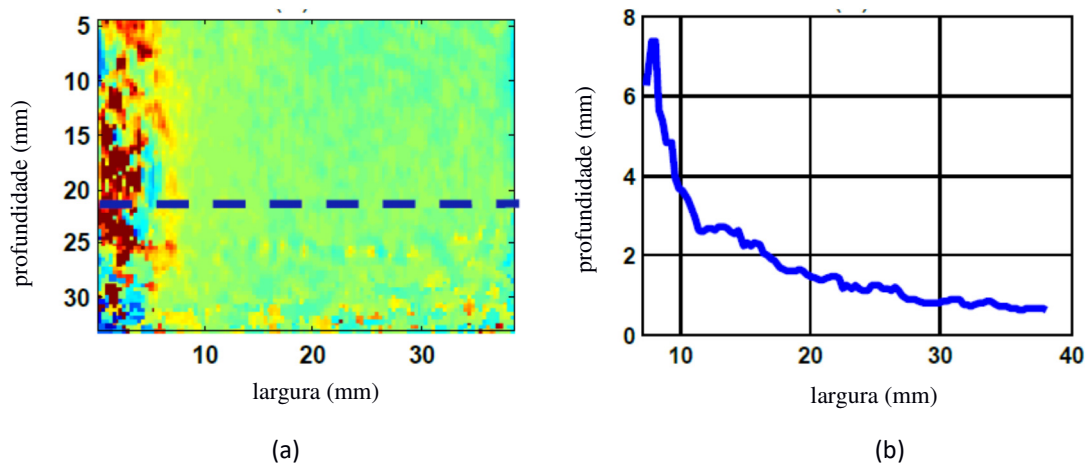


Figura 13: (a) O mesmo mapa de elasticidade de cisalhamento como na Figura 12 (b). A linha tracejada azul indica o caminho da propagação da onda de cisalhamento. (b) A amplitude máxima da onda de corte ao longo da linha tracejada azul.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

Várias maneiras de gerar ondas de cisalhamento usando pulsos de força de radiação acústica foram publicadas (SONG et al., 2011). A sequência de impulso considerada foi o impulso em linha. Utilizou-se um transdutor L11-4v de matriz linear de 128 elementos e com uma frequência central de 5 MHz. Para todos os impulsos, foi aplicada uma tensão pico a pico de 180 V.

3.3.2 Impulso em Linha

Através da aplicação de vários impulsos focados sucessivos ao longo de uma linha, podem ser geradas múltiplas ondas de cisalhamento de interferência construtiva. Esta sequência de impulso tem sido chamada de "supersônica" (SSI), devido ao fato da fonte de onda de cisalhamento, isto é, os pontos focais, se moverem mais rapidamente do que a velocidade de propagação da onda de cisalhamento (BERCOFF, 2004).

Como a velocidade da fonte de onda de cisalhamento é maior do que a velocidade da onda de cisalhamento no meio, as ondas de cisalhamento quase-planas aparecem na forma de um cone. Cada quase-plano é uma superposição de ondas de cisalhamento múltiplas, o que significa que o deslocamento de partículas é mais forte do que quando se utiliza um único impulso focalizado.

Uma superposição sobre a velocidade inicial da onda de corte no tecido é feita. Deste modo, dada a profundidade do primeiro impulso, a frequência de repetição de impulsos e o ângulo de 45° do cone, as profundidades dos impulsos subsequentes podem ser calculadas. Os parâmetros de entrada para esta sequência de impulso são a frequência de repetição de impulso, o ângulo de cone supersônico desejado, o número de pulsos, a profundidade de impulso de partida e o comprimento de cada pulso. Uma janela de Hamming foi usada para apodização. Os atrasos do transdutor usados para obter os focos calculados para cada profundidade são mostrados na Figura 14.

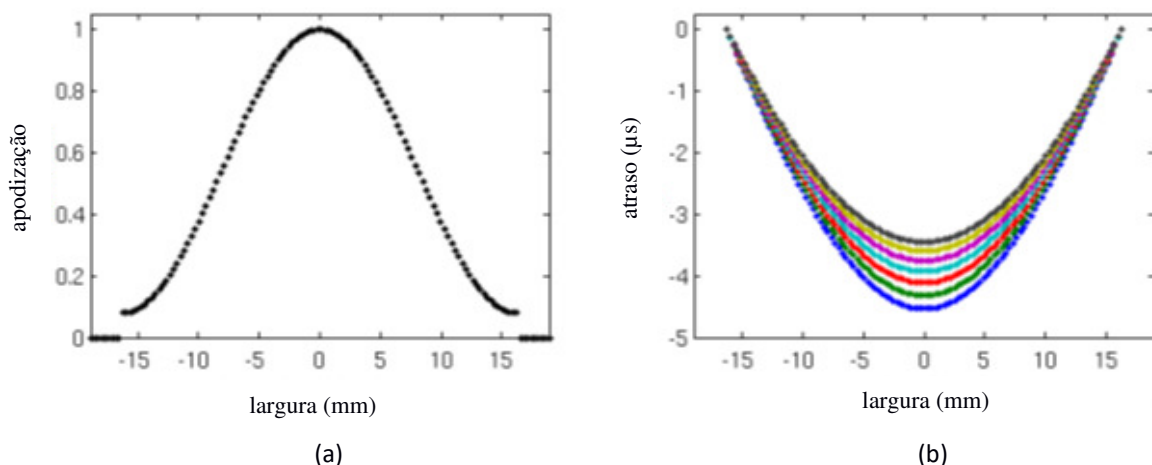


Figura 14: (a) Pulso simples de apodização e (b) pulsos de atraso de cada elemento na transmissão. Cada um dos sete pulsos focados tem atrasos diferentes. A série mais distante representa o primeiro pulso.

Fonte: Adaptado de NORDENFUR (2013).

A largura do transdutor utilizado foi de 38 mm. Assim, uma onda de cisalhamento que originalmente se propaga a 3 m/s partindo do centro do transdutor passaria através da área de

imagem em aproximadamente 6 ms. Para a imagem da propagação das ondas de cisalhamento geradas, cada sequência de impulso foi visualizada usando imagens de ondas planas ultrarrápidas. As imagens de ondas planas foram transmitidas a uma frequência de repetição de impulsos de 10 kHz. Todos os impulsos de transmissão de onda plana ocorreram em um ciclo a uma frequência central de 5 MHz, sendo que as ondas planas não estavam apodizadas.

No método SSI, após a transmissão do pulso, o sistema Verasonics mudou imediatamente para o modo de imagem de onda plana usando todos os elementos do transdutor. Para melhorar a SNR do segmento de ondas de corte, foi utilizada uma imagem de onda plana. Foram utilizados três quadros em três ângulos de direção diferentes (-8° , 0° , 8°) para obter um quadro de imagem, com uma resolução espacial de um comprimento de onda de US (0,308 mm assumindo uma velocidade de ultrassom = 1540 m/s e Taxa PRF de 3,9 kHz).

3.3.3 Composição Angular

A ideia de combinação de cisalhamento se origina da composição espacial do US. Técnicas de composição espacial são amplamente utilizados em imagens de US para suprimir o ruído *speckle* e melhorar a qualidade da imagem (TANTER et al., 2002). A composição espacial por US resume coerentemente os sinais retro difundidos das insonificações ultrassônicas com diferentes ângulos de incidência (JESPERSEN et al., 1998). Similarmente, a composição de cisalhamento combina coerentemente os mapas de elasticidade de cisalhamento de campos de ondas de cisalhamento que são percorridos por ondas de cisalhamento com diferentes ângulos de incidência (BERCOFF, 2004). A combinação de cisalhamento melhora a SNR dos mapas de elasticidade de cisalhamento porque o ruído aleatório pode ser suprimido pela média de múltiplos mapas reconstruídos. A combinação de cisalhamento também melhora o contraste dos mapas de elasticidade de cisalhamento para inclusões com geometrias complexas e várias não homogeneidades, pois ondas de cisalhamento de ângulos diferentes podem produzir bons mapas de elasticidade de diferentes partes da inclusão, o que pode ser combinado para obter um mapa de elasticidade robusto.

A composição angular é necessária para compensar a perda de resolução causada pela imagem ultrarrápida. As ondas planas foram transmitidas em três ângulos diferentes: -8° , 0° e 8° . A primeira onda plana foi inclinada a -8° , a segunda não inclinada e a terceira inclinada a 8° . A quarta onda plana foi novamente inclinada a -8° , e assim por diante. As ondas planas

angulares foram geradas atrasando linearmente os elementos transdutores. Os atrasos e apodização podem ser vistos na Figura 15.

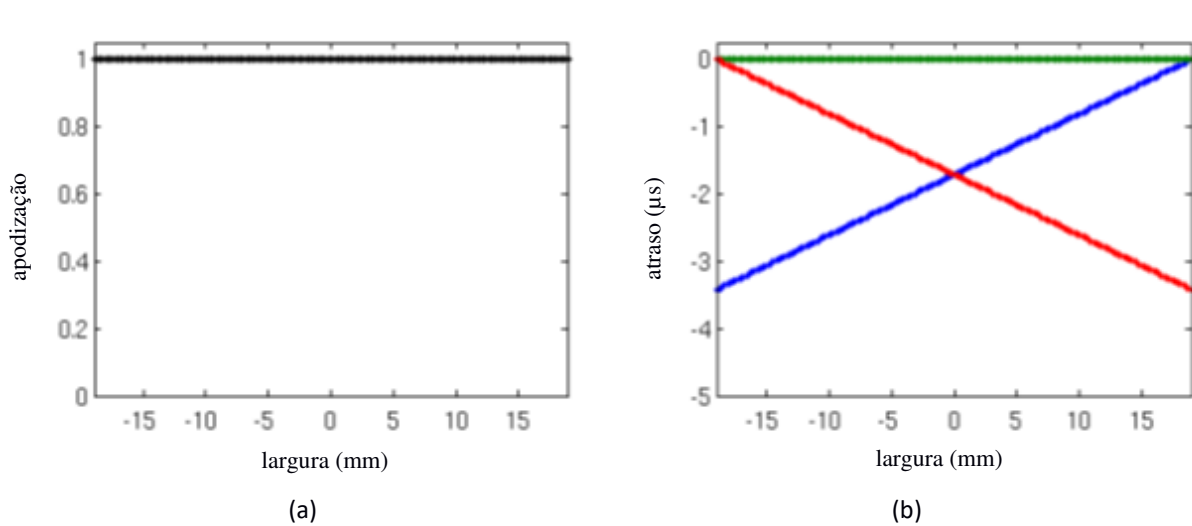


Figura 15: (a) Apodização e (b) atraso de cada elemento para as imagens de ondas planas em diferentes ângulos: -8° (azul), 0° (verde) e 8° (vermelho).

Fonte: Adaptado de NORDENFUR (2013).

No pós-processamento, os resultados foram filtrados para melhorar a qualidade da imagem através da redução de vários tipos de ruídos acústicos (ENTREKIN et al., 2001).

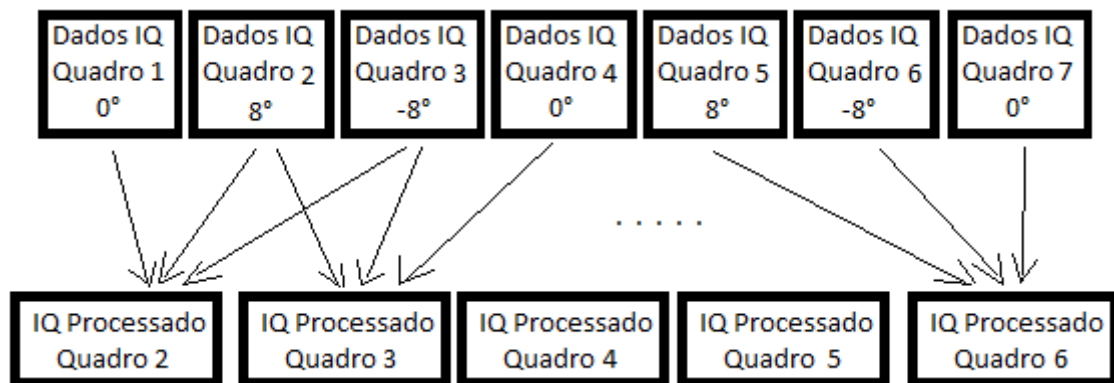


Figura 16: Visualização da composição angular: três quadros dos dados IQ originais são calculados em média em um único quadro processado. Cada caixa representa dados de IQ.

Fonte: Adaptado de Nordenfur (2013).

Os dados de IQ foram obtidos a partir de três ângulos diferentes. Estes dados foram posteriormente processados usando um filtro de terceira ordem através dos quadros, como ilustrado na Figura 16 (ENTREKIN et al., 2001). Assim, cada *frame* medido foi a média de três

quadros originais de ângulos diferentes. Cada quadro original contribuiu para a média de três quadros.

3.4 PÓS-PROCESSAMENTO

Após os dados IQ terem sido reconstruídos pelo sistema Verasonics para cada aquisição em modo B, estes foram utilizados para calcular a velocidade de onda de cisalhamento em cada *pixel* em uma ROI selecionada.

3.4.1 Estimação de Movimento da Onda de Cisalhamento

Na formação da imagem Doppler pulsada, a velocidade axial pode ser estimada a partir das frequências dos ecos recebidos e transmitidos. A velocidade axial da partícula é proporcional à relação entre a frequência Doppler ($f_{doppler}$), dada pela diferença entre as frequências recebidas e transmitidas, e a frequência transmitida f_0 (HOSKINS et al., 2010):

$$\bar{v} \propto \frac{\bar{f}_{doppler}}{f_0} \quad (26)$$

Um algoritmo computacionalmente eficiente para estimar a relação anterior é conhecido como a autocorrelação 1-D e foi sugerido por Kasai et al. (1985). A adaptação do algoritmo contribuiu para uma implementação em tempo real para sistemas Doppler (LOUPAS et al., 1995). O algoritmo é considerado "unidimensional", uma vez que a dimensionalidade dos dados de IQ foi reduzida integrando-se primeiro na direção axial e depois ao longo do eixo do tempo.

A velocidade de partícula axial v induzida pela propagação da onda de cisalhamento foi avaliada a partir de dados em IQ de quadros consecutivos rastreados pelo sistema Verasonics. O método de autocorrelação bidimensional (LOUPAS et al., 1995) foi usado para calcular v para cada *pixel* de imagem. O movimento da onda de cisalhamento foi obtido a partir de três *pixels* no espaço e dois pontos de amostragem na direção do deslocamento da onda. Em seguida, foi utilizado um filtro mediano espacial de 3×3 *pixels* (0,92 mm x 0,92 mm) em cada quadro da imagem de movimento de onda de cisalhamento para remover pontos de ruído.

3.4.2 Autocorrelação

A autocorrelação é uma comparação das medições adquiridas no mesmo transdutor, processando-se os ecos recebidos de múltiplas profundidades feitas paralelamente. A amplitude dos ecos em toda a varredura de entrada é analisada com relação ao atraso da crista da onda obtida pelo processamento do pulso precedente, por meio da equação no tempo para o período de repetição dos pulsos. Pela análise tem-se como consequência a fase em função do arco tangente da razão dos sinais de saída, e a velocidade é igual à fase dividida pelo intervalo da base de tempo (LOUPAS et al., 1995).

3.4.3 Método Aplicado

Após diversos avanços nas capacidades de processadores, foi sugerida uma autocorrelação 2-D, que traz uma maior vantagem na dimensionalidade dos dados (LOUPAS et al., 1995). Neste projeto, a autocorrelação 2-D foi implementada para estimar a velocidade axial local da partícula. A Equação (27) mostra a expressão final para a velocidade axial (v):

$$v = \frac{c}{2 T_s} \frac{t_s}{(2\pi f_{dem} + \tan^{-1} \left\{ \frac{\sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-2} (Q(m,n)I(m,n+1) - I(m,n)Q(m,n+1))}{\sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-2} (I(m,n)I(m,n+1) + Q(m,n)Q(m,n+1))} \right\})} \tan^{-1} \left\{ \frac{\sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-2} (Q(m,n)I(m,n+1) - I(m,n)Q(m,n+1))}{\sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-2} (I(m,n)I(m,n+1) + Q(m,n)Q(m,n+1))} \right\} \quad (27)$$

sendo que I e Q denotam as matrizes IQ, respectivamente, contendo dados IQ de M profundidades diferentes e N quadros diferentes, com a posição lateral mantida constante. c denota a velocidade do som no meio (assumida como sendo 1540 m/s), t_s o período de amostragem do sinal de RF (50 ns), T_s a PRF das ondas planas (100 μ s) e f_{dem} é o número de comprimentos de onda da frequência central por amostra RF (parametrizado em 1/4 da frequência central) (NORDENFUR, 2013).

3.4.4 Velocidade Axial do Pico

Um passo intermediário na estimativa da velocidade da onda de cisalhamento, foi o cálculo da velocidade da partícula axial, $v_{ax}(x, y, t)$, em função do espaço e do tempo. A partir

destes dados, obteve-se a velocidade axial máxima em cada *pixel*. A velocidade axial média do pico foi usada como mostrado na Equação (28).

$$velocidade\ axial\ máxima = \frac{1}{pixels} \sum_{x,y} max\ v_{ax}(x, y, t) \quad (28)$$

Na região homogênea do *phantom*, uma ROI foi escolhida em uma posição axial e lateral na qual os resultados de todas as sequências de impulso foram aplicáveis. A ROI cobriu 6,2 mm (20 comprimentos de onda) axialmente, começando em uma profundidade de 12,3 mm (40 comprimentos de onda), e 6,2 mm lateralmente, começando a 6,2 mm do centro do transdutor. Sua localização pode ser vista na Figura 17 (a). A média e o desvio padrão da velocidade da onda de cisalhamento na ROI foram estimados usando o algoritmo do pós-processamento (*Process*) no Matlab.

As ondas de cisalhamento estão ausentes na região de impulso para o pulso em linha, resultando em uma área inconsistente na qual a velocidade da onda de cisalhamento não pode ser estimada. Para a estimativa da largura da área inconsistente, foi construída uma nova ROI a partir do descrito anteriormente, mantendo os mesmos limites axiais, mas os estendendo na direção lateral para cobrir a área a partir do centro do transdutor para a borda direita. A velocidade estimada de onda de cisalhamento $v(x, y)$ em cada *pixel* na nova ROI foi comparada com a velocidade média de onda de cisalhamento \bar{v} na ROI original. Cada *pixel* foi considerado como sendo parte da área inconsistente se sua velocidade local diferir da velocidade média em mais de 30%, como mostrado pela matriz de visibilidade A na Equação (29) (NORDENFUR, 2013).

$$A(x, y) = \begin{cases} 1, & se\ |\bar{v} - v(x, y)| \leq 0.3\bar{v} \\ 0, & se\ |\bar{v} - v(x, y)| > 0.3\bar{v} \end{cases} \quad (29)$$

A matriz A foi somada na direção axial, resultando em uma função de visibilidade lateral $B(x)$ representando o número de *pixels* não inconsistentes em cada posição lateral, como mostrado na Equação (30). O meio máximo da função de visibilidade lateral B foi considerado a borda da área inconsistente.

$$B(x) = \sum_y A(x, y) \quad (30)$$

3.4.5 Filtro Direcional

A interferência destrutiva, causada por ondas de cisalhamento refletidas e refratadas, podem degradar a SNR do mapa de velocidade axial (BERCOFF, 2004). Para suprimir tais efeitos, os dados foram direcionalmente filtrados.

A filtragem direcional é especialmente importante para a avaliação de pulsos não focados, onde as ondas de cisalhamento que se deslocam em ambas as direções se sobrepõem.

Os dados de velocidade axial, que é uma função da posição lateral, axial e do tempo, foram suprimidos ao longo da dimensão axial. Isso resultou em 256 janelas 2-D (o número de *pixels* de profundidade), funções da posição lateral e tempo, e que foram filtrados separadamente.

A técnica típica de reconstrução de mapa de elasticidade ou velocidade de onda de cisalhamento 2-D proposta por Tanter et al. (2008) usa sinais de ondas de cisalhamento de *pixels* vizinhos para estimar a velocidade de onda de cisalhamento local para cada *pixel* de imagem.

Por exemplo, a Figura 17 mostra que, para estimar a velocidade da onda de cisalhamento local no *pixel* B, são utilizados sinais de onda de cisalhamento dos *pixels* vizinhos A e C. A partir do atraso de tempo de chegada da onda de cisalhamento entre os dois *pixels* (Δt) pode ser calculado usando uma correlação cruzada normalizada (Equação (2)), conforme a Figura 17 (e).

Antes de implementar tal método de estimativa de velocidade de onda de corte local no método ARFI, há um problema de interferências de ondas de cisalhamento causadas por múltiplas ondas de cisalhamento produzidas simultaneamente na FOV e propagando-se em diferentes direções.

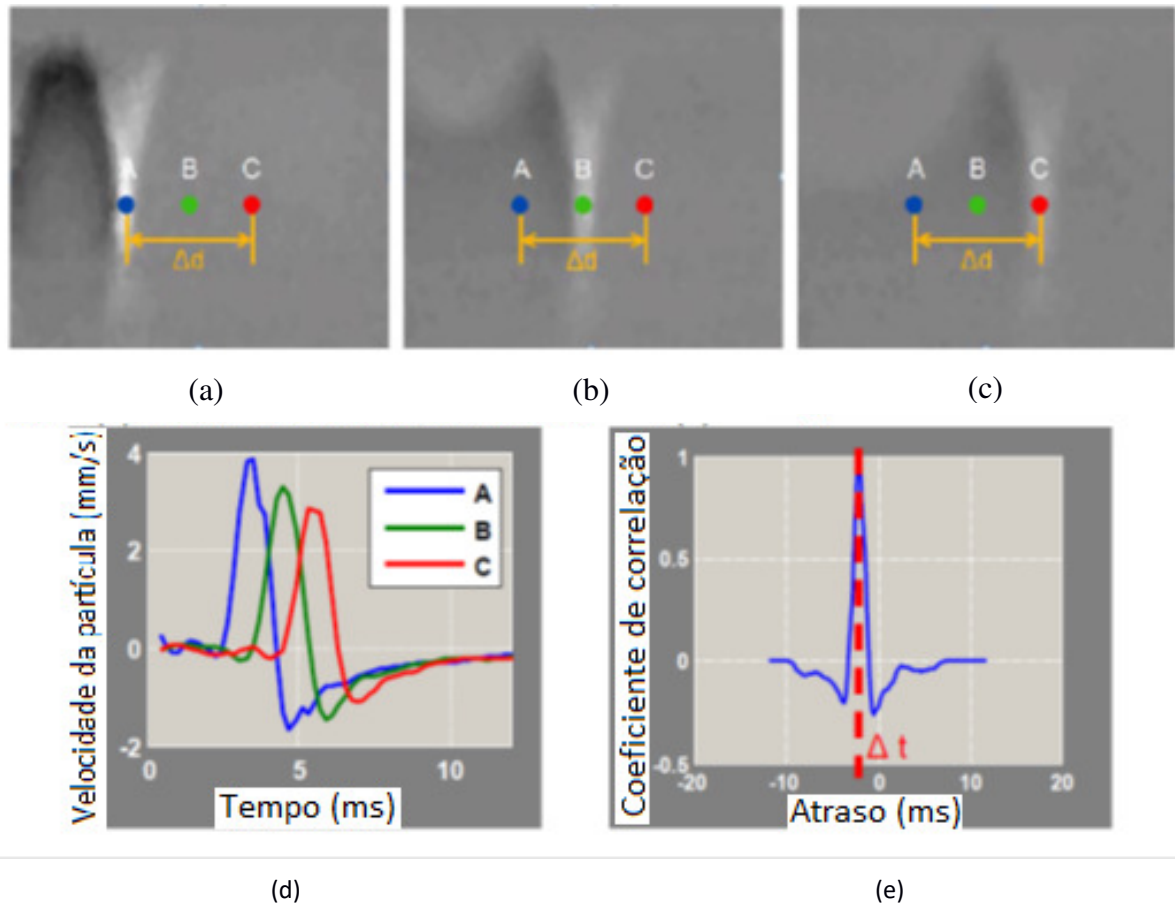


Figura 17: (a) – (c): Imagens instantâneas de um único pulso de propagação de ondas de cisalhamento com três *pixels* de interesse. O *pixel* B é o *pixel* de segmentação onde é desejada a estimativa da velocidade da onda de cisalhamento local. Os sinais de onda de cisalhamento nos *pixels* vizinhos A e C são utilizados (d). Uma correlação cruzada normalizada da curva A e da curva C (e) dá a estimativa de atraso de tempo, que pode ser usada para obter a velocidade da onda de cisalhamento com a distância conhecida entre o *pixel* A e o *pixel* C.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

Conforme ilustrado na Figura 18 (b), as duas formas de onda de cisalhamento de *pixels* vizinhos têm grandes discrepâncias e não podem ser usadas para correlação cruzada para estimar a velocidade da onda de cisalhamento. A interferência de ondas de cisalhamento tem de ser removida de forma a obter um cálculo robusto de velocidade de onda de cisalhamento local (SONG, 2014).

Para remover as interferências de ondas de cisalhamento, utilizou-se um filtro direcional similar à proposta por Manduca et al. (2003) para separar as ondas de cisalhamento de propagação da esquerda para a direita (ED) e da direita para a esquerda (DE).

Os dados do campo de onda de cisalhamento têm duas dimensões no espaço - dimensão lateral (x) e dimensão axial (z) - e uma dimensão no tempo - tempo lento (t).

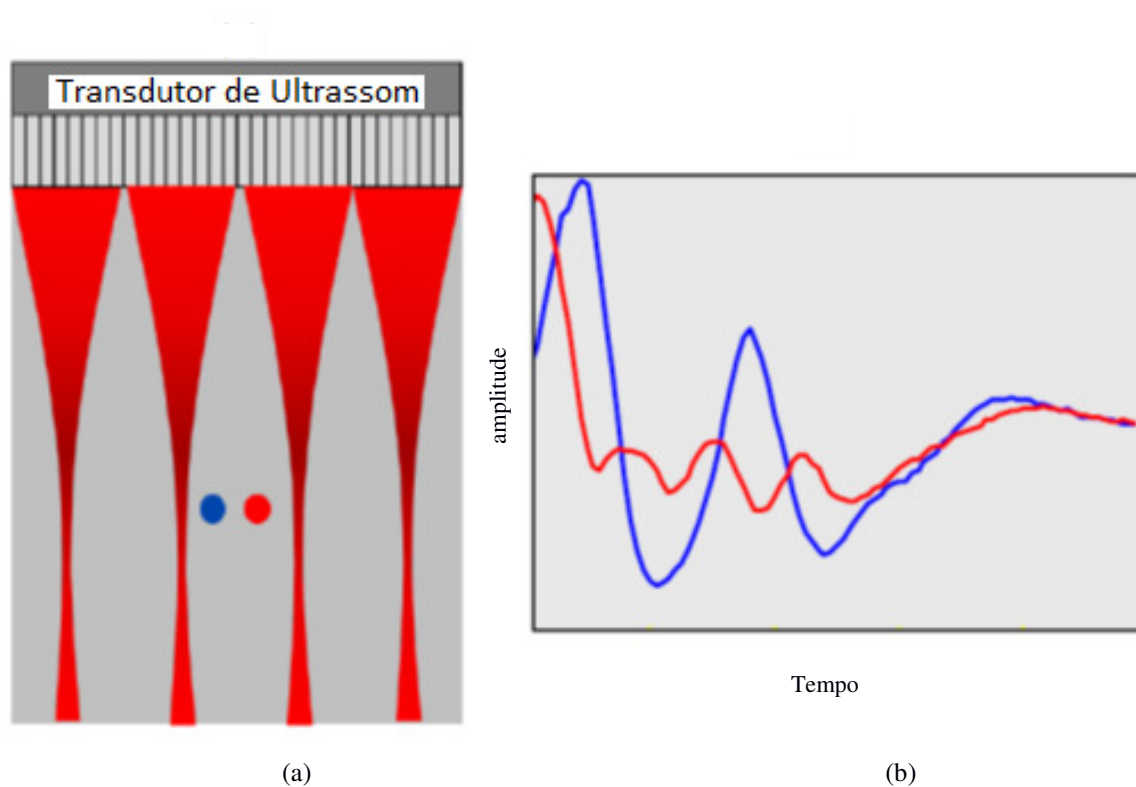


Figura 18: (a) Posição relativa entre os *pixels* de segmentação e o feixe composto. (b) Sinais de ondas de cisalhamento dos dois *pixels* indicados em (a). A curva azul corresponde ao ponto azul e a curva vermelha corresponde ao ponto vermelho. Devido às interferências de ondas de cisalhamento, as duas formas de onda de cisalhamento têm grandes discrepâncias.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

A Figura 19 (a) mostra uma parcela dos dados do campo de cisalhamento com o método F-CUSE (*Focused Comb-push Ultrasound Shear elastography*) com eixos de dimensão lateral (x) e tempo lento (t). A profundidade da fatia está no plano focal dos feixes de pressão focados (25 mm).

A transformada de Fourier 2-D do campo de onda de cisalhamento produz um espectro simétrico como mostrado na Figura 19 (b), com o primeiro e o terceiro quadrantes

correspondentes às ondas de cisalhamento ED e o segundo e quarto quadrantes correspondentes às ondas de cisalhamento DE. Ao projetar uma máscara como mostrado na Figura 19 (c), pode-se extrair as ondas de cisalhamento ED (Figura 19 (d)) preservando o primeiro e o terceiro quadrantes do quadro, mascarando o segundo e o quarto. Uma máscara complementar da Figura 19 (c) extrairá as ondas de cisalhamento DE, preservando o segundo e o quarto quadrantes do espectro, mascarando o primeiro e o terceiro. As bordas da máscara dos filtros direcionais foram apodizadas para minimizar ondulações (SONG, 2014).

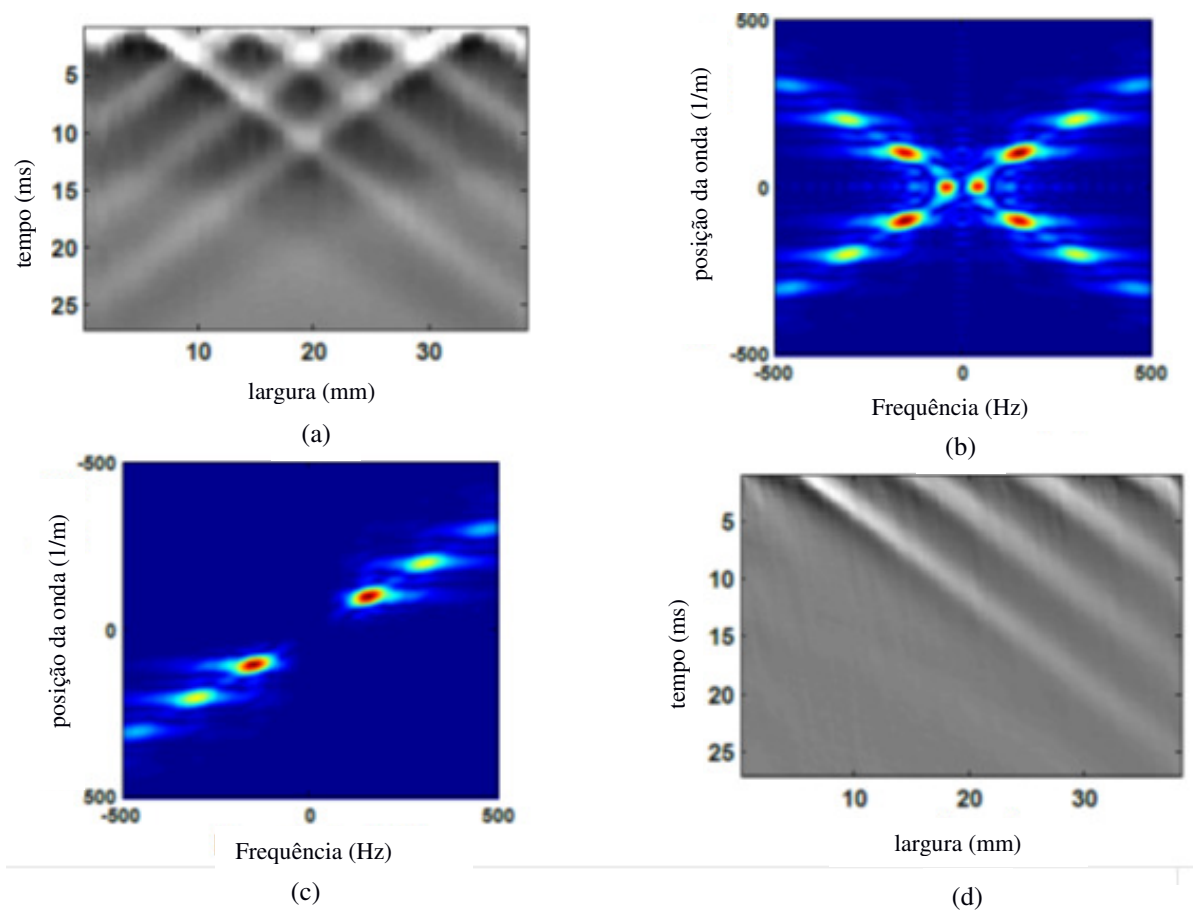


Figura 19: Filtragem direcional. (a) Campo de onda de corte original criado por F-CUSE antes da filtragem direcional. (b) A transformada de Fourier 2-D de (a). (c) O filtro direcional mascarou os 2° e 4° quadrantes (correspondendo às ondas de cisalhamento DE) e preservou os 1° e 3° quadrantes (correspondentes às ondas de cisalhamento ED). (d) Ondas de cisalhamento ED extraídas por uma transformada de Fourier inversa 2-D de (c).
 Fonte: Adaptado de Song (2014).

Outro exemplo de separação das ondas de cisalhamento ED e DE de um campo de onda de cisalhamento é mostrado na Figura (20).

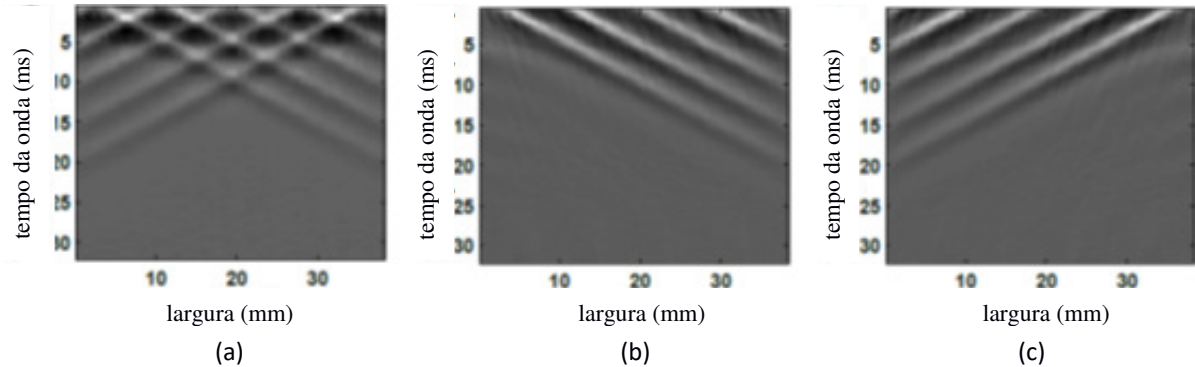


Figura 20: Descritivo do movimento da onda de cisalhamento antes e depois da filtragem direcional. (a) Antes da filtragem direcional, podem ser observadas interferências de ondas de cisalhamento de campos de cisalhamento complexos. (b). Ondas de cisalhamento ED extraídas por filtro direcional. Todas as ondas de cisalhamento estão se propagando da esquerda para a direita e nenhuma interferência com ondas DE pode ser observada. (c) Ondas de cisalhamento DE extraídas por filtro direcional. Novamente todas as interferências de ondas de cisalhamento foram removidas.

Fonte: Adaptado de Song (2014).

Após a filtragem direcional, o conjunto de dados de onda de cisalhamento original foi decomposto em Ω conjuntos de dados separados por Ω ondas de cisalhamento propagadas em Ω direções diferentes. Para cada direção, um mapa de velocidade de onda de cisalhamento 2-D em cada *pixel* (m, n) pode ser reconstruído usando o método de cálculo de velocidade de onda de cisalhamento 2-D introduzido acima. Um mapa final da velocidade da onda de corte pode então ser reconstruído pela soma ponderada destes Ω mapas:

$$M_{sw}(m, n) = \sum_{d=1}^{\Omega} M_{sw}(m, n, d) \frac{SE(m, n, d) \cdot CC(m, n, d)^2}{\sum_{d=1}^{\Omega} SE(m, n, d) \cdot CC(m, n, d)^2} \quad (31)$$

sendo que CC é o mapa do coeficiente de correlação e SE é a energia da onda de cisalhamento em cada direção. SE é dada pela integral dos quadrados do sinal de velocidade de partícula de onda de cisalhamento (v) sobre a duração de tempo total (t) em cada *pixel* de imagem (DEFFIEUX et al., 2012):

$$SE = \int_0^t v^2(x, z, t) dt \quad (32)$$

Observa-se que todos os mapas de velocidade de onda de corte apresentados não foram suavizados por nenhum filtro de alisamento espacial.

3.4.6 Estimação de Velocidade

Para estimar a velocidade da onda de cisalhamento em um *pixel* alvo, foram escolhidos dois *pixels* de referência. Comparando a velocidade axial dependente do tempo entre os dois *pixels* de referência, o tempo necessário para que a onda de cisalhamento se deslocasse entre eles poderia ser estimado.

A velocidade média da onda de cisalhamento entre os *pixels* de referência foi calculada a partir de cada período e considerada como a velocidade da onda de cisalhamento local no *pixel* alvo (ZILE et al., 2004). Os *pixels* de referência foram escolhidos com a mesma profundidade que o *pixel* alvo e três *pixels* de distância em cada direção lateral. Foram assim espaçados por seis *pixels* (1,8 mm). A propagação e atenuação da onda de cisalhamento podem ser vistas na Figura 21. A Figura 21 (a) mostra as posições de exemplo de um *pixel* alvo juntamente com os seus *pixels* de referência. Uma onda de corte que se propaga na direção lateral atingiria primeiro um dos *pixels* de referência. A função de velocidade axial dependente do tempo em cada *pixel* de referência foi interpolada por um fator igual a '5', utilizando interpolação cúbica para aumentar a frequência de amostragem. A Figura 21 (b) mostra as velocidades axiais resultantes destes mesmos dois *pixels* de referência após a filtragem direcional

As duas funções de velocidade axial interpoladas foram janeladas com uma janela simétrica de Hanning para reduzir os efeitos de descontinuidades na primeira e na última composição. A correlação cruzada das funções resultantes foi calculada considerando apenas os atrasos que resultariam em velocidades de onda de cisalhamento acima de 1 m/s para eficiência computacional.

Considerando o espaçamento estipulado de 2,4 mm, a velocidade da onda de cisalhamento local foi finalmente estimada em cada *pixel*, de acordo com:

$$veloc. da onda de cisalhamento = \frac{distância percorrida}{tempo gasto} = \frac{2,4 mm}{\Delta t} \quad (25)$$

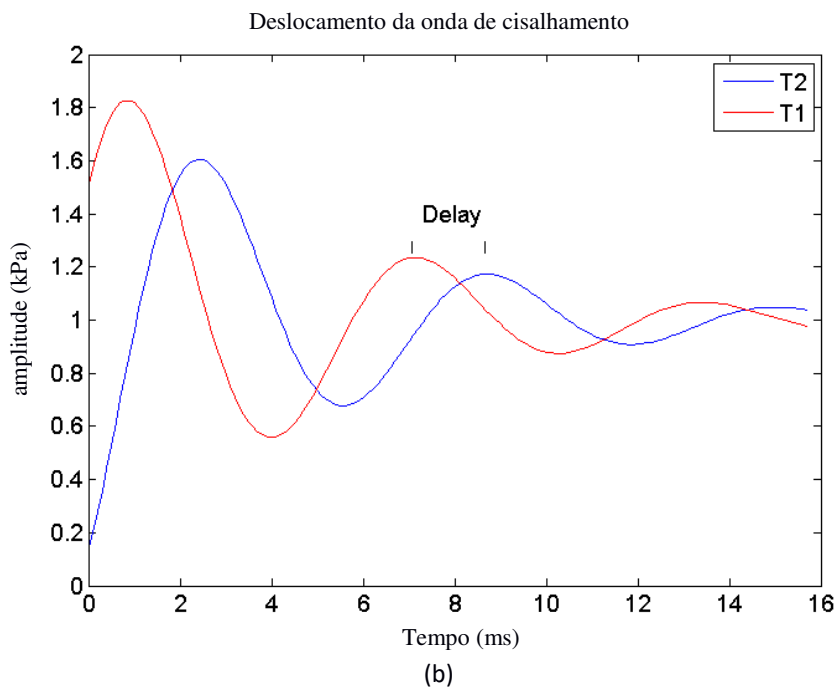
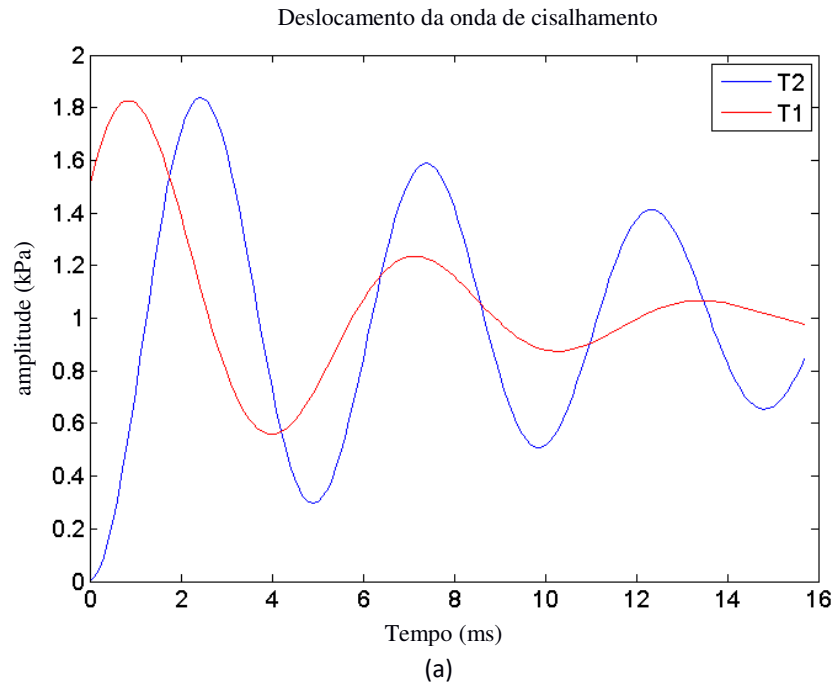


Figura 21: Duas formas de onda de cisalhamento a partir de dois *pixels* vizinhos (a) antes e (b) após a filtragem direcional. Após a filtragem direcional o efeito das interferências é minimizado, resultando em duas formas de onda semelhantes. A correlação cruzada pode ser usada para estimar o atraso dos tempos de chegada da onda de cisalhamento entre os dois locais.

Fonte: Autoria própria.

3.4.7 Geração de Múltiplas Ondas de Cisalhamento Anguladas

Como a onda de cisalhamento se propaga em uma direção que é perpendicular à sua direção de polarização (WEAVER et al., 2012), um feixe de impulso direcionado é necessário para produzir ondas de cisalhamento inclinadas para a composição de cisalhamento. Neste estudo foi utilizado um transdutor de matriz linear L11-4v (Verasonics Inc., Redmond, WA, frequência central = 5 MHz) para produzir ondas de cisalhamento de ângulos distintos utilizando diferentes partes do transdutor. Utilizou-se uma técnica de combinação de impulso, tal como introduzida por Song et al (2012), para transmitir múltiplos feixes de impulso simultaneamente em diferentes profundidades do foco do transdutor, de modo que podem ser produzidas várias ondas de cisalhamento angularmente diferentes na FOV ao mesmo tempo. O mesmo sistema de US Verasonics foi usado para produzir o feixe de US e rastrear o movimento de onda de cisalhamento resultante. A frequência central do pulso de impulso foi de 5 MHz e a duração foi de 600 μ s.

O sistema Verasonics mudou imediatamente para o modo de imagem de onda plana ultrarrápida, usando todos os elementos do transdutor para acompanhar o movimento da onda de cisalhamento após a transmissão dos feixes de impulso. Um método de composição de imagem de onda plana foi usado para melhorar a SNR do deslocamento de cisalhamento (TANTER et al., 2002). Três ângulos de direção diferentes (-8° , 0° , 8°) foram usados para a composição de detecção de ondas planas neste estudo, produzindo uma taxa de quadros efetiva de rastreamento de onda de cisalhamento de 3,33 kHz dada a taxa de quadros original de 10 kHz (taxa de quadros original / número de ângulos de composição).

O *beamforming* produzido pelo equipamento Verasonics foi usado para formar o feixe do sinal da onda plana. A resolução espacial (axial e lateral) foi dada pelo comprimento de onda de transmissão, que foi igual a 0,51 mm, com uma frequência de transmissão de 5 MHz e uma velocidade de 1540 m/s.

Os sinais da velocidade de partícula de onda de cisalhamento causados pela propagação de ondas, foram utilizados como sinal do movimento da onda, o qual foi calculado a partir de dados de quadros consecutivos em fase/quadratura usando um método de autocorrelação 2-D (LOUPAS et al., 1995). O sinal de movimento de onda de cisalhamento bruto foi calculado utilizando três *pixels* na dimensão espacial axial e dois pontos de amostragem na direção do tempo lento. Finalmente, um filtro mediano espacial de 3 x 3 *pixels* proposto, foi utilizado em cada quadro do sinal de onda de cisalhamento para remover pontos de ruído, melhorando assim a definição da imagem.

3.4.8 Filtro Mediano

O processamento da imagem é baseado no elastograma gerado para calcular as velocidades. Três métodos de correção foram usados para mostrar as diferenças na resolução das imagens reconstruídas. Inicialmente um filtro Butterworth foi configurado como filtro passa baixa, com a seguinte função de programação:

$$[b,a] = \text{butter}(n,Wn);$$

Onde a resposta são os coeficientes da função de transferência para um Filtro Butterworth digital de n-ordem e com frequência de corte normalizada Wn .

A resposta de frequência em um filtro Butterworth é muito plana, sem variações ou ondulações na banda de passagem, e se aproxima de zero na banda rejeitada. Para um filtro de primeira ordem, a resposta varia em -6 dB por oitava (NORDENFUR, 2013).

A inversão espectral foi utilizada na sequência, esta converte a resposta em um impulso, esse procedimento transforma um filtro passa-baixa em um filtro passa-alta e um filtro passa-alta em um filtro passa-baixa.

Os dados filtrados foram aplicados ao método da inversão de sinal, onde o resultado da matriz de velocidade é calculado usando o valor de cada célula invertida através da seguinte função:

$$Y = \text{inv}(X);$$

Sendo que X é a velocidade estimada da onda de cisalhamento depois de aplicar o filtro Butterworth.

Finalmente, o algoritmo de filtragem proposto para o meio é aplicado usando um *sub-array*. Esta função permite que o tamanho do *array* seja ajustado para determinar o valor mediano que melhor cabe a imagem (neste caso específico, 3x3). A filtragem mediana segue a rotina da função *medfilt2*. Esta função pode realizar a filtragem mediana da matriz de dados da velocidade da onda de cisalhamento em duas dimensões. Cada *pixel* de saída contém o valor médio de uma matriz em torno do *pixel* correspondente da imagem de entrada.

O filtro utiliza um algoritmo com uma função linear para realizar o procedimento de suavização. Os filtros que são aplicados às operações lineares e que podem ser analisados no domínio de Fourier ou em um domínio de frequência são conhecidos como filtros lineares. A

resposta de um filtro espacial linear de suavização é simplesmente a média dos *pixels* contidos na proximidade da máscara de filtragem. Esses filtros por vezes são chamados de filtros de média ou filtros passa-baixa e reduzem os detalhes da imagem, já que o tamanho da matriz da máscara determina o grau de perda desses detalhes e o grau de suavização. O filtro da mediana faz uma varredura na imagem, assim, para cada ponto da imagem, ele avalia uma região em torno deste ponto, calcula a mediana dos valores desta região e substitui o valor do ponto pelo valor da mediana do ponto. Este filtro de suavização elimina ruídos preservando o contorno da imagem.

3.4.9 Estrutura Física

No laboratório de processamento de imagens (LAPIS) da UTFPR foi utilizada a estrutura física composta por suportes para manter o transdutor fixo para todas as leituras, conforme a Figura 22. Este suporte é de fundamental importância para obtenção dos dados, não só pelo fato de manter a posição fixa para as medições, mas também por exercer uma pressão constante sobre o *phantom*, a qual está diretamente ligada à repetibilidade das imagens obtidas.

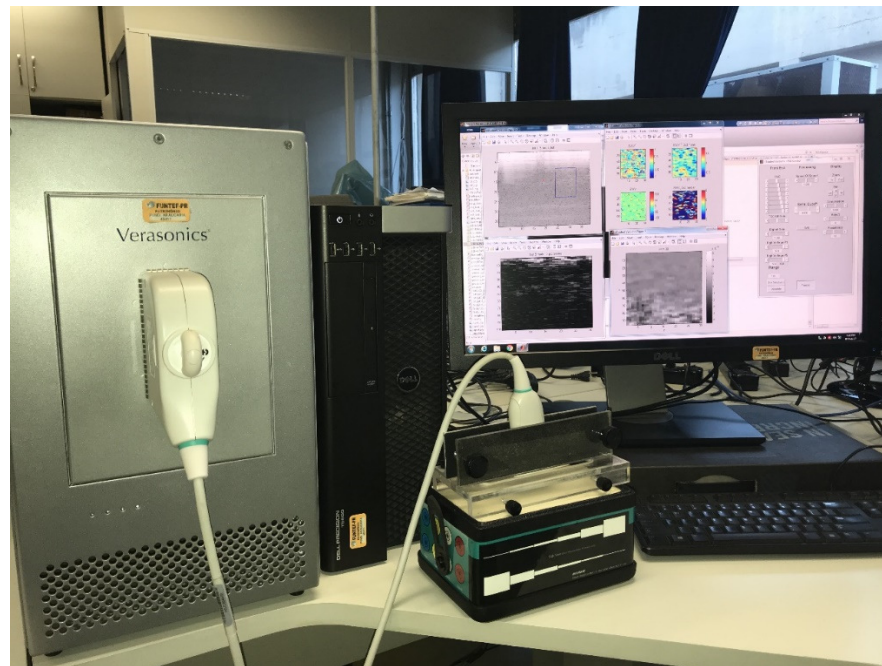


Figura 22: Bancada de ensaio utilizada nos testes realizados no laboratório LAPIS (Laboratório de Processamento de Imagens) na UTFPR.

Fonte: Autoria própria.

Para as medições de viscoelasticidade, os *phantoms* utilizados foram o 059 de mama, 049 cilíndrico e 049A circulares, todos da empresa CIRS, sendo que o último possui características específicas para cada molde e disposição. Nos ensaios, a posição está conforme a Figura 23, e para característica de viscosidade conforme a Figura 24.

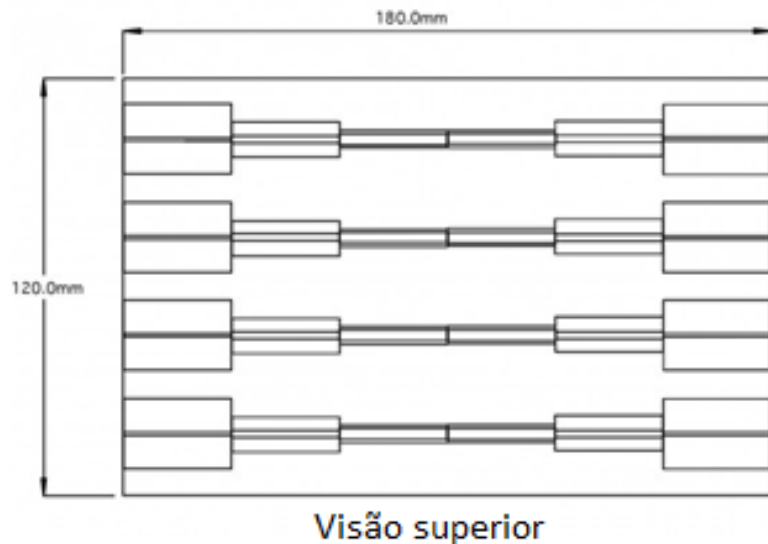


Figura 23: Disposição física com vista superior dos moldes internos do *phantom* (adaptado do manual CIRS 049).
Fonte: Adaptado do manual (CIRS 049).

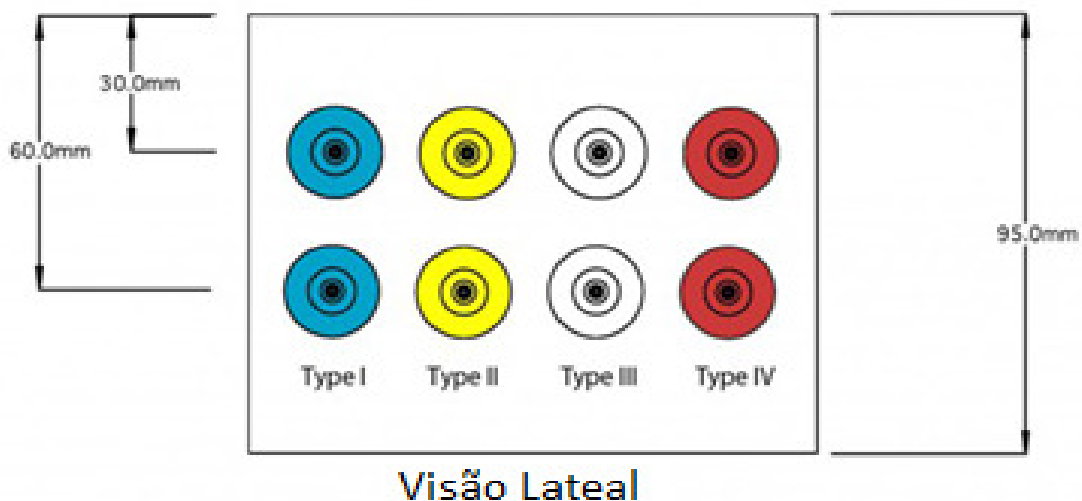


Figura 24: Tipos de moldes elastográficos vistos lateralmente com variações das propriedades viscoelásticas
Fonte: Adaptado do manual (CIRS 049).

Os valores para a viscoelasticidade dos modelos do *phantom* 49A estão na Tabela 3. Estes servirão para comparação das imagens elastográficas obtidas após o processamento.

Tabela 3: Relação entre o modelo do molde e característica à compressão.

Fonte: Adaptado do manual (CIRS 049).

Tipo do Material	Varição da Pressão Fornecida (kPa)	Varição Medida (kPa)	Erro (%)
I	3,12	4,0	28,2
II	1,79	2,0	11,7
III	0,56	0,57	1,8
IV	0,31	0,33	6,5

O fluxograma da figura 25 apresenta um resumo dos passos executados no sistema até a obtenção do elastograma final.

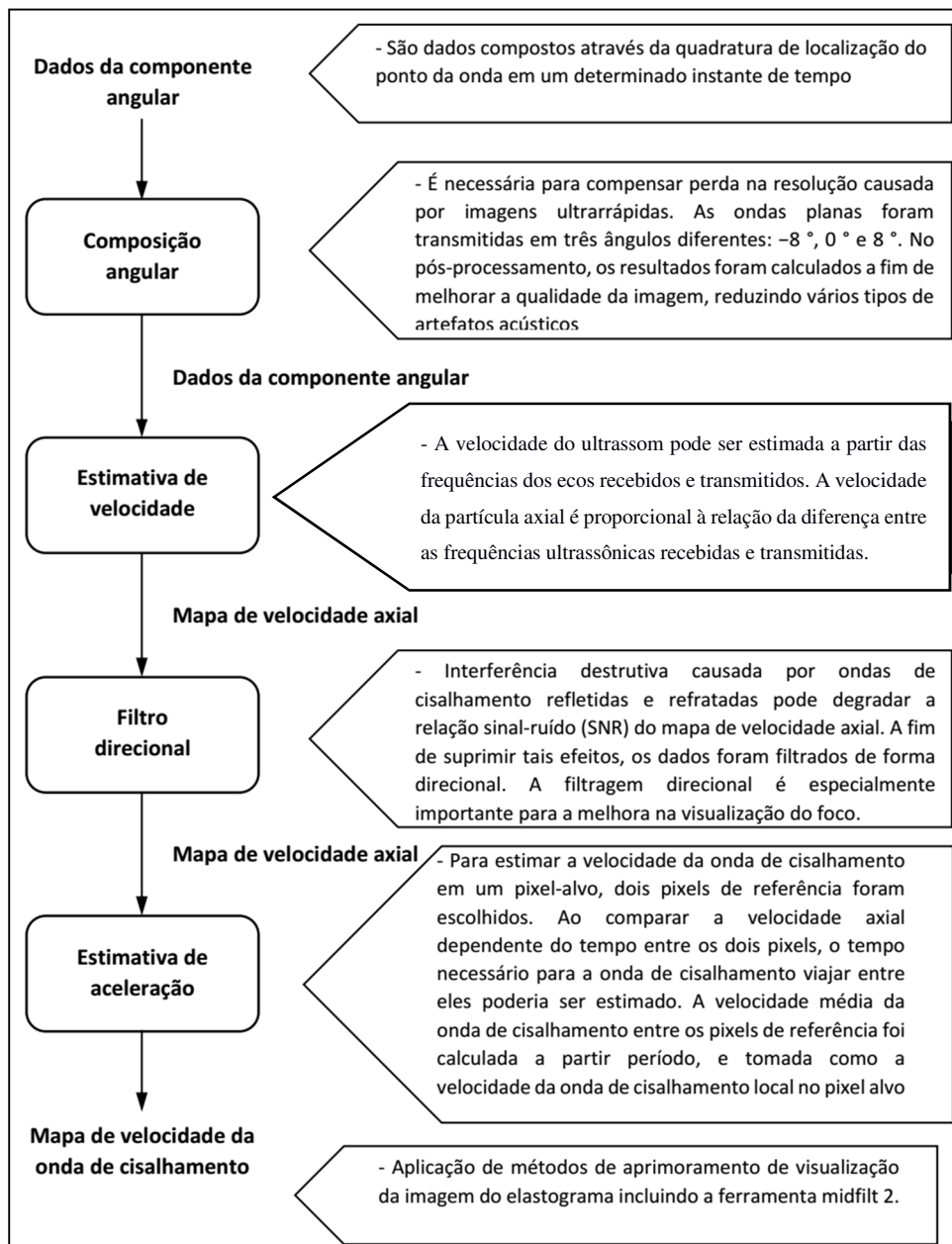


Figura 25: Fluxograma resumido das etapas para obtenção do elastograma.

Fonte: Autoria própria.

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados do trabalho por meio dos elastogramas comparativos entre os métodos tradicionais e o que utiliza o filtro mediano proposto. Os estudos desenvolvidos nesta Tese foram divulgados no meio científico através de artigo apresentado no XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB) (CARBENTE et al.,2016) e na revista científica BioMedical Engineering OnLine em 2019 (CARBENTE et al.,2019).

4.1 DETECÇÃO DE MÚLTIPLAS ONDAS DE CISALHAMENTO

Inicialmente foram obtidas imagens que confirmavam o deslocamento da onda supersônica de cisalhamento no *phantom* em dois sentidos. Na simulação, o deslocamento ocorre linearmente em tempo real para demonstrar o processo de geração de ondas de cisalhamento. O cone da onda supersônica selecionada percorre a região de observação da ED, conforme a sequência vista a partir da Figura 26 até a Figura 32, onde foram capturados apenas 7 quadros em tempos progressivos, para representar o movimento da onda, com intervalos de 0,5 ms.

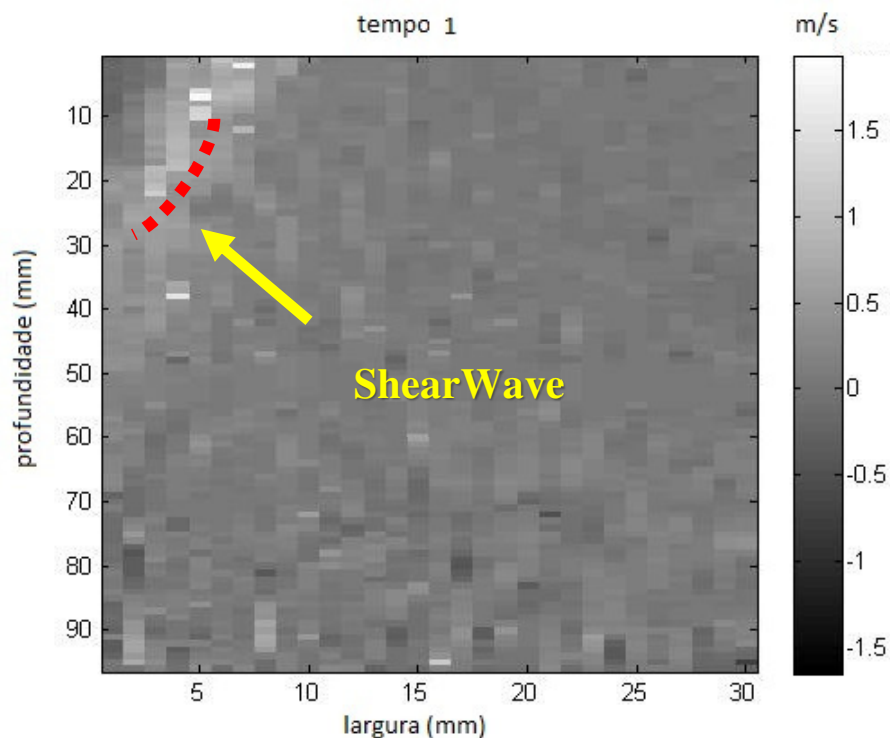


Figura 26: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 1.

Fonte: Autoria própria.

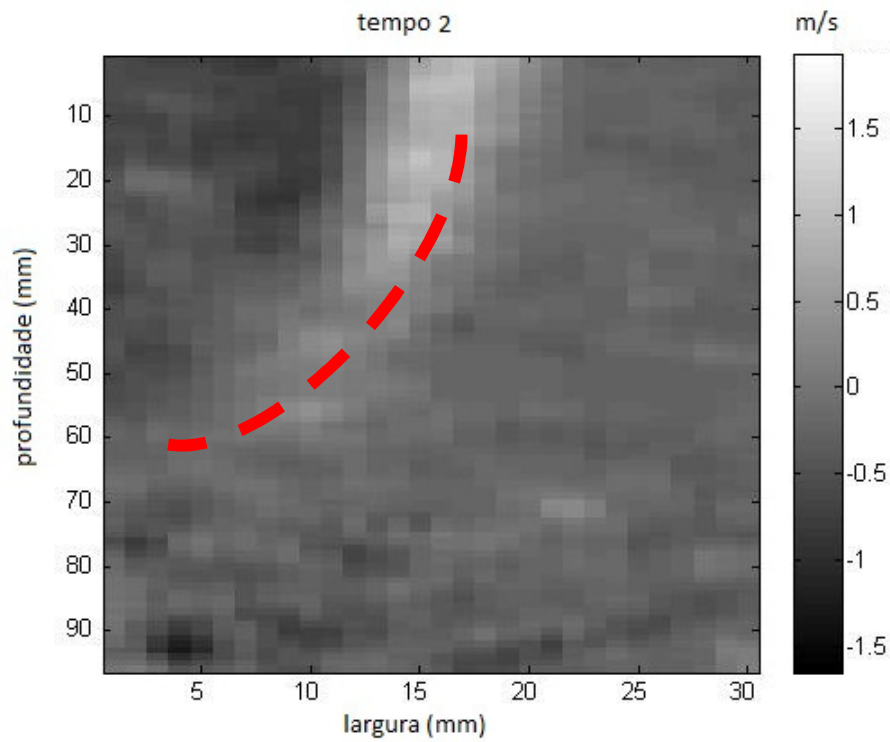


Figura 27: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 2.

Fonte: Autoria própria.

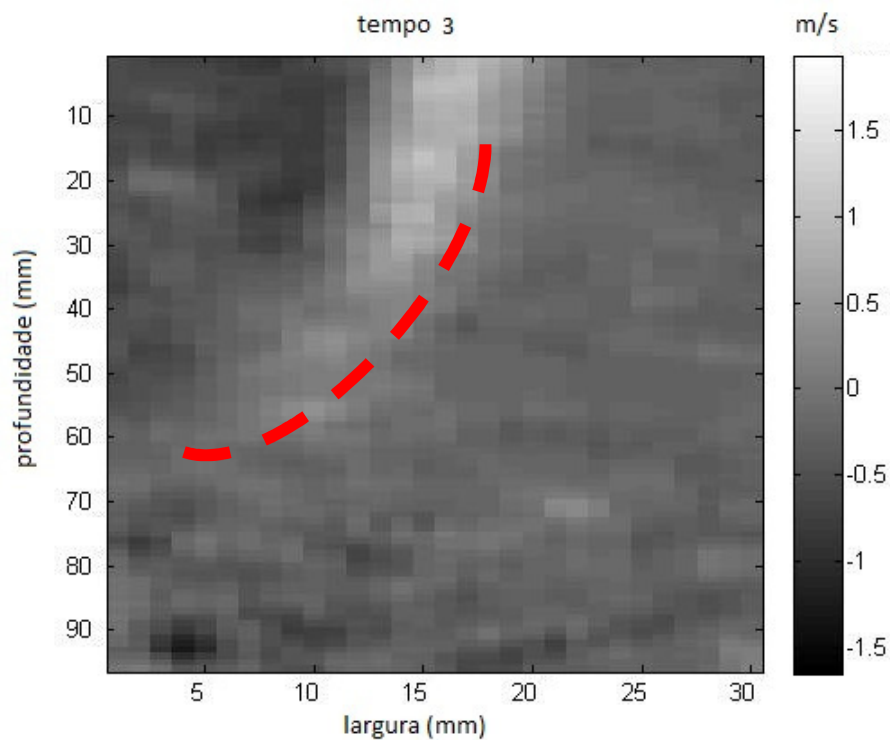


Figura 28: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 3.

Fonte: Autoria própria.

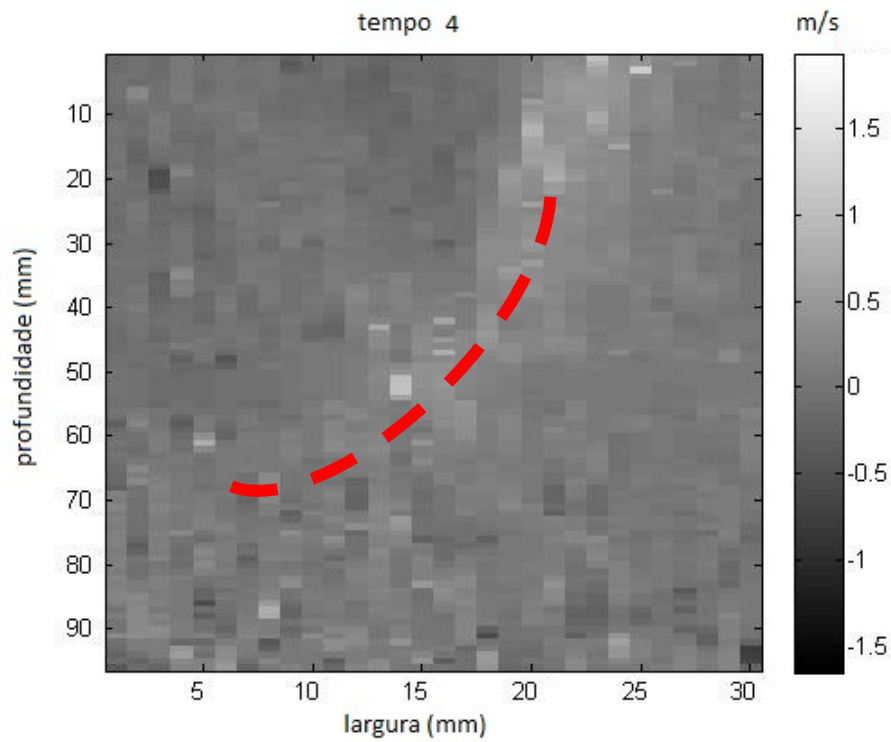


Figura 29: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 4.

Fonte: Autoria própria.

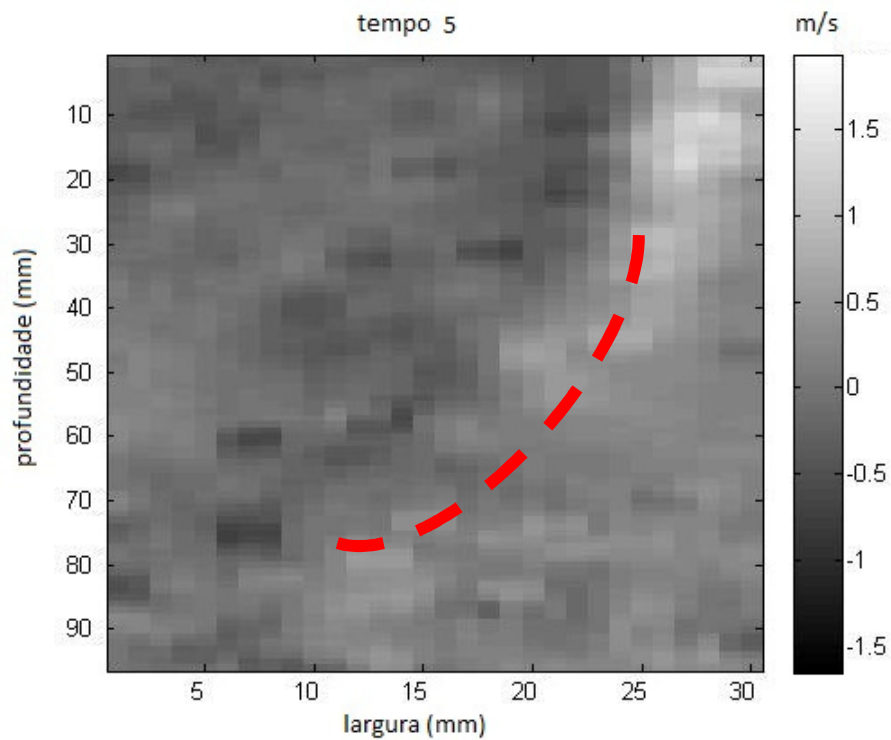


Figura 30: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 5.

Fonte: Autoria própria.

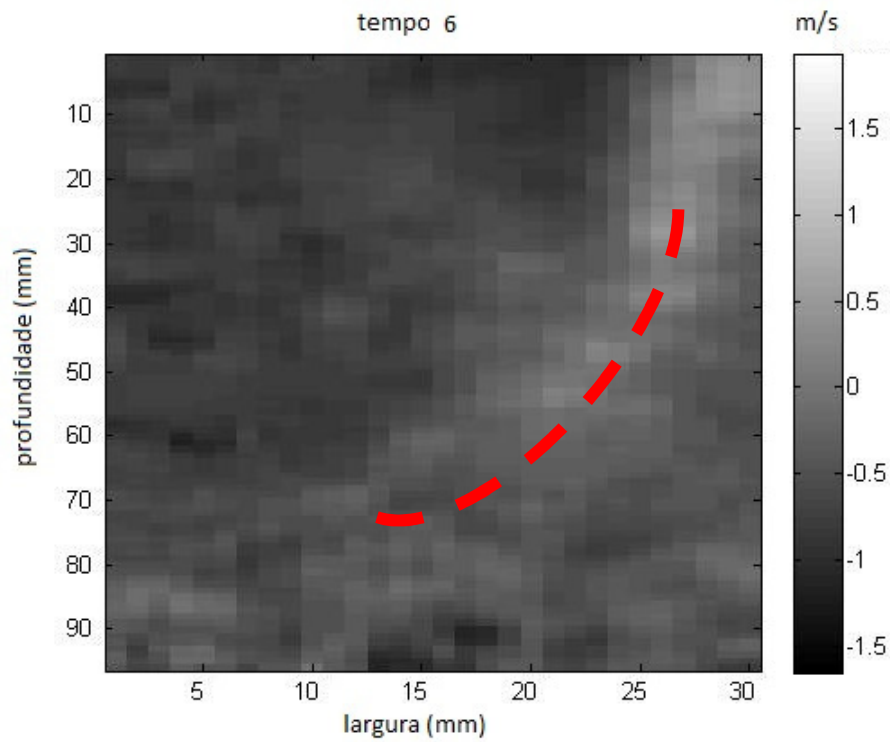


Figura 31: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 6.

Fonte: Autoria própria.

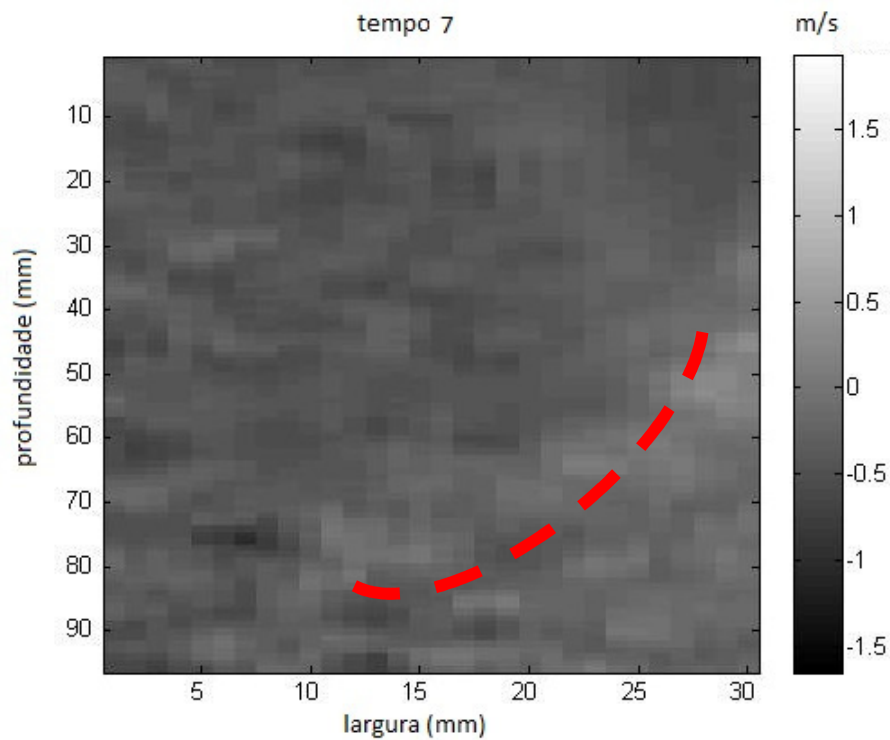


Figura 32: Quadro mostrando o deslocamento do cone supersônico da onda de cisalhamento da esquerda para a direita ao longo da ROI e respectiva velocidade no instante de tempo 7.

Fonte: Autoria própria.

Optou-se por uma região homogênea do *phantom* para gerar as imagens, objetivando a comprovação por meio da visualização do deslocamento linear da onda de cisalhamento, sem a interferência de inclusões ou áreas de viscoelasticidade variável, as quais gerariam a alteração da velocidade axial de pico e, conseqüente, deformação na onda plana.

A região mais clara apresenta o aumento da velocidade axial de pico e seu valor correspondente encontra-se na barra lateral esquerda. Conforme a posição dos três focos de geração da onda supersônica, pode-se ampliar ou reduzir o ângulo da frente de onda que irá deslocar-se no *phantom* elastográfico

4.2 GERAÇÃO DO ELASTOGRAMA

Na sequência foi utilizado o *phantom* de mama para identificar uma inclusão e determinar a sua posição relativa. Neste caso específico, não houve preocupação com as características de viscoelasticidade da inclusão, somente o formato cilíndrico e a sua posição foram considerados, já que o fabricante não fornece tais especificações. A vantagem do *phantom* mamário se dá em função da grande quantidade de inclusões e das suas diferentes posições, proporcionando o ajuste do sistema de modo a se obter as melhores condições de simulação nas diferentes etapas do processo de geração do elastograma. Isso porque é permitida a escolha da posição da região inconclusiva em relação à inclusão, de forma a se utilizar as melhores imagens para caracterizar o correto funcionamento do sistema e gerar uma referência para as medições com os demais tipos de *phantom*.

A inclusão na imagem em modo B em um *phantom* elastográfico é de difícil percepção, porém, com o auxílio da visualização em tempo real, pode-se, através da sensibilidade do observador, notar as variações na imagem e determinar a sua localização. A Figura 33 representa a imagem no modo B com a inclusão propositadamente posicionada ao lado direito do foco do cone supersônico da onda de cisalhamento, de forma a evitar a região inconclusiva e permitir determinar claramente a região de observação para as demais medições. A posição da inclusão está indicada dentro do quadrado tracejado vermelho.

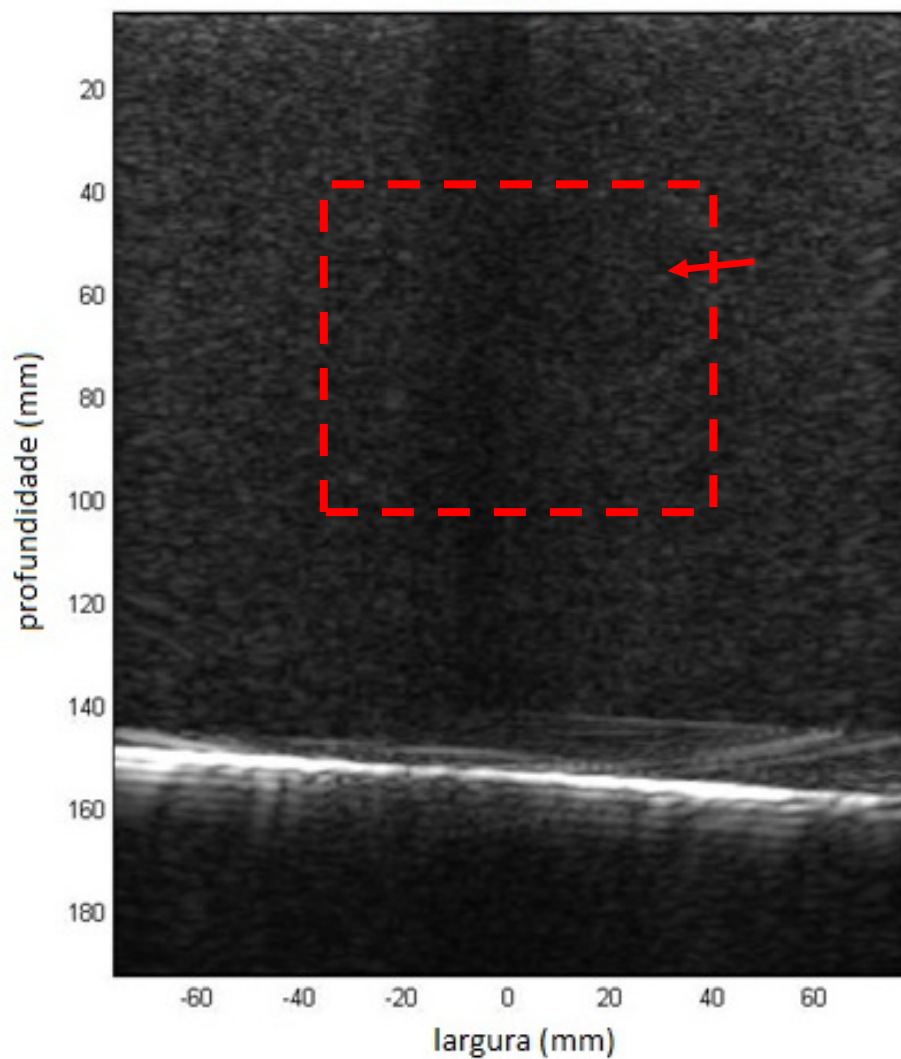


Figura 33: Quadro no modo B, onde é quase imperceptível a visualização da inclusão no *phantom* mamário 059 CIRS.

Fonte: Autoria própria.

Na próxima etapa é processado o sinal RF gerando o elastograma (Figura 34 (a)). Foram feitas comparações da resolução desta imagem visando a identificação da inclusão e as diferenças de cada método. Primeiramente aplicando um filtro padrão passa-baixa Butterworth (Figura 34 (b)), na sequência utilizando um método de correção de imagem com inversão de sinal (Figura 34 (c)) e concluindo com o filtro proposto da média inversa do sinal (Figura 34 (d)). Esta formatação para obtenção das imagens foi repetida nas demais medições.

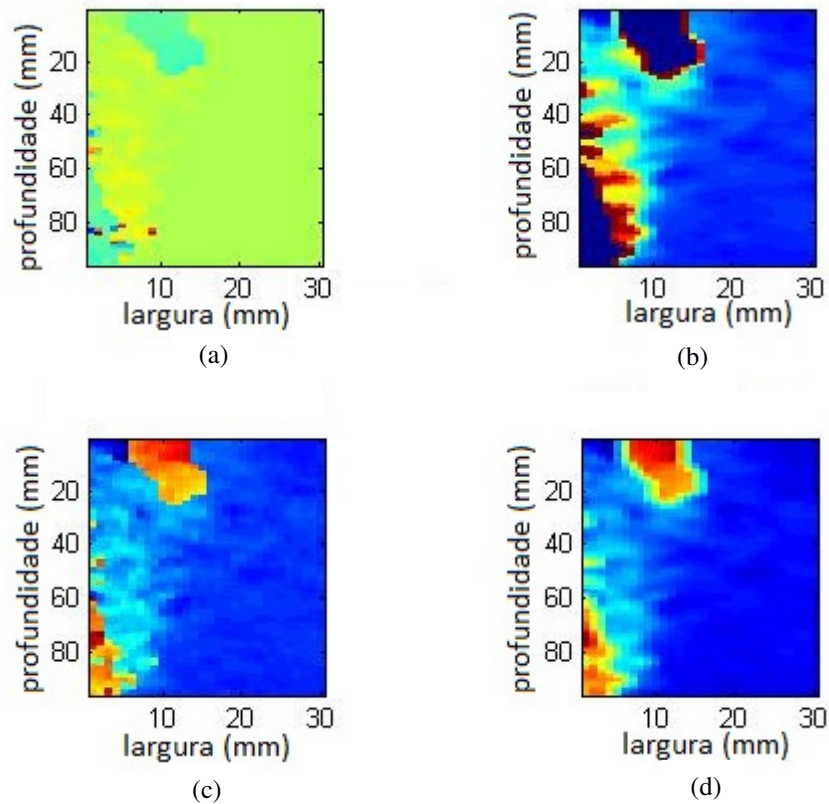


Figura 34: Elastogramas do *phantom* mamário 059 CIRS utilizando diferentes técnicas para melhorar a definição das imagens: (a) SWS; (b) Filtro Butterworth; (c) Inversão de sinal e (d) Filtro Mediano.

Fonte: Autoria própria.

O filtro proposto é baseado na função *medfilt2* do MATLAB. Essa função pode realizar a filtragem mediana do *array* de dados para a velocidade da onda de cisalhamento em duas dimensões. Cada *pixel* de saída contém o valor médio em torno do *pixel* correspondente da imagem de entrada e também pode controlar os limites desse *array* e atribuir os valores para as bordas da imagem. No Apêndice A está o código fonte da função utilizada.

No *phantom* 49A foram feitas medições objetivando comparar os níveis de viscoelasticidades citados na Tabela 3. As medições também foram feitas em posições diferentes para salientar a variação da elasticidade em relação ao meio. Na primeira medição do *phantom* foi escolhida uma região homogênea para o ensaio. A ROI escolhida está acima das inclusões do *phantom*, como pode-se ver na Figura 35 em modo B. Após o processamento dos sinais RF geraram-se os mapas elastográficos.

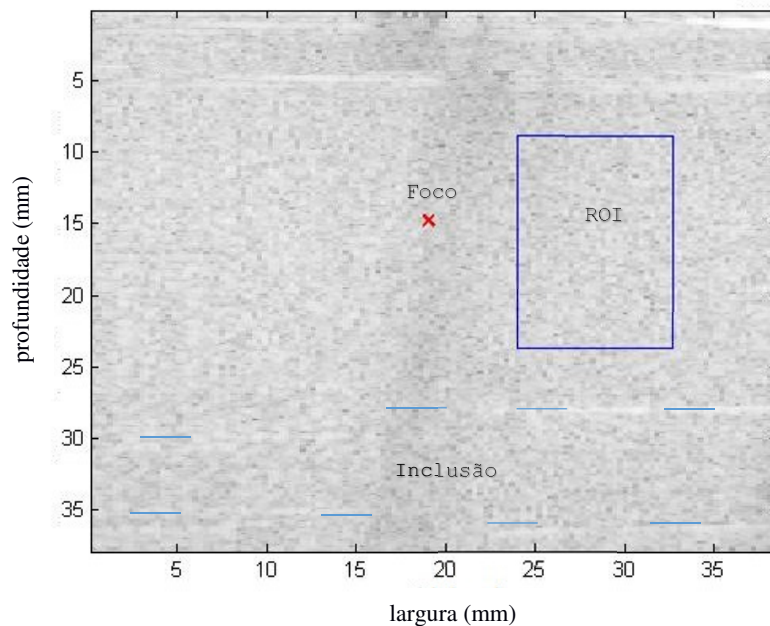


Figura 35: Quadro no modo B da ROI na área homogênea no *phantom* 049A CIRS, onde percebe-se a inclusão posicionada abaixo como referência.

Fonte: Autoria própria.

Percebe-se na ROI da Figura 35, mostrada na Figura 36, que não há distorção na velocidade da onda de cisalhamento e, conseqüentemente, o mapa elastográfico padrão se mantém uniforme na região de observação. A coluna à direita dos elastogramas apresenta os valores de relação entre a distância percorrida da onda e o tempo decorrido em m/s. Desta forma, caracterizou-se a efetividade do método e uma referência para as medições seguintes. Percebeu-se também nos elastogramas o efeito da borda do *phantom*, o qual gerou uma deformação no lado direito das imagens.

Na sequência aplicaram-se os métodos de correção de imagem. Na Figura 37 utilizou-se o filtro passa baixa de Butterworth, na Figura 38 o método de inversão de sinal. Ambos possuem as unidades de medição em s/m devido à inversão do cálculo da velocidade na aplicação das funções dos respectivos métodos e, finalmente, na Figura 39 o método proposto com filtro mediano ajustado com uma matriz 3x3, o qual apresenta a velocidade da onda de cisalhamento em m/s na apresentação do elastograma. Esta configuração para as medições e geração dos elastogramas com seus respectivos métodos é repetida para os demais tipos de inclusões no *phantom*.

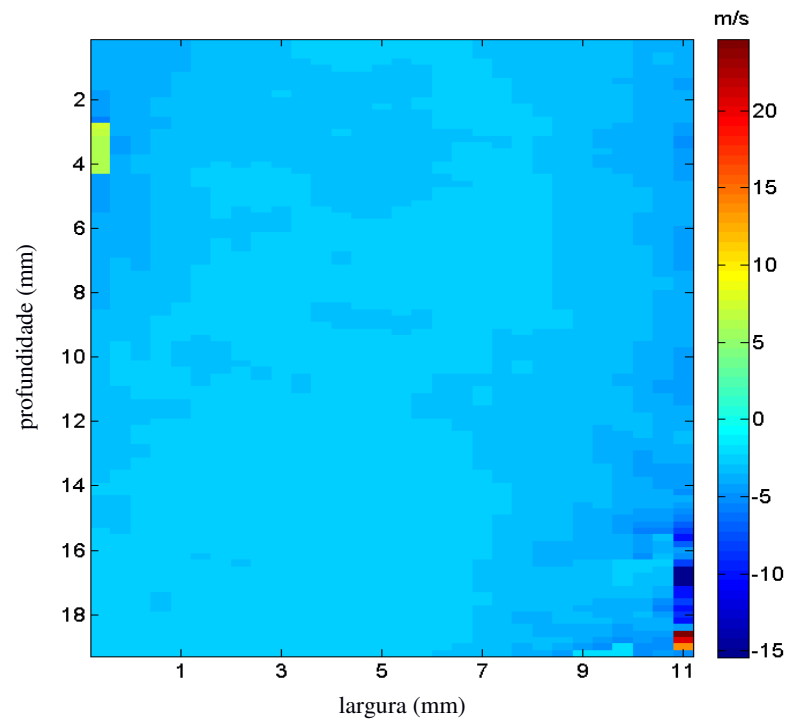


Figura 36: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do *phantom* usando o método padrão.

Fonte: Autoria própria.

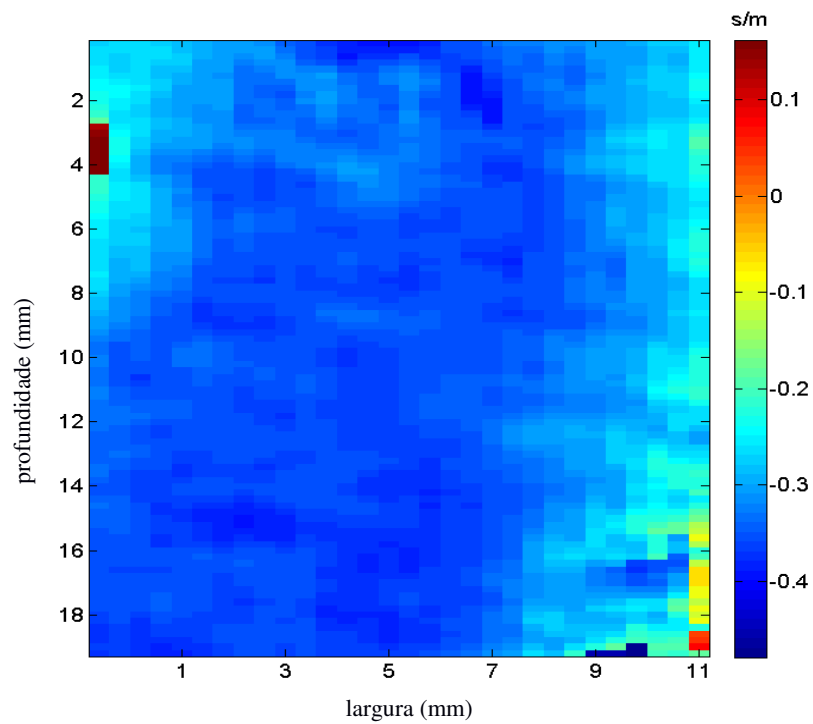


Figura 37: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do *phantom* usando o filtro passa baixa.

Fonte: Autoria própria.

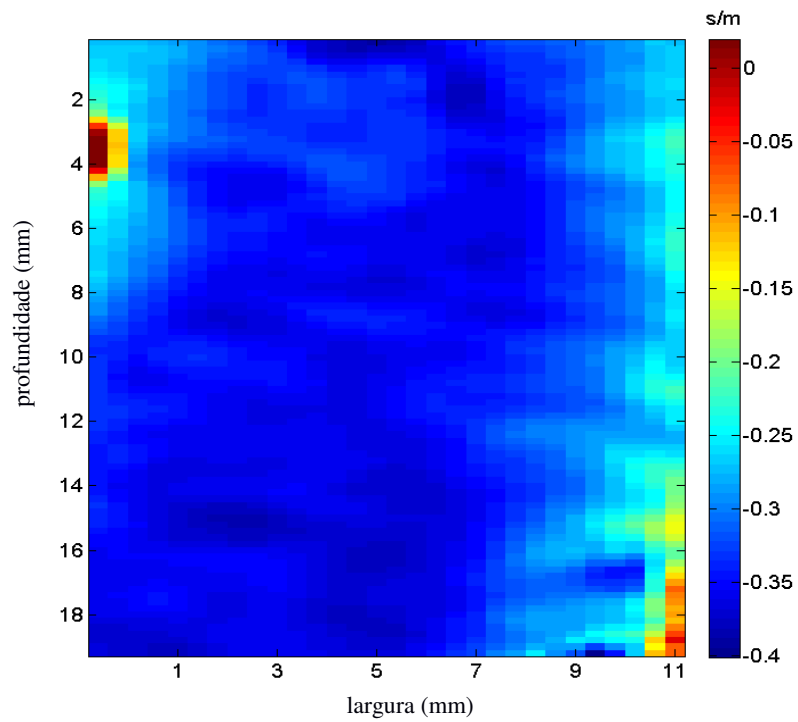


Figura 38: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do *phantom* usando o método de inversão de sinal.

Fonte: Autoria própria.

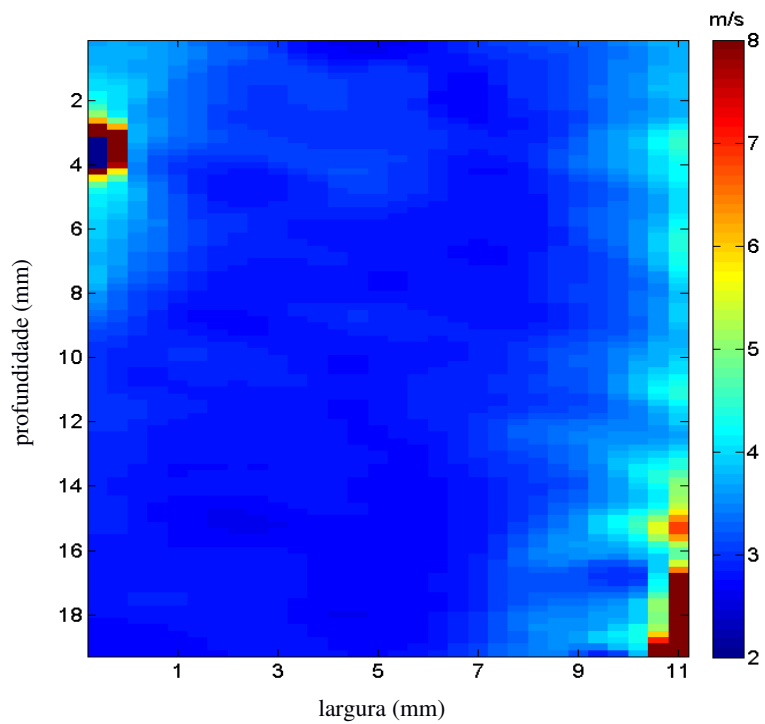


Figura 39: Elastograma da ROI, referente à Figura 35, a ROI está posicionada na área homogênea do *phantom* usando o filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

Para enfatizar as análises, optou-se por alterar levemente a área de medição por meio do deslocamento da ROI. Percebe-se que a relação entre a área da inclusão com relação ao meio vai sendo aumentada para melhor observar os resultados obtidos. Na Figura 40 é apresentada a inclusão do tipo I e a ROI apresenta 30 % desta inclusão e 70 % do meio adjacente. Nos mapas elastográficos obtidos, esta relação é mantida e a sequência de métodos de imagens é mantida nas Figuras 41, 42, 43 e 44. Vale salientar a região inconclusiva posicionada ao lado esquerdo, servindo como referência ao ponto focal da origem da onda de cisalhamento na geração das imagens dos elastogramas.

Nas demais medições foi alterado o tipo da inclusão e a relação de proporcionalidade com o meio do *phantom* elastográfico. Progressivamente, foram feitas as medidas das inclusões com maior resposta à pressão e menor área de observação da base do *phantom* 049A CIRS.

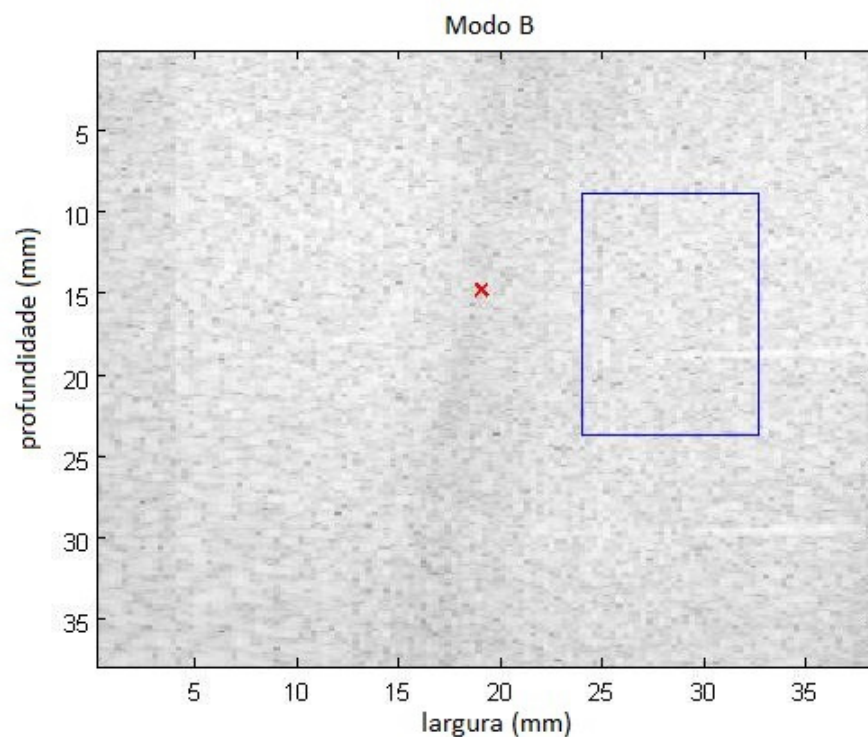


Figura 40: Quadro no modo B do *phantom* 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo I e a outra metade na área homogênea.

Fonte: Autoria própria.

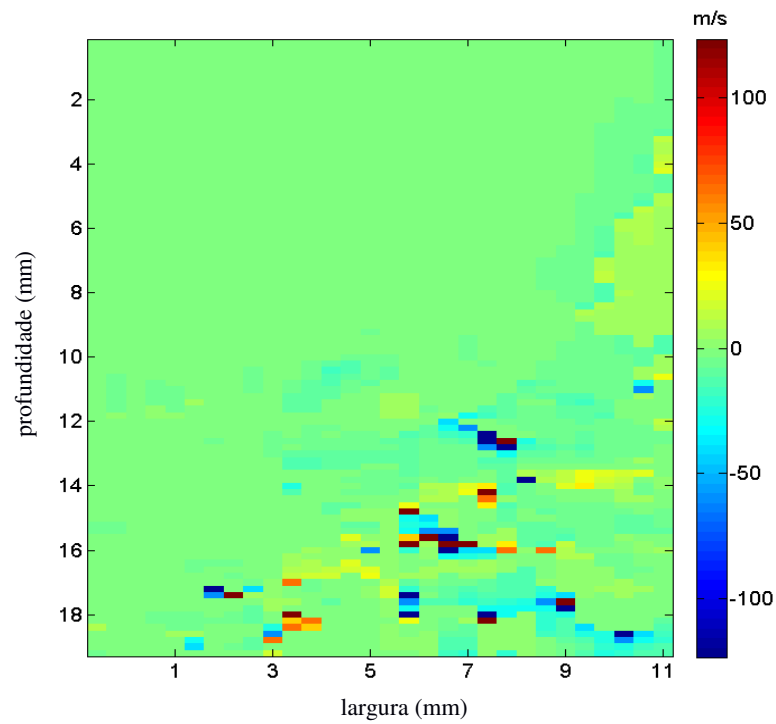


Figura 41: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do *phantom* e a outra metade na área homogênea, utilizando o método padrão.

Fonte: Autoria própria.

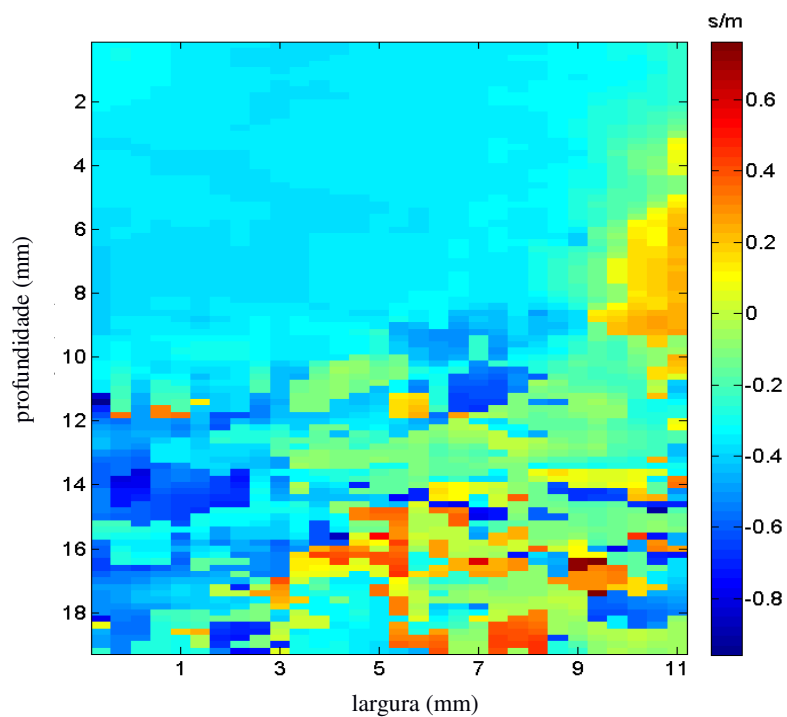


Figura 42: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do *phantom* e a outra metade na área homogênea, utilizando o filtro Butterworth.

Fonte: Autoria própria.

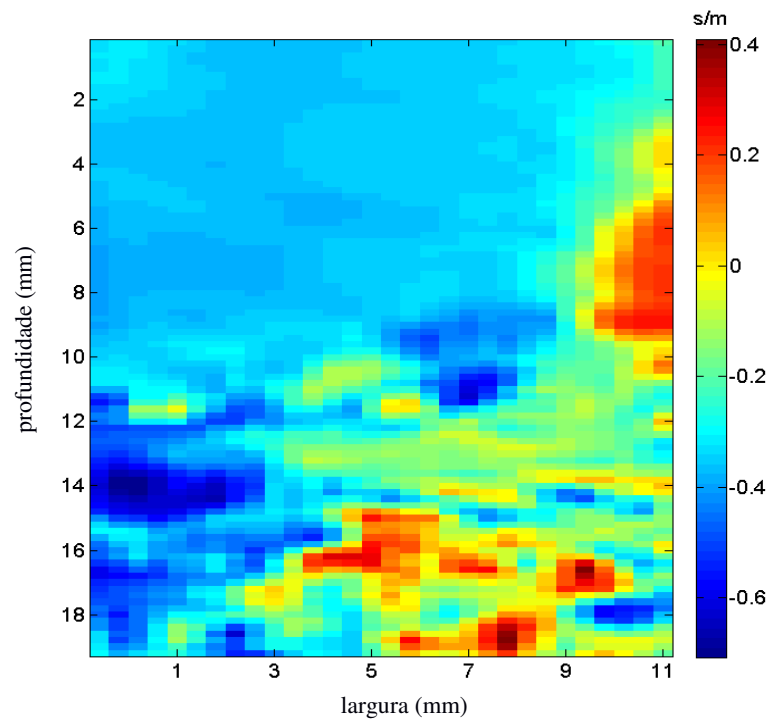


Figura 43: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do *phantom* e a outra metade na área homogênea, utilizando o método Inversão de Sinal.

Fonte: Autoria própria.

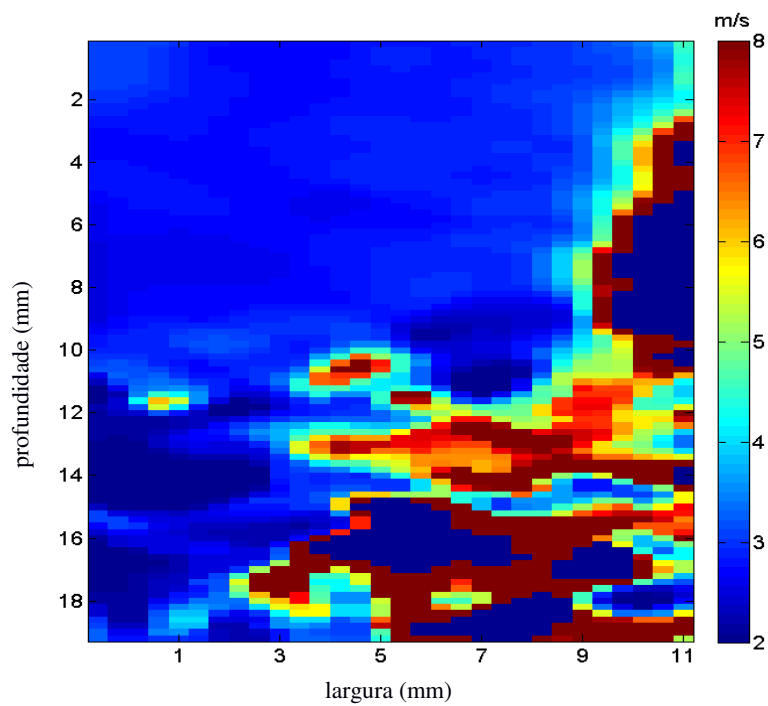


Figura 44: Elastograma referente à Figura 40 com a ROI apresentando metade da sua área na parte da inclusão tipo I do *phantom* e a outra metade na área homogênea, utilizando o filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

Na ROI, a região da inclusão apresenta variação da velocidade axial de pico da onda de cisalhamento. Percebe-se a distinção desta área nos mapas da Figura 45. Os valores apresentam variação devido à interpolação utilizada, a qual analisa os *pixels* em função da distância fixada entre eles, para análise da variação da velocidade em relação à área homogênea. Independentemente do método aplicado para a interpolação e filtro utilizado, a área homogênea se mantém constante.

A região inconclusiva continua sendo ajustada no canto superior esquerdo da tela, para referenciar a origem da onda de cisalhamento. Os ajustes do filtro e distância de referência para interpolação mantiveram-se constantes em todas as medições no *phantom*, para facilitar a interpretação dos elastogramas e compará-los entre si.

Na sequência, são feitas as medições para os demais moldes do *phantom*. A inclusão do tipo II é apresentada na Figura 45 no modo B e respectivos mapas elastográficos nas Figuras 46, 47, 48 e 49.

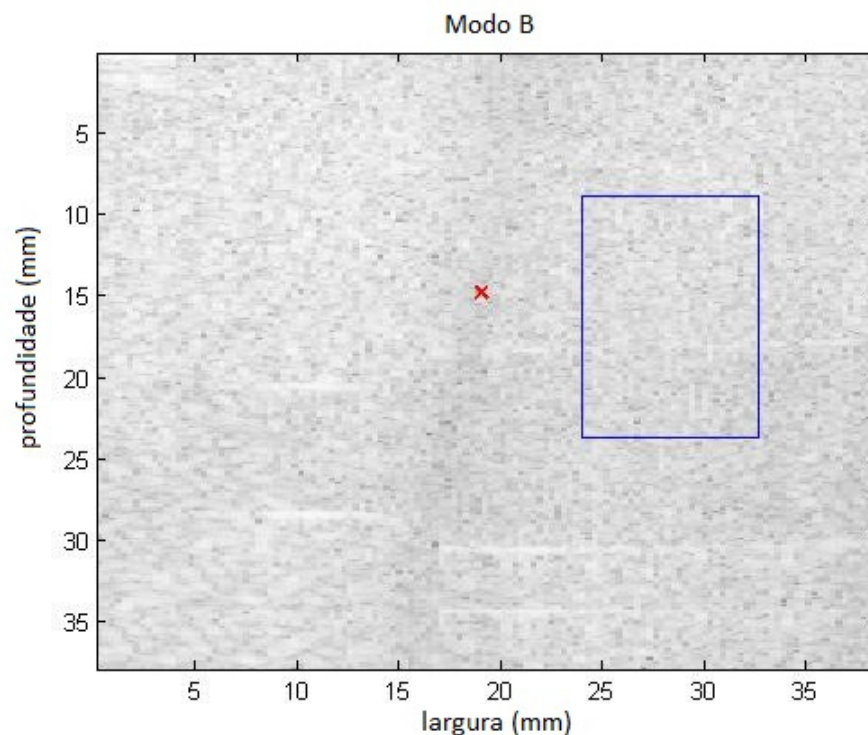


Figura 45: Quadro no modo B do *phantom* 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo II e a outra metade na área homogênea.

Fonte: Autoria própria.

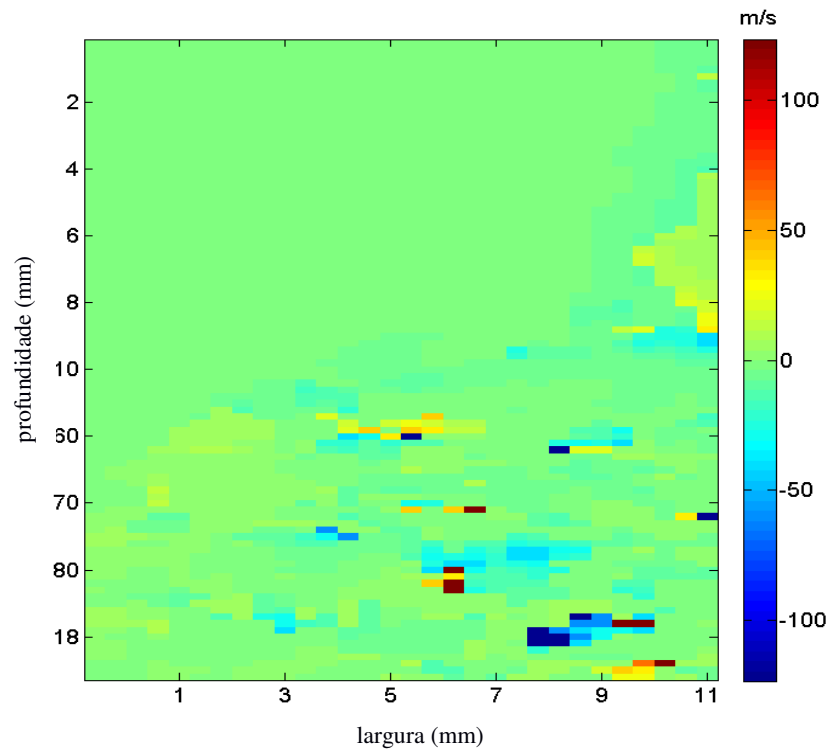


Figura 46: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o método padrão.

Fonte: Autoria própria.

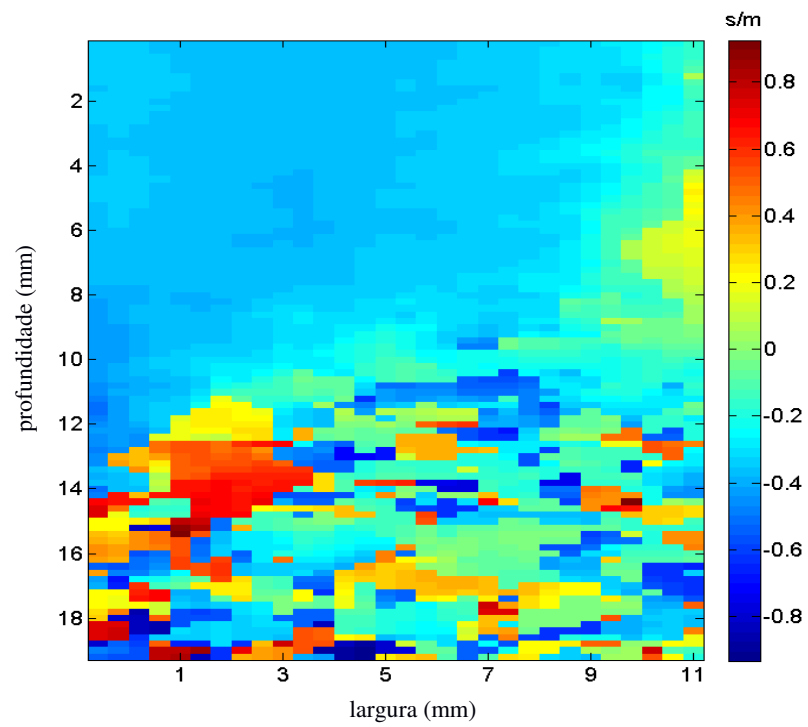


Figura 47: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o filtro Butterworth.

Fonte: Autoria própria.

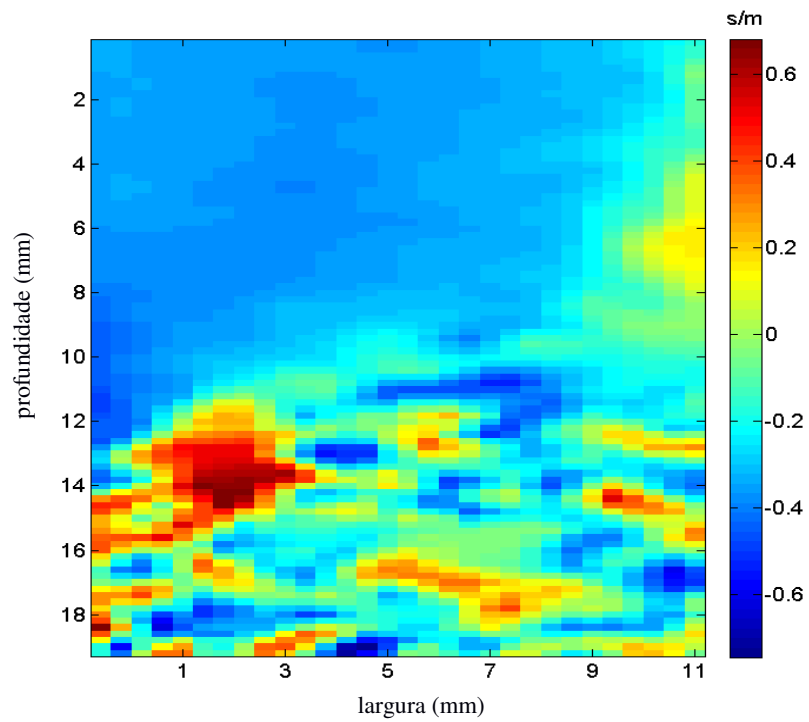


Figura 48: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o método de Inversão de Sinal.

Fonte: Autoria própria.

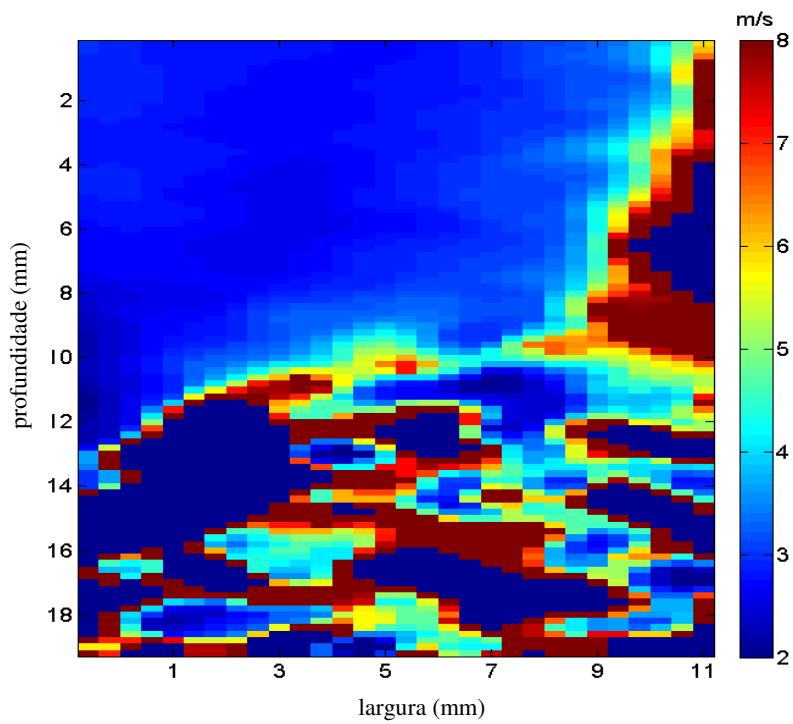


Figura 49: Elastograma referente à Figura 45 utilizando-se o filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

A inclusão do tipo III é apresentada na Figura 50 no modo B e respectivos mapas elastográficos nas Figuras 51, 52, 53 e 54.

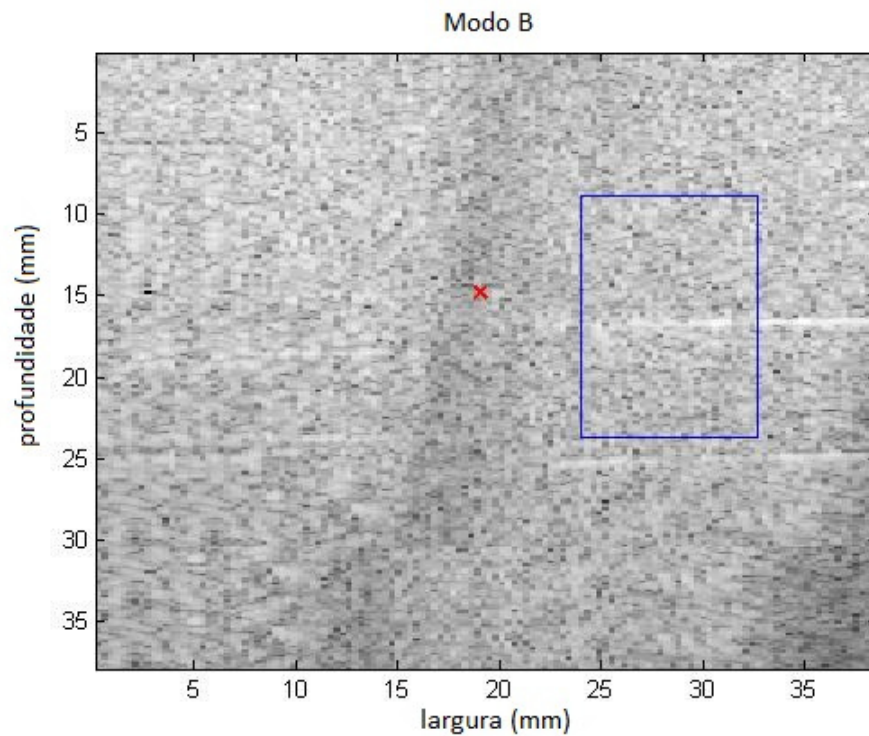


Figura 50: Quadro no modo B do *phantom* 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo III e a outra metade na área homogênea.

Fonte: Autoria própria.

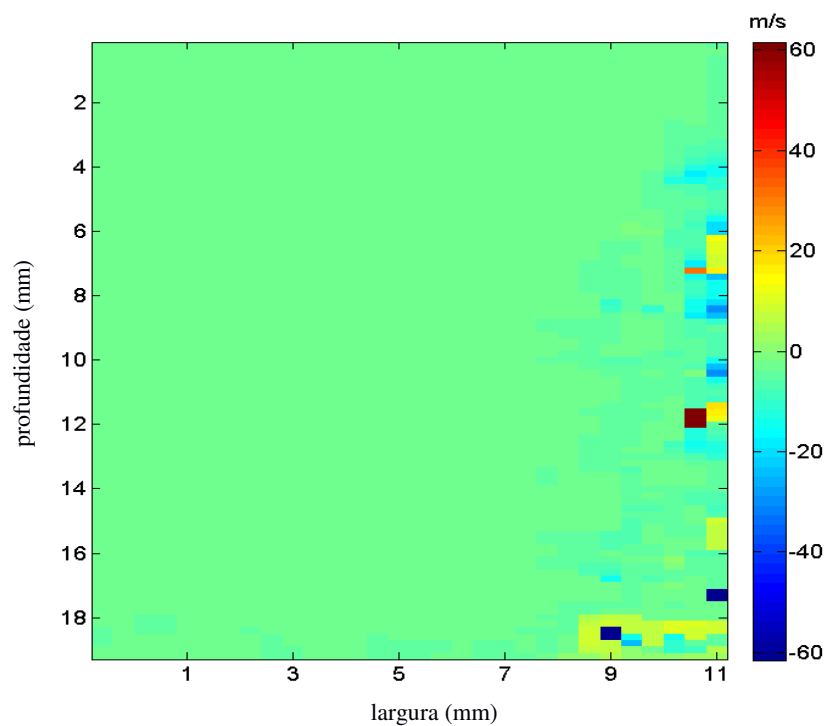


Figura 51: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o método padrão.

Fonte: Autoria própria.

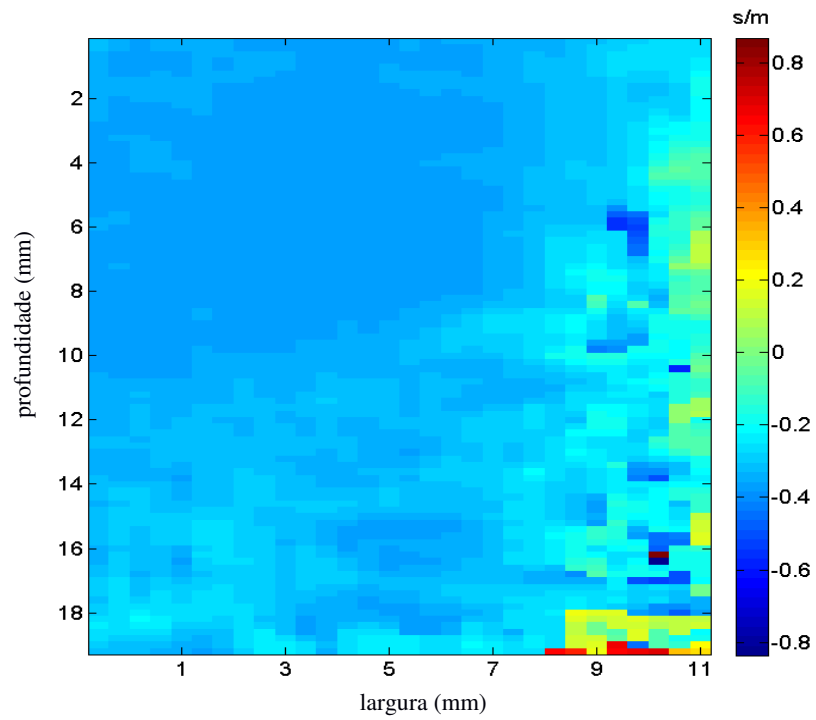


Figura 52: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o filtro Butterworth.

Fonte: Autoria própria.

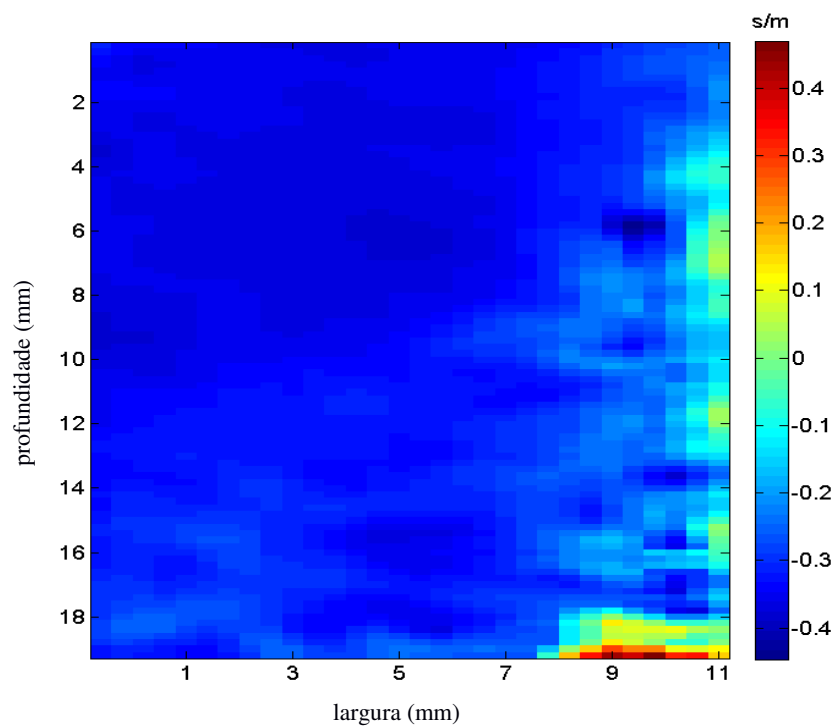


Figura 53: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o método de Inversão de Sinal.

Fonte: Autoria própria.

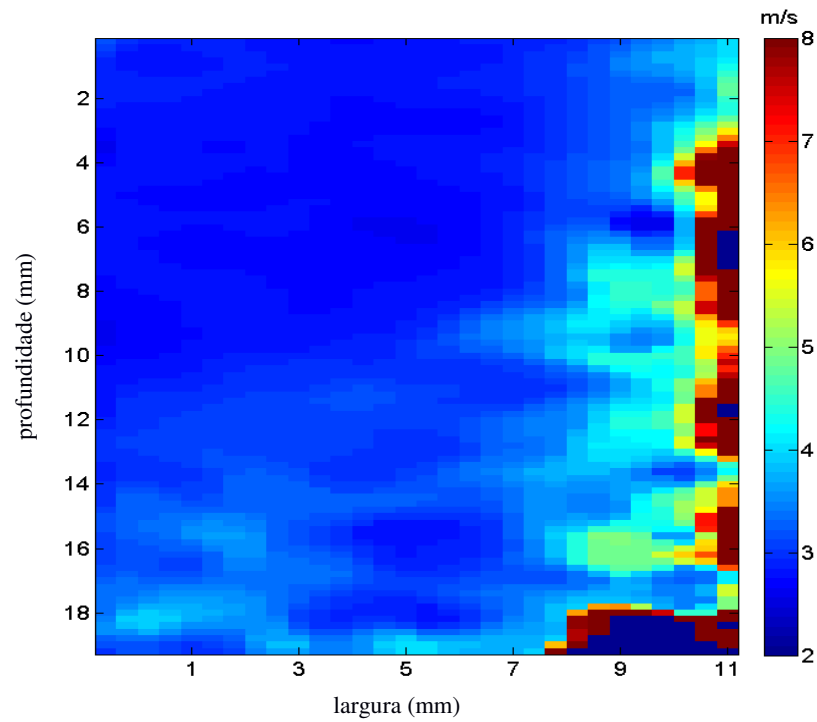


Figura 54: Elastograma referente à Figura 50 utilizando-se o filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

A inclusão do tipo IV é apresentada na Figura 55 no modo B e respectivos mapas elastográficos nas Figuras 56, 57, 58 e 59.

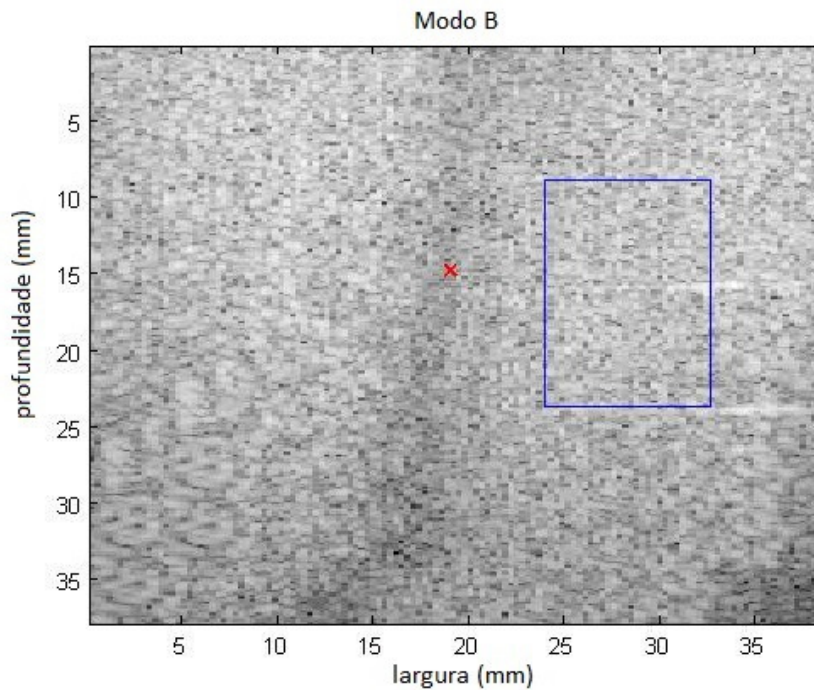


Figura 55: Quadro no modo B do *phantom* 049A CIRS com a metade da ROI posicionada na inclusão tipo IV e a outra metade na área homogênea.

Fonte: Autoria própria.

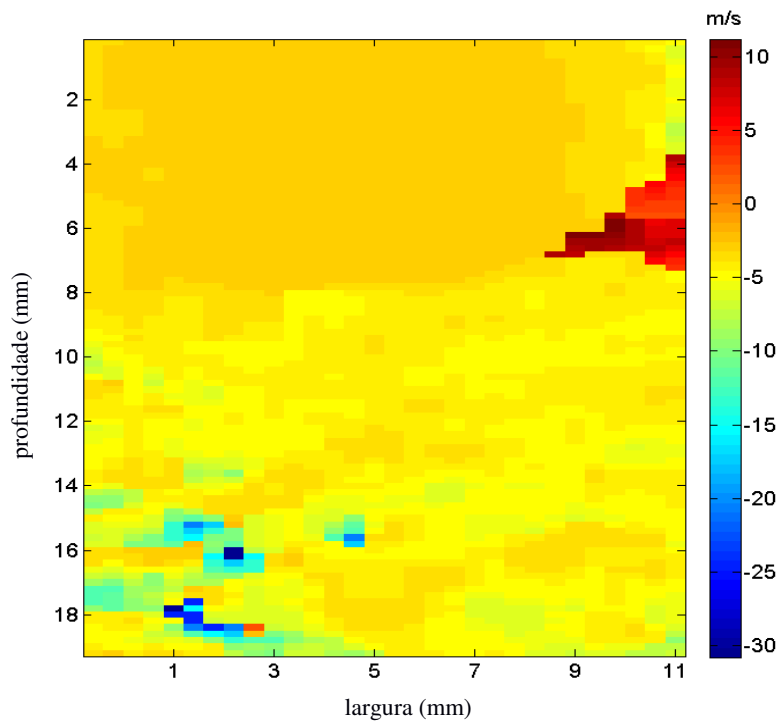


Figura 56: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o método padrão.

Fonte: Autoria própria.

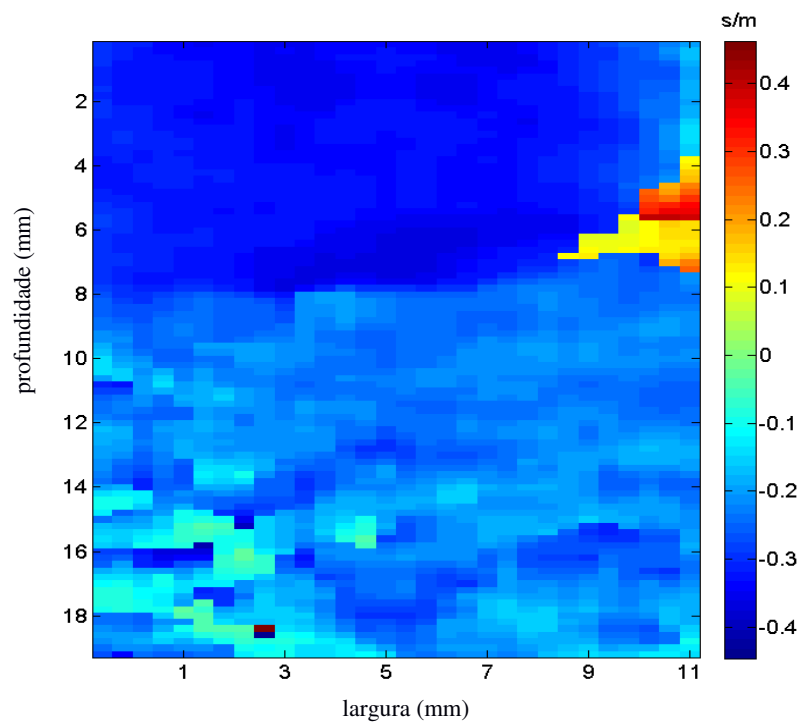


Figura 57: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o filtro Butterworth.

Fonte: Autoria própria.

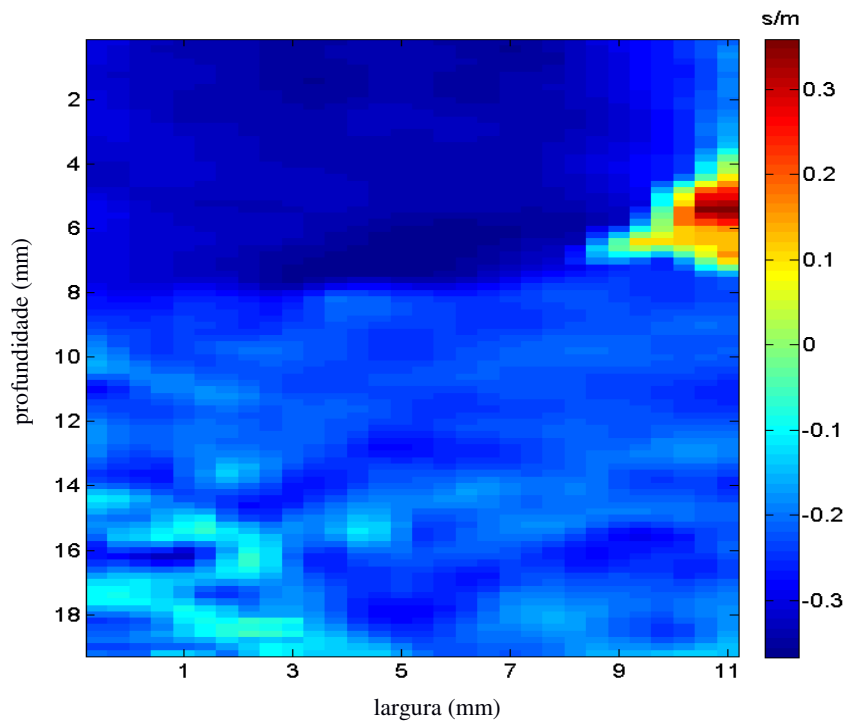


Figura 58: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o método de Inversão de Sinal.

Fonte: Autoria própria.

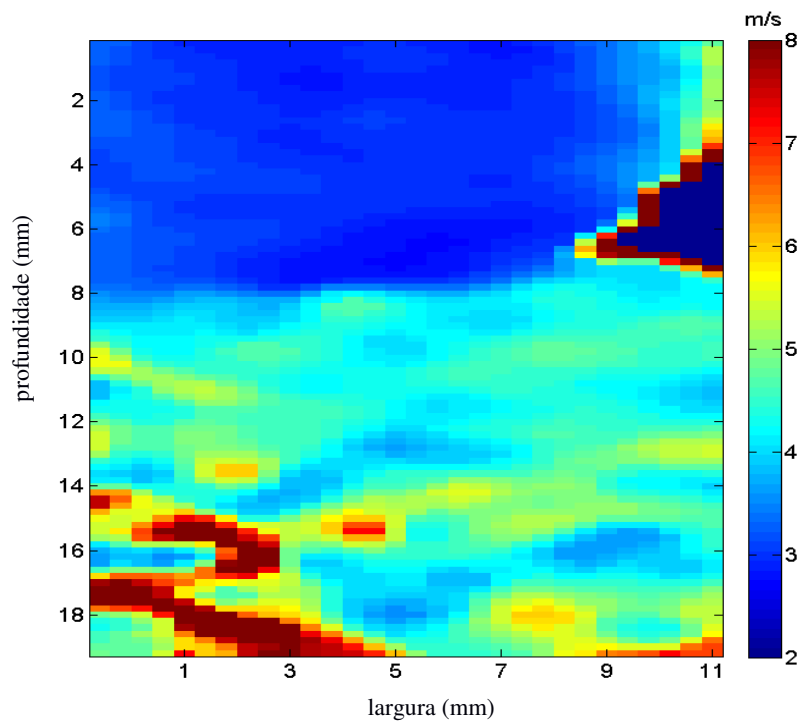


Figura 59: Elastograma referente à Figura 55 utilizando-se o filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

Após a obtenção dos gráficos, as velocidades foram avaliadas para cada modelo de inclusão em relação aos valores fornecidos pelo fabricante, considerando a variação da velocidade da onda de cisalhamento dentro do *phantom*, que foram utilizados para calcular a elasticidade usando o método proposto. Na Tabela 4 os valores fornecidos pelo fabricante do *phantom* e os resultados obtidos e respectivos erros considerando o desvio padrão, são apresentados.

Tabela 4: Comparação dos resultados obtidos para elasticidade (kPa) no *phantom* de elastografia.

Fonte: Autoria própria.

Tipo de Material	Elasticidade Esperada (kPa)	Elasticidade Medida (kPa)	Erro (%)
Base do <i>Phantom</i>	25 ± 6	29,18 ±10	-16,7
I	8 ± 3	10,26 ±5	-28,2
II	14 ± 4	15,64 ±9	-11,7
III	45 ± 8	45,81 ±11	-1,8
IV	80 ± 12	85,21 ±13	-6,5

A comparação dos resultados obtidos com o filtro Butterworth, a inversão de sinal e os métodos de processamento de filtro mediano propostos, utilizando o *phantom* de elastografia, aparecem na Tabela 5 em função dos valores fornecidos pelo fabricante.

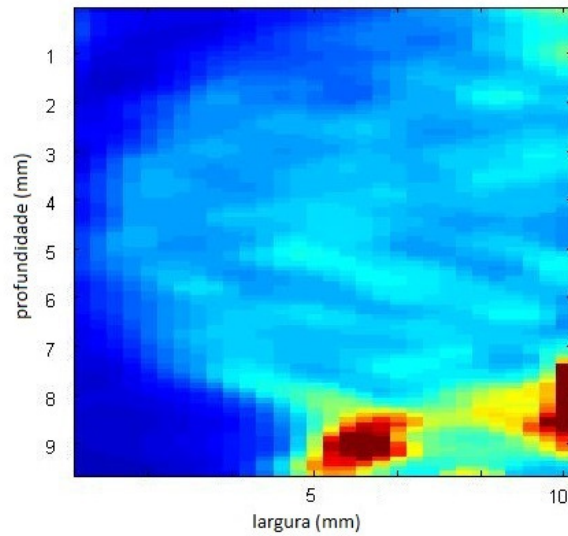
Tabela 5: Comparação dos resultados para o filtro Butterworth, Inversão de Sinal e o método proposto de processamento usando Filtro Mediano com o *phantom* elastográfico.

Fonte: Autoria própria.

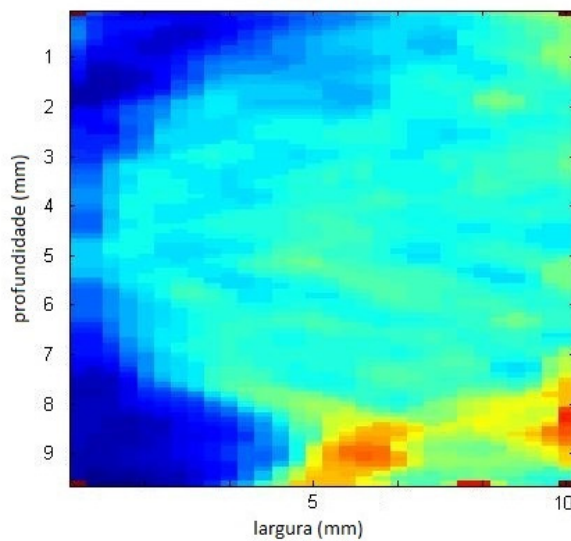
Tipo de Material	Erro para o método com filtro Butterworth (%)	Erro para o método com Inversão de Sinal (%)	Erro para o Filtro Mediano proposto (%)
Base do <i>Phantom</i>	16,9	16,8	16,7
I	35,2	31,4	28,2
II	12,5	12,2	11,7
III	4,2	3,3	1,8
IV	9,8	8,3	6,5

A aplicação do filtro utilizando a função *medfilt2* apresentou como característica a representação mais uniforme das regiões das inclusões dos *phantoms*, comparado a métodos que foram as bases deste trabalho: Nordenfur (2013) e Song (2014). A Figura 60 mostra que a região da inclusão em um *phantom* mamário pode ser melhor delimitada pelo contraste das cores sem

prejudicar a interpretação do valor da viscosidade a ser medida, comparada com o método tradicional de filtragem.



(a)



(b)

Figura 60: Elastogramas obtidos utilizando-se (a) o método padrão e (b) filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

A análise dos resultados apresentados mostra a linearização de forma visual (Figura 60 (b)) e nos valores (Figura 61) para as regiões da inclusão no *phantom*, bem como a suavização de contornos, melhorando a interpretação das dimensões dessas regiões. A Figura 61 mostra o efeito desse processamento selecionando uma coluna de imagens geradas para o método com e sem filtragem, que evidencia o efeito de suavização, diminuindo a variação nos valores de

velocidade para a onda de cisalhamento no *phantom*, particularmente quando a onda encontra a inclusão. No caso, foi selecionada uma profundidade de até 9,5 mm.

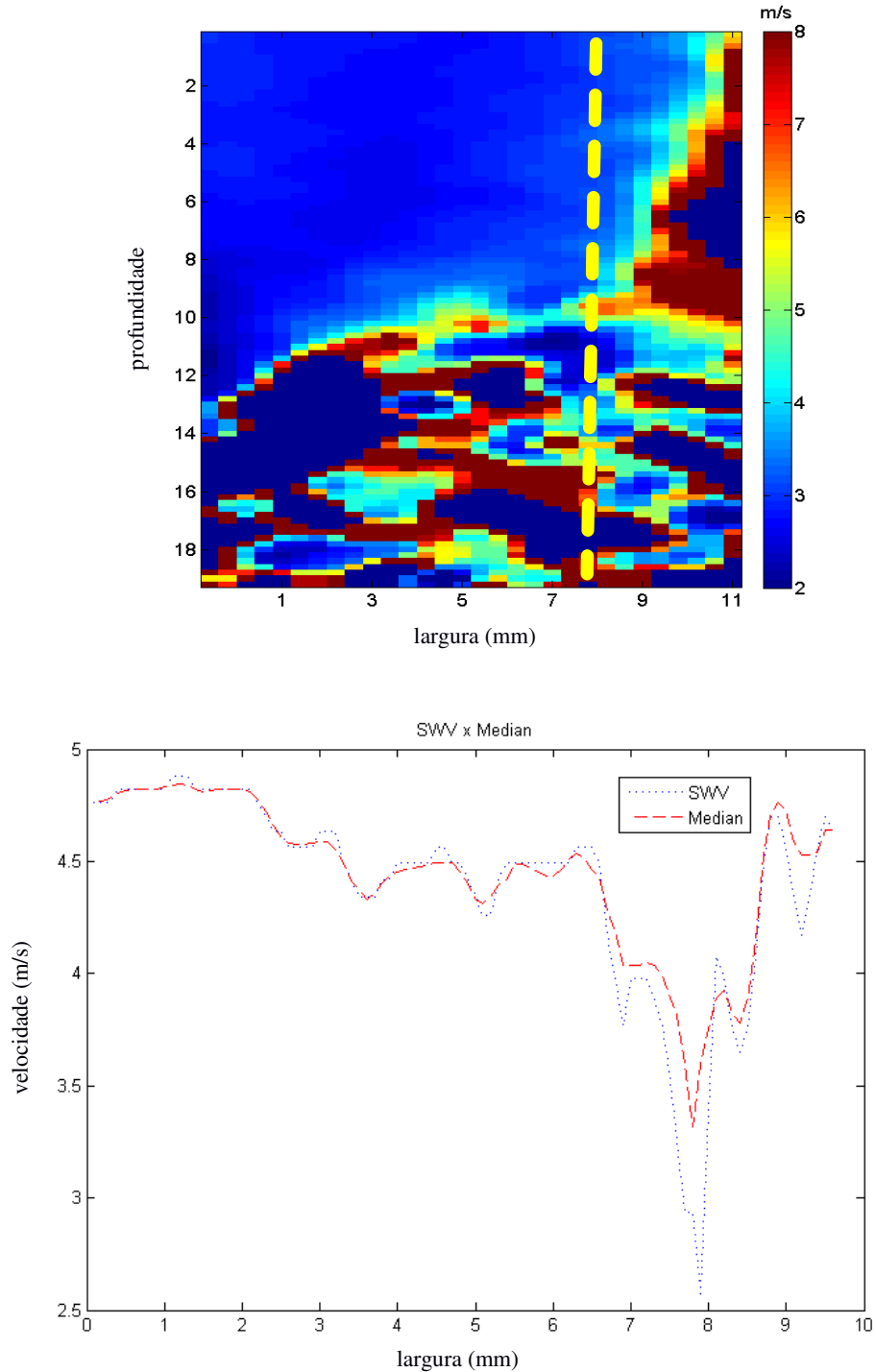


Figura 61: Resposta da mesma coluna do elastograma original e com filtro mediano.

Fonte: Autoria própria.

Outra característica importante a ser salientada é a possibilidade de ajustar a região da matriz (3x3) de comparação de valor mediano padronizada na obtenção das imagens, a qual poderá ser adequada em função do tamanho da inclusão a ser detectada. Proporcionalmente ao tamanho da inclusão pode-se redimensionar a área de avaliação para uma representação mais uniforme. Ou seja, caso a inclusão possua uma região maior que a matriz inicial, uma nova matriz que abranja essa região pode ser redimensionada para melhorar a visualização do operador, tornando a área da análise mais linear, facilitando assim a interpretação da real dimensão da inclusão.

5 DISCUSSÕES E CONCLUSÕES

As considerações são apresentadas e avaliadas, direcionando trabalhos futuros que utilizem a base desenvolvida na geração de elastogramas com os equipamentos do laboratório de imagens da UTFPR.

5.1 DISCUSSÕES

Muitas abordagens já foram utilizadas para a estimativa da velocidade das ondas de cisalhamento, como por exemplo, a inversão da equação de onda de segunda ordem e a inversão da equação de Helmholtz (MANDUCA et. al., 2001). A velocidade de onda de cisalhamento é estimada a partir da equação do movimento para as ondas nos meios. Estes métodos utilizam apenas ondas que estão presentes no tecido. Ambas as abordagens invocam derivadas de segunda ordem, difíceis de estimar devido à baixa SNR inerentemente nos dados (ENGEL & BASHFORD, 2015). Para superar esta limitação, abordagens TOF baseadas em estimativas da velocidade da onda de cisalhamento foram introduzidas (TANTER et. al., 2008).

Estas abordagens podem ser divididas em várias formas de correlação cruzada, e métodos TTP. A abordagem 2-D para cálculo de velocidade TOF à base de correlações cruzadas, foi desenvolvida e implementada para estimar a velocidade de onda de cisalhamento a partir de qualquer direção da onda de propagação (SONG et. al., 2014). Estas abordagens executam várias correlações cruzadas ao longo da direção de propagação da onda para fornecer uma estimativa média para a velocidade de onda de cisalhamento. O método TTP reduz o problema a uma diferenciação espacial de primeira ordem ao longo de um mapa 2-D representando o tempo de chegada máximo da forma de onda (ENGEL & BASHFORD, 2015). Porém, estes métodos exigem tempo computacional e *hardware* sofisticado.

Com a implementação da rotina de processamento dos dados neste trabalho, além de visualizar a ação das ondas de cisalhamento, foi possível aprimorar a percepção dos efeitos destas ondas por meio das imagens, comparando-as a métodos utilizados por outros autores. Em relação ao método de estimação de Engel (2014) foi possível ajustar a matriz de avaliação da inclusão, suavizando assim os contornos da mesma. Na comparação com o método tradicional desenvolvido por Tanter (2008), apesar de um custo computacional maior, o método da filtragem mediana obteve um ganho na qualidade de imagem. O método apresentado por Song et. al. (2014) é uma das bases científicas utilizadas neste trabalho. A condição empregada

para a diferenciação da técnica na obtenção do elastograma foi a função *medfilt2*, a qual amplia as possibilidades de correção da imagem, porém com a desvantagem de não eliminar a região inconclusiva, obrigando a redirecionar a ROI para excluí-la do elastograma.

O grande avanço está no fato de implementar na plataforma Verasonics o processo completo de elastografia, o qual é extremamente importante dentro da engenharia biomédica nacional, aliado ao fato de aprimorar a geração de ondas de cisalhamento sem depender de fontes externas, superando propostas como vistas em Zhao et al. (2011).

Outro aspecto fundamental considerado é a compreensão e utilização das diversas funções e aplicações do equipamento Verasonics e do seu potencial para desenvolvimento de trabalhos na área de ultrassonografia. O suporte oferecido pelo fabricante é focado nas rotinas já inclusas no equipamento, mas os pesquisadores na área vêm desenvolvendo estudos de caráter inovador, pois o equipamento permite a implementação de rotinas em *hardware* aberto, diversificando as possibilidades de trabalhos, tais como Doppler, sincronização de sistemas múltiplos, filtros de RF, algoritmo de autocorrelação 2-D (LOUPAS et. al., 1995), entre outros.

A metodologia de obtenção de imagens elastográficas depende da diferença de velocidade entre *pixels* próximos em linha para cálculo da viscoelasticidade, porém os *pixels* adjacentes acima e abaixo podem apresentar valores ligeiramente diferentes em função da qualidade dos dados RF adquiridos e escolha da distância utilizada entre eles para o cálculo, a filtragem pela matriz mediana tenta corrigir estes erros e a função *medfilt2* permite um ajuste mais sensível para auxiliar o resultado das imagens do exame.

A análise dos resultados mostra que a diferença foi elevada para as inclusões tipo I e II; porém, considerando que o desvio padrão fornecido pelo fabricante excede 28% (conforme mostrado na Tabela 3), os valores são aceitáveis. Para as inclusões tipo III e IV, o erro percentual foi baixo (abaixo de 7,0%).

As imagens obtidas com o método de filtro mediano proposto mostram claramente melhor resolução quando comparadas com imagens obtidas utilizando os métodos da literatura (filtro Butterworth e inversão de sinal) (conforme Figuras 44, 49, 54 e 59). A Tabela 5 mostra a análise quantitativa dos resultados usando o filtro Butterworth, inversão de sinal (NORDENFUR, 2103), e o método de filtro mediano proposto. O erro médio está dentro da margem do fabricante e é sempre menor do que o erro de outros métodos, o que corrobora a eficácia do método do filtro mediano.

5.2 CONCLUSÕES

A relevância desta Tese é função dos testes experimentais realizados para validar o método proposto baseado em *phantoms* comerciais e análise de seu desempenho em relação a outros estudos.

A comparação direta dos resultados mostrou que o método proposto é eficaz em relação às técnicas tradicionais de geração de ondas de cisalhamento e correção de imagens para obtenção de elastogramas.

A programação do sistema de US forneceu uma sequência de métodos para gerar imagens, incluindo o elastograma padrão, a inversão de velocidade e a filtragem Butterworth.

A aplicação do filtro utilizando a função *medfilt2* apresentou como característica a representação mais uniforme das regiões das inclusões dos phantoms, comparado a métodos como: Nordenfur (2013) e Song (2014). A filtragem pela matriz mediana tenta corrigir erros da autocorrelação e a função *medfilt2* permite um ajuste mais sensível para auxiliar o resultado das imagens do exame.

A plataforma Verasonics utilizada no desenvolvimento do projeto foi uma ferramenta eficaz para geração de elastogramas e possui potencial para desenvolvimento de métodos nas rotinas necessárias para geração de imagens ultrassonográficas.

Os resultados obtidos neste trabalho comprovam que o método proposto poderá, após adaptações futuras, ser utilizado para auxiliar no diagnóstico precoce dos tumores e orientar os profissionais médicos e as instituições de saúde no tratamento e avaliação correta de doenças.

5.3 TRABALHOS FUTUROS

Visando complementos com tecnologias aplicadas a seres humanos, os próximos passos podem agregar algoritmos para sequências de pulsos que eliminam a região inconclusiva (SONG 2014), ou seleção automática da matriz mediana para filtragem de imagens. As rotinas definidas neste estudo fornecem escopo para estes trabalhos futuros. Isso inclui complementos, como tempo de processamento reduzido para imagens de elastografia em tempo real, incorporação de tecnologias aplicadas a seres humanos, agregação de algoritmos para a seleção de sequências de pulsos que eliminam automaticamente a região inconclusiva da melhor matriz mediana para filtragem de imagens e / ou uso de transdutores específicos para exames clínicos (próstata, transvaginal, etc.).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AFDHAL, N. H.; NUNES D. Evaluation of liver fibrosis: a concise review. **The American journal of gastroenterology**, vol. 99, no. 6, pp. 1160-74, New York, Springer-Verlag, 2004.

ALI, M.; MAGEE, D.; DASGUPTA, U. **Signal Processing Overview of Ultrasound Systems for Medical Imaging**. White Paper SPRAB12, Texas Instruments, 2008.

ALMEIDA J. **Sistema para análise viscoelástica de tecidos moles por ondas de cisalhamento usando excitação magnética e medida ultrassônica**. Tese de Doutorado - Universidade de São Paulo FFCLRP - Departamento De Física Programa De Pós-Graduação Em Física Aplicada à Medicina e Biologia, Ribeirão Preto. 2015.

AMADOR, C.; ARISTIZABAL, S.; GREENLEAF, J. F.; URBAN, M. W. **Effects of Phase Aberration on Acoustic Radiation Force-Based Shear Wave Generation**, 2013.

AZAR, R. Z.; LEUNG, C.; CHEN, T. K.; DICKIE, K.; DIXON, J.; CHAN, K-K.; PELISSIER, L. **An Automated Breast Ultrasound System for Elastography**, IUS 2012-001392., pdf, Paper ID: 1392, 2012.

BAMBER, J. C. **Attenuation and Absorption**. In: **Physical Principles of Medical Ultrasonics**, 2 ed., chapter 4, Londres, John Wiley and Sons Ltd., 2004.

BASOGLU, C.; KIM, Y.; LU, C.; MANAGULI, R.; YORK, G. Computing requirements of modern medical diagnostic ultrasound machines, **Parallel Computing**, vol 24, pp. 1407-1431, 1998.

BAVU É.; GENNISSON, J.-L.; COUADE, M.; J.; BERCOFF, J.; MALLET, V.; FINK, M.; BADEL, A.; VALLET-PICHARD, A.; NALPAS, B.; TANTER, M.; POL, S. Noninvasive in vivo liver fibrosis evaluation using Supersonic Shear Imaging: a clinical study on 113 hepatitis C virus patients, **Ultrasound in Medicine & Biology**, vol. 37, no. 9, pp. 1361-1373, 2011.

BENECH, N.; CATHELIN, S.; BRUM, J.; GALLOT, T.; NEGREIRA, C. 1-D elasticity assessment in soft solids from shear wave correlation: the time-reversal approach, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 56, no. 11, pp. 2400-2410, 2009.

BERCOFF, J. L'imagerie échographique ultrarapide et ses applications, **ED Physique Macroscopique** - DEA d'Acoustique Physique Université Denis Diderot Paris, 2004.

BERCOFF, J. **Ultrafast Ultrasound Imaging, Ultrasound Imaging - Medical Applications**, Prof. Oleg Minin (Ed.), ISBN: 978-953-307-279-1, InTech, 2011. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/ultrasoundimaging-medical-applications/ultrafast-ultrasound-imaging>, Acesso em: 2 dez. 2017.

BERCOFF, J.; TANTER, M.; CHAFFAI, S.; FINK M. Ultra-Fast imaging of beamformed shear waves induced by the acoustic radiation force: Application to transient elastography, **IEEE International Ultrasonics Symposium**, Munich, Germany, 2003.

BERCOFF, J.; TANTER, M.; FINK M. Sonic boom in soft materials: The elastic Cerenkov effect, **Applied Physics Letters**, vol. 84, no. 12, pp. 2202-2204, 2004.

CALLÉ, S.L; REMENIERAS, J-P.; BOU MATAR, O.; HACHEMI, M. E.; PATAT, F. Temporal analysis of tissue displacement induced by a transient ultrasound radiation force, **Publication: Acoustical Society of America Journal**, Volume 118, Issue 5, pp. 2829-2840, 2005.

CARBENTE, R. P.; MAIA, J. M.; ASSEF, A. A. Estimação da viscoelasticidade do material por análise da variação axial de ondas de cisalhamento.. In: **XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2016, Foz do Iguaçu. Anais do CBEB 2016 v. 1. p. 1195-1198., v. 1. p. 1195-1198. 2016.

CARBENTE, R. P.; MAIA, J. M.; ASSEF, A. A. Image reconstruction utilizing median filtering applied to elastography, **Biomedical Engineering Online**, vol. 18, p. 1-31, 2019.

CHEN, S.; FATEMI, M.; GREENLEAF, J. F. Quantifying elasticity and viscosity from measurement of shear wave speed dispersion, **Journal of the Acoustical Society of America**, vol. 115, no. 6, pp. 2781-2785, 2004.

CHEN, S.; URBAN, M. W.; PISLARU, C.; KINNICK, R.; ZHENG, Y.; YAO, A.; GREENLEAF, J. F. Shear wave dispersion ultrasound vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 56, no. 1, pp. 55-62, 2009.

COBBOLD, R. S. C. **Foundations of Biomedical Ultrasound**, New York, NY: Oxford University Press, 2007.

DAHL, J. J.; PALMERI, M. L.; WANG, M. H.; FRINKLEY, K. D.; NIGHTINGALE, K. R. Quantifying hepatic shear modulus in vivo using acoustic radiation force, **Ultrasound in Medicine and Biology**, vol. 34, no. 4, pp. 546-558, 2008.

DAIGLE, R. **Verasonics Sequence Programming Documentation**, 2012.

DEFFIEUX, T.; GENNISSON, J. L.; LARRAT, B.; FINK, M.; TANTER, M. The variance of quantitative estimates in shear wave imaging: Theory and experiments, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 59, no. 11, pp. 2390-2410, 2012.

DENG Y, ROUZE N. C., PALMERI M.L. NIGHTINGAL KR. Ultrasonic Shear Wave Elasticity Imaging Sequencing and Data Processing Using a Verasonics Research Scanner **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control**, , vol. 64, no. 1, January 2017.

DOHERTY, J. R.; TRABEY, G. E.; NIGHTINGALE, K. R.; PALMERI M. L. **Acoustic Radiation Force Elasticity Imaging in Diagnostic Ultrasound**, vol 60 no. 4, 2013.

ENGEL, A.J.; BASHFORD, R. A new method for shear wave speed estimation in shear wave elastography. **IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control**. 62(12):2106–14,2015.

ENTREKIN, R R; et al. Real-time spatial compound imaging: application to breast, vascular, and musculoskeletal ultrasound. eng., **Seminars in ultrasound**, PMID: 11300587, pp. 50–64. issn: 0887-2171, 2001.

FOVARGUE D, KOZERKE S, SINKUS R, NORDSLETTEN D. Robust MR elastography stiffness quantification using a localized divergence free finite element reconstruction, **Med Image Anal.**, 44:126-142. doi: 10.1016/j.media.2017.12.005, Dec 2017.

FRIEDMAN, S. L. Liver fibrosis -- from bench to bedside, **Journal of Hepatology**, vol. 38 Suppl 1, pp. S38-53, 2003.

FUNG, Y. C. **Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues**, 1 ed., 1981.

FUNG, Y. C.; PERRONE, N.; ANLIKER, M. Stress strain history relations of soft tissues in simple elongation (eds), **Biomechanics, its Foundations and Objective**, New Jersey, Prentice Hall, Englewood Cliffs ,1970.

GENNISSON, J. L.; CLOUTIER, G. Sol-Gel Transition in Agar-Gelatin Mixtures Studied With Transient Elastography, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, v. 53, n. 4 (Apr), pp. 716-723, 2006.

GENNISSON, J. L.; LEROUGE, S.; CLOUTIER, G. Assessment by Transient Elastography of the Viscoelastic Properties of Blood During Clotting, **Ultrasound in Medicine and Biology**, v. 32, n. 10 (Oct), pp. 1529-1537, 2006.

GIANNOULA, A. **Propagation of Shear Waves Generated by a Finite Amplitude Ultrasound Radiation Force in a Viscoelastic Medium**, Ph.D. thesis, University of Toronto, Toronto, ON, Canada, 2008.

GREENLEAF, J. F.; FATEMI, M.; INSANA, M. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues, **Annual Review of Biomedical Engineering**, vol. 5, pp. 57-78, 2003.

HALL, T. J.; ZHU, Y.; SPALDING, C. S. In vivo real-time freehand palpation imaging, **Ultrasound in Medicine & Biology**, vol. 29, no. 3, pp. 427-435, 2003.

HAVRE R F, WAAGE J E R, MULABECIROVIC A, GILJA O H, NESJE L B. **Strain Ratio as a Quantification Tool in Strain Imaging**. Department of Medicine, Haukeland University Hospital, 5021 Bergen, Norway, August 2018.

HEDRICK, W. R.; HYKES, D. L.; STARCHMAN, D. E. **Ultrasound Physics and Instrumentation**. Missouri: Mosby Inc., 382p, 1995.

HOSKINS, P.R.; MARTIN, K.; THRUSH, A. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. Cambridge medicine, **Cambridge University Press**. isbn: 9780521757102, 2010

JESPERSEN, S. K.; WILHJELM, J. E.; SILLESEN, H. Multi-angle compound imaging, **Ultrasonic Imaging**, vol. 20, no. 2, pp. 81-102, 1998.

KANAI, H. Propagation of spontaneously actuated pulsive vibration in human heart wall and in vivo viscoelasticity estimation, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 52, no. 11, pp. 1931-42, 2005.

KASAI, C., NAMEKAWA, K., KOYANO, A., OMOTO, R. Real-time two dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique, **IEEE Trans. Son. Ultrason**, vol. SU-32, pp. 458464, 1985.

KIM, Y.; KIM, J. H.; BASOGLU, C.; WINTER, T. Programmable ultrasound imaging using multimedia technologies: A next-generation, ultrasound machine. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, 1 (1), pp. 19-29, 1997.

LAKES, R. S. Viscoelastic solids. Boca Raton, **CRC Press**, 1999.

LOUPAS, T.; POWERS, J. T.; GILL, R. W. An axial velocity estimator for ultrasound blood-flow imaging, based on a full evaluation of the doppler equation by means of a 2-dimensional autocorrelation approach, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 42, no. 4, pp. 672-688, 1995.

MANDUCA, A.; OLIPHANT, T. E.; DRESNER, M. A.; MAHOWALD, J. L.; KRUSE, S. A.; AMROMIN, E.; FELMLEE, J. P.; GREENLEAF, J. F.; EHMAN, R. L. Magnetic resonance elastography: Non-invasive mapping of tissue elasticity, **Medical Image Analysis**, vol. 5, no. 4, pp. 237-254, 2001.

MANDUCA, A.; LAKE, D. S.; KRUSE, S. A.; EHMAN, R. L. Spatio-temporal directional filtering for improved inversion of MR elastography images, **Med Image Analysis**, vol. 7, no. 4, pp. 465-73, 2003.

MONTAGNON, E.; TRIPETTE, J.; MFOUMOU, E.; CLOUTIER, G. **Acoustic Radiation Force Induced Elastography (ARFIRE): A New Method to Characterize Blood Clot Viscoelastic Properties**, IUS 2012-000688. Pdf, Paper ID: 688, 2012.

MONTALDO, G.; TANTER, M.; BERCOFF, J.; BENECH, N.; FINK, M. Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 56, no. 3, pp. 489-506, 2009.

MOUSAVI, S.R.; RIVAZ, H.; SADEGHI-NAINI, A.; CZARNOTA, G.J.; SAMANI, A. Breast ultrasound elastography using full inversion based elastic modulus reconstruction. **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**. 2017; v. 3, n. 4, pp. 774-782, 2017.

MULABECIROVIC A, VESTERHUS M, GILJA O H, HAVRE R F. In Vitro Comparison of Five Different Elastography Systems for Clinical Applications, Using Strain and Shear Wave Technology, **Ultrasound Med Biol**. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio. 2016.07.002. 25 Aug 2016.

NIGHTINGALE, K.; BENTLEY, R.; TRAHEY, G. Observations of tissue response to acoustic radiation force: opportunities for imaging, **Ultrason Imaging**, vol. 24, no. 3, pp. 129-38, 2002.

NIGHTINGALE, K.; MCALEAVEY, S.; TRAHEY G. Shear-wave generation using acoustic radiation force: in vivo and ex vivo results, **Ultrasound Med Biol**, vol. 29, no. 12, pp. 1715-23, 2003.

NORDENFUR, T. **Comparison of Pushing Sequences for Shear Wave Elastography**, **Master of Science Thesis in Biomedical Engineering**, Dissertação de Mestrado, KTH, Stockholm, 2013.

OLSEN, D. A.; SONG, P.; GLASER, K. J.; EHMAN R. L. Cardiac-gated hepatic MR elastography with intrinsic transient waveforms, **International Society for Magnetic Resonance in Medicine**, Montreal, Canada, 2011.

OPHIR, J.; CESPEDES, I.; PONNEKANTI, H.; YAZDI, Y.; LI X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues, **Ultrasonic Imaging**, vol. 13, no. 2, pp. 111-34, 1991.

PERNOT, M.; FUJIKURA, K.; FUNG-KEE-FUNG, S. D.; KONOFAGOU, E. E. ECG-gated, mechanical and electromechanical wave imaging of cardiovascular tissues in vivo, **Ultrasound in Medicine and Biology**, vol. 33, no. 7, pp. 1075-1085, 2007.

SANDRIN, L.; TANTER, M.; CASSEREAU, D. et al. Low-frequency shear wave beam forming in time-resolved 2-D pulsed elastography, **2000 IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 1803-1808, San Juan, Puerto Rico, 2000.

SANDRIN, L.; TANTER, M.; GENNISSON, J. L.; CATHELIN, S.; FINK, M. Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 49, no. 4, pp. 436-446, 2002.

SANDRIN, L.; TANTER, M.; CATHELIN, S.; FINK, M. Shear modulus imaging with 2-D transient elastography, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 49, no. 4, pp. 426-435, 2004.

SARVAZYAN, A. P.; PASECHNIK, V. I.; SHNOL, S. E. Low velocity of sound in gels and protoplasmic structures. Possible biological implication of this phenomenon, **Biophysics**, vol. 13, no. 4, pp. 587-594, Russian, 1968.

SARVAZYAN, A. P.; RUDENKO, O. V.; SWANSON, S. D.; FOWLKES, J. B.; EMELIANOV, S. Y. Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics, **Ultrasound in Medicine & Biology**, vol. 24, no. 9, pp. 1419-35, 1998.

SARVAZYAN, A. P.; HALL, T. J.; URBAN, M. W.; FATEMI, M.; AGLYAMOV, S. R.; GARRA, B. Elasticity imaging - an emerging branch of medical imaging. **Current Medical Imaging Reviews**, vol. 7, no. 4, pp. 255-282, 2011.

SARVAZYAN, A. P.; URBAN, M. W.; GREENLEAF, J. F. Acoustic waves in medical imaging and diagnostics, **Ultrasound in Medicine & Biology**, vol. 39, no. 7, pp. 1133-1146, 2013.

SCHNEIDER, F. K. Fully - **Programmable Computing Architecture for Medical Ultrasound Machines**. Tese de Doutorado, University of Washington, EUA, 2006.

SHIH, C. C.; HUANG, C. C. **Detection of the elastic properties of cornea tissue by high resolution acoustic radiation force imaging**, IUS 2012-000421. Pdf, Paper ID: 421, 2012.

SIKDAR, S.; MANAGULI, R.; GONG, L.; SHAMDASANI, V.; MITAKE, T.; HAYASHI, T. A single media processor-based programmable ultrasound system, **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, vol 7 (1), pp. 64-70, 2003.

SIKDAR, S.; BEACH, K. W.; VAEZY, S.; KIM, Y. Ultrasonic technique for imaging tissue vibrations: Preliminary results, **Ultrasound in Medicine & Biology**, Volume 31, Issue 2, February 2005, Pages 221-232, 2005.

SONG, P. **Innovations in ultrasound shear wave elastography**, thesis submitted to the faculty of mayo clinic college of medicine mayo graduate school, 2014.

SONG, P.; MANDUCA, A.; LI, Z.; ZHAO, H.; URBAN, M. W.; GREENLEAF, J. F.; CHEN, S. 2-D shear elasticity imaging using comb-push acoustic radiation force and algebraic direct inversion of the motion differential equation, **162nd Meeting of the Acoustical Society of America**, San Diego, CA, 2011, pp. 2424, 2011.

SONG, P.; URBAN, M. W.; MANDUCA, A.; ZHAO, H.; GREENLEAF, J. F.; CHEN, S. Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE): A novel and fast technique for shear elasticity imaging, **IEEE International Ultrasonics Symposium**, Dresden, Germany, pp. 1842-1845, 2012.

SONG, P.; ZHAO, H.; MANDUCA, A.; URBAN, M. W.; GREENLEAF, J. F.; CHEN, S. Comb-push ultrasound shear elastography (CUSE): a novel method for two-dimensional shear elasticity imaging of soft tissues, **IEEE Transactions on Medical Imaging**, vol. 31, no. 9, pp. 1821-1832, 2012.

SONG, P.; URBAN, M. W.; MANDUCA, A.; ZHAO, H.; GREENLEAF, J. F.; CHEN, S. Comb-Push Ultrasound Shear Elastography (CUSE) With Various Ultrasound Push Beams, **IEEE Transactions on Medical Imaging**, vol. 32, no. 8, pp. 1435-1447, 2013.

SURRY, K. J. M. et al. Poly (vinyl alcohol) cryogel phantoms for use in ultrasound and MR imaging, **Physics in Medicine and Biology**, vol. 49, no. 24, pp. 5529–5546. issn: 0031-9155, 1361-6560. doi: 10.1088/0031-9155/49/ 24/009, 2004.

TANTER, M.; BERCOFF, J.; SANDRIN, L.; FINK, M. Ultra-Fast compound imaging for 2-D motion vector estimation: application to transient elastography, **IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 49, no. 10, pp. 1363-74, 2002.

TANTER, M.; et al. Quantitative assessment of breast lesion viscoelasticity: initial clinical results using supersonic shear imaging, **Ultrasound in medicine & biology**, 34.9 PMID: 18395961, pp. 1373–1386. issn: 0301-5629. doi: 10.1016/j. ultrasmedbio.2008.02.002., 2008.

TAYLOR, L., RICHARDS, M., MOSKOWITZ, A. Viscoelastic effects in sonoelastography: Impact on tumor detectability, **Ultrasonics Symposium**, pp. 1639-1642, Atlanta, GA, 2001.

TRAHEY, G. E.; ALLISON, J. W.; VON RAMM O. T. Angle independent ultrasonic detection of blood flow, **IEEE transactions on bio-medical engineering**, vol. 34, no. 12, pp. 965-967, 1987.

VAPPOU, J.; MALEKE, C.; KONOFAGOU E. E. Quantitative viscoelastic parameters measured by harmonic motion imaging, **Physics in Medicine and Biology**, vol. 54, no. 11, pp. 3579-3594, 2009.

WALKER, W. F.; FERNANDEZ, F. J.; NEGRON, L. A. A method of imaging viscoelastic parameters with acoustic radiation force, **Physics in Medicine and Biology**, v. 45, n. 6 (Jun), pp. 1437-1447, 2000.

WANG, M. H.; ROUZE, N. C.; PALMERI, M. L.; NIGHTINGALE, K. R. Robust estimation of time-of-flight shear wave speed using a radon sum transformation, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 57, no. 12, pp. 2662-2670, 2010.

WANG, M. H.; BYRAM, B.C.; PALMERI, M.L.; ROUZE, N. C.; NIGHTINGALE, K. R. **3-D Shear Wave Imaging of Anisotropic Mechanical Properties of Muscle using a 2-D Matrix Array Transducer**, IUS 2012-001342. Pdf, Paper ID: 1342, 2012.

WANG, M.; BYRAM, B.; PALMERI, M.; ROUZE, N.; NIGHTINGALE, K. On the precision of time-of-flight shear wave speed estimation in homogeneous soft solids: initial results using a matrix array transducer, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 60, no. 4, pp. 758-770, 2013.

WEAVER, J. B.; PATTISON, A. J.; MCGARRY, M. D.; PERREARD, I. M.; SWIENCKOWSKI, J. G.; ESKEY, C. J.; LOLLIS, S. S.; PAULSEN, K. D. Brain mechanical property measurement using MRE with intrinsic activation, **Physics in Medicine and Biology**, vol. 57, no. 22, pp. 7275-87, 2012.

YAMAKOSHI, Y.; SATO, J.; SATO, T. Ultrasonic Imaging of Internal Vibration of Soft Tissue Under Forced Vibration, **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control**, vol. 37, n. 2 (Mar), pp. 45-53, 1990.

ZHAO, H.; SONG, P.; URBAN, M. W.; KINNICK, R. R.; YIN, M.; GREENLEAF, J. F.; CHEN, S. Bias observed in time-of-flight shear wave speed measurements using radiation force

of a focused ultrasound beam, **Ultrasound in Medicine and Biology**, vol. 37, no. 11, pp. 1884-1892, 2011.

ZHAO, H.; SONG, P.; URBAN, M. W.; GREENLEAF, J. F.; CHEN, S. Shear wave speed measurement using an unfocused ultrasound beam, **Ultrasound in Medicine & Biology**, vol. 38, no. 9, pp. 1646-1655, 2012.

ZHENG, Y.; CHEN, S.; TAN, W. et al. Kalman filter motion detection for vibro-acoustography using pulse echo ultrasound, **IEEE Ultrasonics Symposium**, pp. 1812-1815, Honolulu, Hawaii, 2003.

ZHENG, Y.; PATIL, S. G. Measurement of ultrasound speed of articular cartilage in variable conditions, **The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, vol. 1 Pages: 1341 - 1344, DOI: 10.1109/IEMBS.2004.1403420 IEEE Conference Publications, 2004.

ZHENG, Y.; SHI, J.; YAN, Z.; HÁ, Z. Application of the Neural Network in the Study of Skeletal Muscle with Multi-parameters, **6th World Congress on Intelligent Control and Automation Year: 2006**, vol. 1 Pages: 2993 - 2997, DOI: 10.1109/WCICA.2006.1712915 IEEE Conference Publications, 2006.

ZHENG, Y.; SHI, J.; ZHOU, K. A Pilot Study of The SMG Controlled Prosthesis, **IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering Year: 2007**, Pages: 1190 - 1193, DOI: 10.1109/ICCME.2007.4381931 Cited by: Papers (2) IEEE Conference Publication, 2007.

ZILE, M. R.; BAICU, C. F.; GAASCH, W. H. Diastolic heart failure - Abnormalities in active relaxation and passive stiffness of the left ventricle, **New England Journal of Medicine**, vol. 350, no. 19, pp. 1953-1959, 2004.

APÊNDICE A - Código da Função de Filtragem Mediana

MATLAB medfilt2 function code:

MATLAB CODE:

```
%READ AN 2-D IMAGE
```

```
A=imread('swe.jpg');
title('IMAGE WITH NOISE');
figure,imshow(A);
```

```
%PAD THE MATRIX WITH ZEROS ON ALL SIDES
```

```
modifyA=zeros(size(A)+2);
B=zeros(size(A));
```

```
%COPY THE ORIGINAL IMAGE MATRIX TO THE PADDED MATRIX
```

```
    for x=1:size(A,1)
        for y=1:size(A,2)
            modifyA(x+1,y+1)=A(x,y);
        end
    end
```

```
%LET THE WINDOW BE AN ARRAY
```

```
%STORE THE 3-by-3 NEIGHBOUR VALUES IN THE ARRAY
```

```
%SORT AND FIND THE MIDDLE ELEMENT
```

```
for i= 1:size(modifyA,1)-2
    for j=1:size(modifyA,2)-2
        window=zeros(9,1);
        inc=1;
        for x=1:3
            for y=1:3
                window(inc)=modifyA(i+x-1,j+y-1);
            end
        end
        inc=inc+1;
    end
end
```

```
    med=sort(window);
```

```
%PLACE THE MEDIAN ELEMENT IN THE OUTPUT MATRIX
```

```
B(i,j)=med(5);  
  
    end  
end  
  
%CONVERT THE OUTPUT MATRIX TO 0-255 RANGE IMAGE TYPE  
  
B=uint8(B);  
title('IMAGE AFTER MEDIAN FILTERING');  
figure,imshow(B);
```