



COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DO SINAL DE
MICROVIBRAÇÃO, INDUZIDA POR FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA, PARA
CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE *PHANTOMS* DE
GELATINA

José Francisco Silva Costa Júnior

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: João Carlos Machado

Rio de Janeiro
Agosto de 2014

COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DO SINAL DE
MICROVIBRAÇÃO, INDUZIDA POR FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA, PARA
CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE *PHANTOMS* DE
GELATINA

José Francisco Silva Costa Júnior

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:


Prof. João Carlos Machado, Ph.D.


Prof. Antonio Mauricio Ferreira Leite Miranda de Sá, D.Sc.


Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.


Prof. Theo Zeferino Pavan, D.Sc.


Prof. Marco Aurélio Brizzotti Andrade, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

AGOSTO DE 2014

Costa Júnior, José Francisco Silva

Comparação de Técnicas de Processamento do Sinal de Microvibração, Induzida por Força de Radiação Acústica, para Caracterização de Propriedades Mecânicas de *Phantoms* de Gelatina/ José Francisco Silva Costa Júnior. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XXX, 139 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: João Carlos Machado

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 128-138.

1. Microvibração. 2. Força de radiação acústica. 3. Elastografia. 4. Onda de Cisalhamento. I. Machado, João Carlos. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Não teria alcançado minha formação profissional sem a ajuda e constante incentivo de meus queridos pais, José Francisco e Antônia, que, no decorrer da minha vida, me ensinaram os conceitos e a importância de integridade, perseverança e determinação. Por isso, gostaria de dedicar essa Tese a vocês.

Dedico esta Tese também a minha querida esposa (Laís), as minhas amadas sobrinhas (Kauana e Alyssia), aos meus irmãos (Marília e Sidnei) e ao cunhado (Renato).

AGRADECIMENTOS

A minha amada esposa Laís da Cruz Reis Costa. Obrigado por tolerar a minha ausência nos finais de semana e todas as noites nos últimos 7 meses que antecederam a defesa da Tese. Muito obrigado por ter ido ao laboratório comigo durante vários finais de semana, para que eu não me sentisse sozinho. Obrigado também por ser uma deusa doméstica, trabalhando dobrado para que eu pudesse dedicar todo meu tempo na finalização do doutorado, por me motivar, e por fazer a primeira revisão da minha tese.

Meus sinceros agradecimentos ao Prof. João Carlos Machado por sua fantástica orientação. Seu profundo conhecimento teórico em ultrassom e suas preciosas habilidades experimentais contribuíram significativamente para minha formação profissional. Apesar do tema dessa Tese ser novo até para ele, nunca me deixou sentir inseguro e sempre buscou me motivar. Obrigado também pelo tempo dedicado, pela amizade e pelo exemplo de profissionalismo.

Gostaria de agradecer aos meus ex-alunos de iniciação científica Luiz Henrique A. Vasconcelos, pela ajuda no desenvolvimento do SUP, Laura M. Pires, pela ajuda na confecção do circuito divisor de frequência programável e Mariano A. D. Elsztain, pela ajuda na monitoração dos computadores que estavam realizando simulações e pelo suporte na realização dos experimentos envolvendo a propagação de ondas de cisalhamento.

Aos professores do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) e em especial a: Wagner C. A. Pereira por ter me emprestado alguns computadores e outros equipamentos, além de ter aberto portas para que eu pudesse colaborar com outros alunos do laboratório, o que me fez adquirir um conhecimento mais geral de ultrassom aplicado à medicina. Além disso, agradeço pela amizade e por ter me ajudado de diversas formas ao longo desses seis anos de convivência. Ao prof. Marco Antônio von Krüger por todas as dicas e discussões sobre ultrassom ao longo de 6 anos e pela amizade. Ao prof. Renan M. V. Rodrigues de Almeida por transmitir seu conhecimento em bioestatística. Ao prof Antonio Mauricio F. L. M de Sá pelo conhecimento transmitido sobre processamento de sinais. Ao Prof. Carlos Júlio por me emprestar o microcomputador do LAPIS para que pudesse realizar as simulações computacionais.

Ao secretário Alexandre A. Jacobina pela presteza e eficiência do trabalho realizado. Sempre disposto a ajudar os alunos a resolverem seus problemas acadêmicos.

Ao gerente de Almojarifado Diniz pela paciência e prestatividade.

Ao técnico mecânico e de computação Amauri Xavier pela realização da manutenção dos computadores do Laboratório e da minha sala, pela paciência e por me ensinar o básico de manutenção em computadores e utilização de equipamentos da oficina mecânica.

Ao amigo Mário E. P. Chalco por todas as discussões sobre circuitos e espanhol. Tenha certeza que aprendi muito contigo. E aos amigos Telma Lisboa, Isabella Miller, Carolina Peixinho, Cátia Pinto e Laís Reis por terem dedicado o tempo delas para assistirem à prévia da minha defesa. A contribuição de cada uma de vocês melhorou muito qualidade da defesa.

Aos alunos e/ou ex-alunos do PEB que usavam a hora do almoço para discutir os problemas enfrentados na realização dos experimentos, confecção e submissão de artigos, certamente isso contribuiu para minha formação: Tarcisio M. Dantas, Paulo J. Guimarães, José D. Costa Júnior, Aluizio D'Affonsêca Netto, Kelly M. M. Lima, Carlos Villagomez, Mario E. P. Chalco.

À amiga Rossana Soletti por ter confiado em mim e alugado o apartamento que estou morando. Certamente isto me deu a tranquilidade que necessitava para trabalhar.

Aos integrantes do Laboratório de Ultrassom por terem tornado essa caminhada mais agradável, em especial: Telma Lisboa, Isabela Miller, Cecília Borba, Rossana Soletti, Cátia Pinto, Aldo J. F. Pereira, Kelly M. M. Lima, Guillermo A. A. C. Tiboni, Rejane M. Costa e Thaís P. Omena.

Aos meus grandes amigos Kátia Kelvis e Carlos Lozano por estarem sempre presentes e me ajudando e/ou aconselhando no que fosse necessário.

Ao CNPq, CAPES e FAPERJ pela bolsa de estudos.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

COMPARAÇÃO DE TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DO SINAL DE MICROVIBRAÇÃO, INDUZIDA POR FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA, PARA CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES MECÂNICAS DE *PHANTOMS* DE GELATINA

José Francisco Silva Costa Júnior

Agosto/2014

Orientador: João Carlos Machado

Programa: Engenharia Biomédica

As propriedades mecânicas dos tecidos biológicos podem se alterar quando os mesmos deixam de apresentar uma condição saudável. Nesses casos, estimar a elasticidade (ξ) e a viscosidade de cisalhamento (η) torna-se uma importante ferramenta de diagnóstico. Nesta Tese, foram usados dois métodos baseados na aplicação de força de radiação acústica sobre *phantoms* de gelatina e um sistema ultrassônico operando no modo pulso eco, com frequência central de 5 MHz, para detectar a vibração do meio ou o comportamento temporal de uma esfera, com intuito de estimar ξ e η . Além disso, oito técnicas de processamento, baseadas em correlação cruzada espectral, correlação cruzada e demodulação em fase e quadratura, foram usadas para extrair a forma de onda da vibração dos sinais de ecos do meio. Os efeitos do uso destas técnicas sobre a medição de ξ e η do *phantom* foram avaliados por meio de simulações computacionais e experimentos. Os resultados obtidos com este trabalho são compatíveis com os valores encontrados na literatura, validando assim os sistemas desenvolvidos. A técnica de correlação cruzada espectral de sinais de ecos sucessivos tem como vantagens o desempenho computacional e a característica de filtro passa alta.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

COMPARISON OF SIGNAL PROCESSING TECHNIQUES OF
MICROVIBRATION, INDUCED ACOUSTIC RADIATION FORCE FOR
CHARACTERIZATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF GELATIN
PHANTOMS

José Francisco Silva Costa Júnior

August/2014

Advisor: João Carlos Machado

Department: Biomedical Engineering

Healthy and diseased biological tissues may express differences in mechanical properties and the assessment of the shear elasticity (ξ) and viscosity (η) becomes a diagnostic tool. In this Thesis two methods were used based on the application of acoustic radiation force in a gel phantom, and an ultrasonic system with central frequency of 5 MHz to probe the medium motion or monitor the spatio-temporal response of a sphere, aiming to estimate ξ and η . In addition, eight signal processing techniques, based on spectral cross-correlation, cross-correlation and quadrature demodulation, were used to extract the motion waveform from a sequence of radio-frequency echo signals from the medium. The effects over the measurement of ξ and η were evaluated through computational simulation and experiments. The results obtained in this study are consistent with the values found in the literature, validating thus the developed system. The spectral cross-correlation technique between successive signals has advantages including computational performance and high-pass filtering characteristic.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	OBJETIVOS	5
1.1.1	Objetivo Geral	5
1.1.2	Objetivos Específicos	5
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1	MÉTODOS DE DETECÇÃO DE VIBRAÇÕES INDUZIDAS POR FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA	6
2.2	CARACTERIZAÇÃO DA VISCOELASTICIDADE DE MEIOS BIOLÓGICOS USANDO ULTRASSOM	7
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	10
3.1	ELASTOGRAFIA DINÂMICA	11
3.2	FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA	14
3.3	VELOCIDADE DE FASE E COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO	16
3.4	COEFICIENTES VISCOELÁSTICOS	18
3.5	REPRESENTAÇÃO DA VIBRAÇÃO DO MEIO	21
3.5.1	Demodulação em Fase e Quadratura – DQ_{JS}	22
3.5.2	Demodulação em Fase e Quadratura – DQ	24
3.5.3	Correlação Cruzada Espectral – CCE_{JS}	25
3.5.4	Correlação Cruzada Espectral – CCE	26
3.5.5	Correlação Cruzada – CC	27
3.5.6	Correlação Cruzada com Interpolação Parabólica – CC_{Pa}	28
3.5.7	Correlação Cruzada Normalizada – CCN	28
3.5.8	Correlação Cruzada Normalizada com Transformada de Hilbert – CC_{TH}	29
3.6	FILTRO DE KALMAN	29
3.7	IMPLEMENTAÇÃO DO FILTRO DE KALMAN EM MATLAB	31
3.8	MÉTODOS USADOS PARA EXTRAIR A FREQUÊNCIA DE VIBRAÇÃO DO MEIO	32
3.8.1	Filtro de Kalman – Amplitude (FK)	33
3.8.2	Filtro de Kalman – Métodos de Mínimos Quadrados (FKMMQ)	33

	3.8.3	<i>Fast Fourier Transform</i> – FFT	33
	3.9	CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA	34
4		MÉTODOS EXPERIMENTAIS	36
	4.1	SIMULAÇÃO: MÉTODOS DE ESTIMAÇÃO DA FREQUÊNCIA	36
	4.1.1	Sinal Senoidal	36
	4.1.2	Sinal Harmônico	37
	4.2	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	37
	4.2.1	Propagação de Ondas de Cisalhamento em Músculo	40
	4.2.2	Propagação de Ondas de Cisalhamento em Coágulo de Plasma	43
	4.2.1	Comparação das Técnicas Usadas para Estimar a Viscoelasticidade	43
	4.3	CIRCUITO DE CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA	44
	4.4	CONFEÇÃO DE <i>PHANTOMS</i> DE GELATINA	45
	4.4.1	<i>Phantom A</i> : Gelatina (5%) com Esfera de Aço	45
	4.4.2	<i>Phantom B</i> : Gelatina (7%) com Esfera de Plástico e Partículas	46
	4.4.3	<i>Phantom C</i> : Gelatina (3%) com Esfera de Aço e Partículas de Plástico	47
	4.4.4	<i>Phantom D</i> : Gelatina (5%), Glicerina (5%) e Esfera de Aço	47
	4.4.5	<i>Phantoms E e F</i>	48
	4.5	SISTEMA ULTRASSÔNICO DE PROSPECÇÃO (SUP)	48
	4.6	TESTE DO SUP: DEMODULAÇÃO EM FASE E QUADRATURA	52
	4.7	SISTEMA PARA GERAÇÃO DE FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA (SiFRA)	54
	4.8	TESTE DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA: <i>PHANTOM A</i>	55
	4.8.1	Procedimento Experimental	55
	4.8.2	Análise Estatística	57
	4.9	VIBRAÇÃO HARMÔNICA E ONDA DE CISALHAMENTO: <i>PHANTOM B</i>	58
	4.9.1	Procedimento Experimental – Vibração Harmônica	58
	4.9.2	Procedimento Experimental – Onda de cisalhamento	59
	4.9.3	Análise Estatística	60
	4.10	ONDA DE CISALHAMENTO: <i>PHANTOM C</i>	60
	4.10.1	Simulação Computacional	60

	4.10.2 Procedimento Experimental	62
	4.10.3 Análise Estatística	63
	4.11 FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA: <i>PHANTOM D, E e F</i>	63
5	RESULTADOS	67
	5.1 SIMULAÇÃO: MÉTODOS DE ESTIMAÇÃO DA FREQUÊNCIA	67
	5.1.1 Sinal Senoidal	67
	5.1.2 Sinal Harmônico	70
	5.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL: PROPAGAÇÃO DE ONDA DE CISALHAMENTO EM MÚSCULO	72
	5.3 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL: PROPAGAÇÃO DE ONDA DE CISALHAMENTO EM COÁGULO DE PLASMA	79
	5.4 COMPARAÇÃO DAS TÉCNICAS USADAS PARA ESTIMAR A VISCOELASTICIDADE	79
	5.5 CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA	81
	5.6 SISTEMA ULTRASSÔNICO DE PROSPECÇÃO	83
	5.7 TESTE DO SUP: DEMODULAÇÃO EM FASE E QUADRATURA	85
	5.8 TESTE DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA: <i>PHANTOM A</i>	90
	5.8.1 Influência da Amplitude de Excitação de T_F sobre as Técnicas de Estimar a Frequência	93
	5.8.2 Influência da Amplitude do Sinal de Excitação de T_F	95
	5.8.3 Influência da FRF de T_p sobre as Técnicas de Estimar a Frequência	95
	5.8.4 Influência da FRP de T_p	96
	5.9 VIBRAÇÃO HARMÔNICA E ONDA DE CISALHAMENTO: <i>PHANTOM B</i>	100
	5.10 ONDA DE CISALHAMENTO: <i>PHANTOM C</i>	102
	5.10.1 Influência da Configuração dos Parâmetros de Excitação de T_F	105
	5.10.2 Influência das Técnicas de Processamento de Sinais	107
	5.11 FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA: <i>PHANTOM D, E e F</i>	109
6	DISCUSSÃO	113

6.1	SIMULAÇÃO: MÉTODOS DE ESTIMAÇÃO DA FREQUÊNCIA	113
6.1.1	Sinal Senoidal	113
6.1.2	Sinal Harmônico	114
6.2	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL	
6.2.1	PROPAGAÇÃO DE ONDA DE CISALHAMENTO EM MÚSCULO	115
6.2.2	PROPAGAÇÃO DE ONDA DE CISALHAMENTO EM COÁGULO DE PLASMA	117
6.2.3	COMPARAÇÃO DAS TÉCNICAS USADAS PARA ESTIMAR A VISCOELASTICIDADE	117
6.3	CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA	118
6.6	SISTEMA ULTRASSÔNICO DE PROSPECÇÃO	119
6.7	TESTE DO SUP: DEMODULAÇÃO EM FASE E QUADRATURA	119
6.8	TESTE DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA: <i>PHANTOM A</i>	120
6.9	VIBRAÇÃO HARMÔNICA E ONDA DE CISALHAMENTO: <i>PHANTOM B</i>	121
6.10	ONDA DE CISALHAMENTO: <i>PHANTOM C</i>	122
6.11	FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA: <i>PHANTOM D, E e F</i>	125
7	CONCLUSÃO	127
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	128
9	ANEXO - COMPORTAMENTO DE FILTRO PASSA ALTA	138

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 – (a) Métodos elastográficos dinâmicos baseados em agitador mecânico externo e (b) força de radiação acústica.....	11
Figura 3.2 – Variação dos módulos de cisalhamento e volumétrico para vários tipos de tecido do corpo humano. Versão adaptada reproduzida de <i>Ultrasound in Medicine & Biology</i> , vol. 24/9, SARVAZYAN <i>et al.</i> , Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics, page 1420, Copyright (1998), with permission from Elsevier.....	13
Figura 3.3 – Esquema utilizado para se estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no meio.....	17
Figura 3.4 – Esquema empregado para extrair a vibração do meio a partir dos sinais de RF coletados por um sistema elastográfico. a) Sistema Elastográfico usado para gerar e detectar a vibração do meio induzida pela passagem da onda de cisalhamento. b) Sinal de RF coletado. c) Sinal de RF ampliado para facilitar identificação dos sinais de excitação e eco. d) Segmentação e alinhamento do trecho ampliado. e) 4 primeiros trechos consecutivos do sinal de RF contendo apenas o sinal de eco. f) Sinal que representa a vibração do meio obtido a partir da utilização de uma técnica de processamento e dos trechos contendo apenas os sinais de eco.....	22
Figura 3.5 – Seta exibindo o máximo da CC (azul) e círculos verdes ilustrando os pontos de cruzamento por zero de TH (vermelho) relacionados com o máximo da CC (sinais ilustrativos).....	28
Figura 3.6 – Módulo da FFT de $D_h(t)$ (vermelho) e a Transformada de Hilbert do módulo da FFT de $D_h(t)$	34
Figura 3.7 – (a) Rede de casamento de impedância conectado entre o gerador e o transdutor. Esta rede foi substituída por: (b) indutor em paralelo, (c) indutor em série e (d) rede π	35
Figura 4.1 – Superposição de 200 segmentos com duração de 4 μ s de um sinal de RF com duração de total de 40 ms.....	39

Figura 4.2 – Sinal de RF de eco simulado de um alvo vibrando (azul) e o mesmo sinal evidenciando a amostragem do sinal (vermelho).....	39
Figura 4.3 – Janela Gaussiana com largura de banda na frequência de 20 %, usada para extrair o sinal representado na Figura 4.2.....	39
Figura 4.4 – Rede π com os componentes utilizados (a) e o circuito equivalente (b).....	45
Figura 4.5 – Circuito de casamento de impedância baseado na associação de um transformador com um capacitor.....	45
Figura 4.6 – <i>Phantom B</i>	47
Figura 4.7 – Esquema utilizado para a geração dos sinais de sincronismo e de comando do gerador de pulsos bipolares.....	49
Figura 4.8 – Instrumentação básica de parte do sistema ultrassônico de prospecção.....	51
Figura 4.9 – Esquema de funcionamento de todo o sistema ultrassônico de prospecção.....	52
Figura 4.10 – Montagem experimental utilizada para estudar a vibração da membrana. O gerador excita o alto-falante com um sinal senoidal contínuo de baixa frequência, o que provoca a vibração da membrana. Ao passo que o SUP é configurado para operar no modo pulso-eco e fornecer os componentes em fase e quadratura do sinal de eco coletado, os quais são capturados pelo osciloscópio digital e transferidos ao microcomputador através de uma interface USB.....	53
Figura 4.11 – Instrumentação básica empregada para induzir a vibração de uma esfera por meio de força de radiação acústica.....	56
Figura 4.12 – Instrumentação básica empregada para induzir a vibração de uma esfera por meio de força de radiação acústica.....	59
Figura 4.13 – Instrumentação básica empregada para induzir a propagação de onda de cisalhamento por meio de força de radiação acústica.....	62
Figura 4.14 – Instrumentação básica empregada para induzir e monitorar o deslocamento de uma esfera localizada no interior do <i>phantom</i>	65

Figura 5.1 – Sinal senoidal filtrado (Frequência estimada com FK) e vibração simulada com SNR de 20 dB (verde e azul, respectivamente).....	67
Figura 5.2 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de 0 dB (verde e azul, respectivamente).....	67
Figura 5.3 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de -5 dB (verde e azul, respectivamente).....	67
Figura 5.4 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de -10 dB (verde e azul, respectivamente).....	68
Figura 5.5 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de -15 dB (verde e azul, respectivamente).....	68
Figura 5.6 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de 20 dB) empregando o FK.....	68
Figura 5.7 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de 0 dB) empregando o FK.....	68
Figura 5.8 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de -5 dB) empregando o FK.....	69
Figura 5.9 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de -10 dB) empregando o FK.....	69
Figura 5.10 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de -15 dB) empregando o FK.....	69
Figura 5.11 – <i>Bias</i> (esquerda) e <i>jitter</i> (direita) da frequência estimada por FFT, FKMMQ e FK.....	70
Figura 5.12 – Sinal harmônico filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de 20 dB (verde e azul, respectivamente).....	70
Figura 5.13 – Sinal harmônico filtrado e vibração simulada com SNR de -10 dB (verde e azul, respectivamente).....	70
Figura 5.14 – Diferença entre os sinais harmônicos simulado e filtrado com SNR de 20 e -10 dB (superior e inferior, respectivamente).....	71

Figura 5.15 – Espectro de frequência do sinal harmônico simulado com SNR de 20 dB.....	71
Figura 5.16 – Espectro de frequência do sinal harmônico simulado com SNR de -10 dB.....	71
Figura 5.17 – Sinais de vibração do músculo extraídos com as técnicas de processamento: i) DQ e ii) DQJS sobre o sinal de RF simulado.....	72
Figura 5.18 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase estimada em função da SNR.....	73
Figura 5.19 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de atenuação estimado em função da SNR.....	73
Figura 5.20 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado em função da SNR.....	74
Figura 5.21 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado em função da SNR.....	74
Figuras 5.22 – Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função da SNR e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.....	75
Figuras 5.23 – Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade em função da SNR e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.....	75
Figura 5.24 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase estimada em função de Δr	76
Figura 5.25 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de atenuação estimado em função de Δr	76
Figura 5.26 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado em função de Δr	76
Figura 5.27 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado em função de Δr	77

Figuras 5.28 – Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função de Δr e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.....	77
Figuras 5.29 – Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função de Δr e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.....	78
Figura 5.30 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado em função do número de ciclos de vibração.....	78
Figura 5.31 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado em função do número de ciclos de vibração.....	78
Figura 5.32 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado para o coágulo de plasma em função de Δr	79
Figura 5.33 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado para o coágulo de plasma em função de Δr	79
Figura 5.34 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de ξ obtido aplicando CCE e CCE _{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 30 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.....	80
Figura 5.35 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de η obtido aplicando CCE e CCE _{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 30 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.....	80
Figura 5.36 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de ξ obtido aplicando CCE e CCE _{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 10 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.....	81
Figura 5.37 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de η obtido aplicando CCE e CCE _{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 10 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.....	81

Figura 5.38 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico com frequência de 2,104 MHz.....	82
Figura 5.39 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico (2,104 MHz) com o circuito de casamento de impedância.....	82
Figura 5.40 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico com frequência de 4,89 MHz.....	83
Figura 5.41 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico (4,89 MHz) com o circuito de casamento de impedância.....	83
Figura 5.42 – Sinal original (20 MHz) (i), Sinais de Sincronismo (2 kHz) (ii), (4 kHz) (iii), (5 kHz) (iv) e (10 kHz) (v).....	84
Figura 5.43 – Sinais com frequência de 5 MHz, FRP de 2 kHz e atrasos de 180° entre si, usados como entrada do gerador de pulsos bipolar que por sua vez gera o sinal de excitação de T_p	84
Figura 5.44 – Sinal de excitação gerado pelo gerador de pulsos bipolares (HV738DB1).....	85
Figura 5.45 – Sinal de eco coletado pelo sistema ultrassônico de prospecção.....	85
Figura 5.46 – Componentes em Fase (CF) referentes aos sinais de eco da membrana em repouso (vermelho) e aos sinais de excitação de (preto).....	86
Figura 5.47 – Componentes em Fase e Quadratura, na forma fasorial e referentes ao sinal de eco da membrana em repouso.....	86
Figura 5.48 – Sinal de ruído, $D_h(t) = V_h(t)/\omega_s$ com $V_h(t)$ calculado em (34), referente ao pulso de eco oriundo da membrana em repouso.....	86
Figura 5.49 – Componente em fase referentes aos ecos da membrana de poliuretano vibrando.....	87
Figura 5.50 – Componentes em fase e quadratura, na forma fasorial e referentes ao sinal de eco da membrana em vibração.....	87
Figura 5.51 – Sinal de representação da vibração, $D_h(t)$, da membrana de poliuretano vibrando pela ação do alto-falante.....	87

Figura 5.52 – Amplitude de vibração da membrana em função de uma varredura de valores de frequência usados em FK para estimar a frequência de vibração da membrana.....	88
Figura 5.53 – Sinal de vibração da membrana estimado (verde) com filtro de Kalman, tendo como entrada o sinal de vibração (azul) e considerando-se em 101,28 Hz a frequência de vibração da membrana.....	89
Figura 5.54 – Componentes em fase e quadratura da vibração da membrana visualizados no osciloscópio.....	90
Figura 5.55 – Sinal da amplitude de vibração da esfera obtida por DQ em função da amplitude de Excitação de T_F	90
Figura 5.56 – Média e desvio padrão da amplitude de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da amplitude de excitação de T_F (curvas sobrepostas).....	91
Figura 5.57 – Média e desvio padrão da fase de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da amplitude de excitação de T_F	91
Figura 5.58 – Sinal da amplitude de vibração da esfera estimado com o filtro de Kalman em função da FRP de T_p	92
Figura 5.59 – Média e desvio padrão da fase de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da FRP de T_p	92
Figura 5.60 – Média e desvio padrão da amplitude de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da FRP de T_p	93
Figura 5.61 – Resultado das comparações múltiplas das fases estimadas obtidas com o teste de Tukey.....	94
Figura 5.62 – Resultado das comparações múltiplas das fases estimadas realizadas pelo teste de Tukey. Quando não houve diferença significativa usou-se a abreviação ns.....	96

Figura 5.63 – Resultado das comparações múltiplas das fases estimadas realizadas pelo teste de Student-Newman-Keuls.....	97
Figura 5.64 – Resultado das comparações múltiplas das amplitudes estimadas realizadas pelo teste de Student-Newman-Keuls.....	98
Figura 5.65 – Sinal, $D_h(t)$, de representação da oscilação da esfera, com frequência fundamental de: 50 Hz (i), 100 Hz (ii) e 200 Hz (iii), e os sinais correspondentes (em verde) estimado pelo filtro de Kalman usando a frequência estimada por FK. Excitação de T_F de 92,5 V _{pp} , frequência central de 2,104 MHz, 5.000 ciclos e FRP de 50, 100 e 200 Hz.....	98
Figura 5.66 – Espectro de frequência dos sinais de vibração da esfera obtidos quando T_F foi excitado com um sinal com frequência de 2,104 MHz, amplitude de 92,5 V _{pp} , 5.000 ciclos e com FRP de 50, 100 e 200 Hz.....	99
Figura 5.67 – Média e desvio padrão da amplitude estimada pelo filtro de Kalman da vibração senoidal (azul) e harmônicas (verde e amarelo) da esfera de aço. T_F foi excitado com um sinal com frequência de 2,104 MHz, amplitude de 92,5 V _{pp} , 5.000 ciclos e com FRP de 50, 100 e 200 Hz.....	99
Figura 5.68 – Espectro em frequência da vibração da esfera de plástico em função do número de ciclos do sinal de excitação de T_F	100
Figura 5.69 – Amplitude de vibração da esfera (superior) e seu espectro de frequência (inferior) quando o foco de T_F foi posicionado sobre a esfera e o foco de T_p foi ajustado para incidir sobre as partículas e a uma distância de 9,5 mm do foco de T_F	100
Figura 5.70 – Resultado das comparações múltiplas de c_T pelo teste de Tukey. Quando não houve diferença significativa usou-se a abreviação ns.....	102
Figura 5.71 – Resultado das comparações múltiplas de ξ pelo teste de Student-Newman-Keuls. Quando não houve diferença significativa usou-se a abreviação ns.....	102

Figura 5.72 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.....	103
Figura 5.73 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de atenuação em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.....	103
Figura 5.74 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.....	103
Figura 5.75 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.....	104
Figure 5.76 – Média (coluna vertical) e desvio padrão (barra vertical) dos parâmetros acústicos (velocidade de fase e coeficiente de atenuação) do <i>phantom</i> de gelatina em função das oito técnicas de processamento empregadas para extrair o sinal que representa a vibração do meio e devido a diferentes configurações dos parâmetros de excitação de T_F ($PE_1 = 170 V_{pp}$, $PE_2 = 140 V_{pp}$, $PE_3 = 110 V_{pp}$ e $PE_4 = 170 V_{pp}$, com PE_1 , PE_2 e PE_3 usando 10 kciclos e PE_4 com 1 kciclos).....	104
Figure 5.77 – Média (coluna vertical) e desvio padrão (barra vertical) dos parâmetros viscoelásticos (coeficientes de elasticidade e viscosidade) do <i>phantom</i> de gelatina em função das oito técnicas de processamento empregadas para extrair o sinal que representa a vibração do meio e devido a diferentes configurações dos parâmetros de excitação de T_F ($PE_1 = 170 V_{pp}$, $PE_2 = 140 V_{pp}$, $PE_3 = 110 V_{pp}$ e $PE_4 = 170 V_{pp}$, com PE_1 , PE_2 e PE_3 usando 10 kciclos e PE_4 com 1 kciclos).....	105
Figura 5.78 – Erro oriundo da aplicação do MMQ entre as curvas teóricas e a curva experimental em função dos valores de elasticidade e de viscosidade de cisalhamento empregados na primeira etapa.....	110
Figura 5.79 – Erro calculado com o uso de MMQ entre as curvas teóricas e a curva experimental em função dos valores de ξ e de η usados na segunda etapa.....	110

Figura 5.80 – Erro (diferença entre as curvas teóricas e a curva experimental) em função da viscosidade (superior) com a elasticidade fixa e da elasticidade (inferior) com a viscosidade fixa.....	111
Figura 5.81 – Curva experimental do deslocamento da esfera de plástico gerado pela força de radiação acústica instantânea aplicada sobre ela, em função da temperatura.....	111
Figura 5.82 – Curva teórica do deslocamento da esfera de plástico gerado pela força de radiação acústica instantânea aplicada sobre ela, em função da temperatura.....	112
Figura 5.83 – Curvas experimental e teórica do deslocamento da esfera de aço inox gerado pela força de radiação acústica instantânea aplicada sobre ela, em função da concentração de gelatina.....	112
Figura 5.84 – Medidas experimentais do deslocamento da esfera inserida no <i>phantom</i> D com 4 diferentes números de ciclos do sinal de excitação de T_F . É possível observar o pulso refletido pela parede de alumínio.....	113
Figura 6.1 – Espectro de frequência da senoide (vermelho) e o sinal resultante da transformada de Hilbert do espectro de frequência (azul). i) senoide com SNR de -15 dB e ii) senoide com SNR de 20 dB.....	114
Figura 6.2 – Espectro de frequência da vibração do meio na posição mas afastada da esfera.....	122

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Parâmetros empregados na simulação do sinal de RF para exemplificar a segmentação dos sinais de RF de eco de um alvo vibrando.....	38
Tabela 4.2 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a influência da SNR.....	41
Tabela 4.3 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a influência de Δr	42
Tabela 4.4 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a influência de Δr sobre os parâmetros viscoelásticos do coágulo de plasma.....	43
Tabela 4.5 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a sensibilidade dos métodos de estimar os parâmetros viscoelásticos.....	44
Tabela 4.6 – Parâmetros usados na simulação para avaliar as técnicas de processamento.....	61
Tabela 4.7 – Parâmetros usados para gerar o deslocamento teórico da esfera.....	65
Tabela 5.1 – Média, desvio padrão (std) e o erro relativo (ER) das frequências estimadas de $D_h(t)$ por FFT, FK e FKMMQ para todas as SNR.....	72
Tabela 5.2 – Amplitude de vibração da membrana (μm) estimada para dois valores da amplitude de excitação do alto-falante (V_{pp}), com a membrana vibrando em 150 Hz.....	89
Tabela 5.3 – Estatística do teste (Fisher - F) e o valor p calculado usando a ANOVA de um critério para comparar as médias dos valores de amplitude e fase obtidos pelo filtro de Kalman usando a frequência estimada por FK, FKMMQ e FFT em função da amplitude de Excitação de T_F	94
Tabela 5.4 – Estatística do teste (Chi-Quadrado - χ^2) e o valor p calculado usando o teste de Kruskal-Wallis para comparar as médias dos valores da fase obtidos por cada amplitude de excitação de T_F	95
Tabela 5.5 – Estatística do teste (Fisher - F) e o valor p calculado usando a ANOVA de um critério para comparar as médias dos valores de amplitude e fase obtidos por cada método de estimação da frequência (FK, FKMMQ e FFT) em função da FRP de T_p	96

Tabela 5.6 – Estatística do teste (Chi-Quadrado - χ^2) e o valor p calculado usando o teste de Kruskal-Wallis para comparar as médias dos valores de amplitude e fase obtidos por cada FRP de T_p	97
Tabela 5.7 – Média e desvio padrão dos parâmetros acústicos e viscoelásticos do <i>phantom</i> B em função da PE.....	101
Tabela 5.8 – Estatística do teste (ET) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) para as propriedades acústicas e mecânicas do <i>phantom</i> B obtidas por cada PE de T_F	101
Tabela 5.9 – Estatística do teste (Chi-Quadrado - χ^2) e o valor p calculado usando o teste de Kruskal-Wallis para as propriedades acústicas e mecânicas do <i>phantom</i> C obtidas por cada PE de T_F	106
Tabela 5.10 – Resultado do teste de Student–Newman-Keuls, com comparações por pares das configurações de PE e $p < 0,05$	107
Tabela 5.11 – Estatística do teste (ET) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) sobre os parâmetros acústicos e viscoelásticos medidos em função da técnica de processamento.....	108
Tabela 5.12 – Resultados dos testes de Student-Newman-Keuls (✓) e Tukey (✖) com comparações múltiplas dos métodos de processamento e em função das configurações de excitação de T_F que apresentaram $p < 0,05$	109

LISTA DE SIMBOLOS

$c_h(t)$ – Função de Correlação Cruzada não Normalizada

c_L – Velocidade de Propagação da Onda Longitudinal

c_T – Velocidade de Propagação da Onda de Cisalhamento

c_ϕ – Velocidade de Fase da Onda de Cisalhamento

D – Amplitude Máxima de Vibração

$D_h(t)$ – Representação da Amplitude de Vibração do Meio

D_0 – Amplitude de Vibração na Posição Inicial de Referência ($r = 0$)

E – Módulo de Young

E_0 – Amplitude do Sinal de Eco

F_s – Frequência de Amostragem

f_T – Frequência da Onda de Cisalhamento

$\vec{F}(\vec{r}, t)$ ou \mathbf{F} – Força de Radiação Acústica

F_0 – Amplitude da força de radiação acústica

f_L – Frequência da Onda Longitudinal

f_e – Frequência Estimada

f_N – Frequência Nominal

G – Módulo de Cisalhamento Complexo

$G'(\omega)$ – Representa a Energia Armazenada devido à Deformação

$G''(\omega)$ – Representando a energia perdida sob deformação

$g_h(t)$ – Envelope Complexo

H – Número de Repetições

$I_h(t)$ – Componente em Fase

$\vec{I}(\vec{r}, t)$ ou **I** – Intensidade Acústica

K – Módulo Volumétrico

k – Número Complexo de Onda

k_T – Número Complexo de Onda de Cisalhamento

n_h – Ruído Gaussiano Branco

N_c – Número de Ciclos de Vibração

$Q_h(t)$ – Componente em Quadratura

$r_1(\tau)$ – Sinal de Eco de Referência

$r_h(\tau + t)$ – h-ésimo Sinal de Eco

R – Raio da Esfera

T – Período de Repetição de Pulsos

T_p – Transdutor de Prospecção

T_F – Transdutor usado na Geração de Força de Radiação Acústica

t_0 – Duração da Força de Radiação Acústica Instantânea

t_L e t_T – Tempos de Propagação das Ondas Longitudinal e Transversal

$u(t)$ – Vibração do Meio

$V_h(t)$ – Representação da Velocidade de Vibração do Meio

$v(t)$ – Velocidade de Vibração do Meio

y_i – Posição do Foco do Transdutor em relação à Direção Perpendicular ao Eixo Central do Transdutor, i .

y_h – Representação de $D_h(t)$ na forma Discreta em h

α_T – Coeficiente de Atenuação da Onda de Cisalhamento

α_L – Coeficiente de Atenuação da Onda Longitudinal

β – Amplitude da Onda de Cisalhamento

β_i – Amplitude da Onda de Cisalhamento na posição i (na direção perpendicular ao eixo central do transdutor).

β_h – Amplitude da Onda de Cisalhamento Detectada por T_p devido ao h -ésimo Trem de Pulsos de Excitação

Δd_h – Deslocamento do Objeto entre dois Sinais de Eco Consecutivos

Δr – Distância entre as Posições y_i e y_{i+1}

$\Delta\theta_n(f)$ – Diferença de fase entre Sinais de Eco Consecutivos na Frequência f

$\Delta\phi_T$ – Diferença de Fase da Onda de Cisalhamento

ε_L e ε_T – Tensores *Strain* Longitudinal e Transversal

η – Coeficiente de Viscosidade de Cisalhamento

θ – Ângulo entre o Feixe de Ultrassom emitido por T_p e a direção de Vibração do Meio

κ – Compressibilidade Adiabática

λ – Primeiro Coeficiente de Lamé

μ – Segundo Coeficiente de Lamé

ξ – Coeficiente de Elasticidade de Cisalhamento

ρ_0 – Densidade do Meio

ρ_E – Densidade da Esfera

σ – Coeficiente de Poisson

τ_L e τ_T – Tensores *Stress* Longitudinal e Transversal

ϕ_0 – Fase do Sinal Transmitido por T_p

ϕ_i – Fase da Onda de Cisalhamento na Posição i (na direção perpendicular ao eixo central do transdutor).

ϕ_h – Fase da Onda de Cisalhamento Detectada por T_p devido ao h -ésimo Trem de Pulsos de Excitação

ϕ_T – Fase da Vibração do Meio Gerada pela Propagação da Onda de Cisalhamento

ϕ_l – Fase da Onda Longitudinal

χ – Representa a Minimização do Erro Mínimo Quadrático

ψ – Razão entre a Densidade da Esfera e a Densidade do Meio Viscoelástico

ω_T - Frequência Angular da Onda de Cisalhamento

ω_0 - Frequência Angular do Transdutor T_p

Ω – Frequência Angular Central do Transdutor Responsável por Gerar a Força de Radiação Acústica Instantânea

LISTA DE SIGLAS

AM – *Amplitude modulation*

ARFI – *Acoustic Radiation Force Impulse Imaging*

CC – Correlação cruzada

CC_{TH} – Correlação cruzada usando transformada de Hilbert

CCE – Correlação cruzada espectral entre um sinal de eco de referência e os sinais de ecos consecutivos

CCE_{JS} – Correlação cruzada espectral entre sinais de ecos sucessivos

CCN_{TH} – Correlação cruzada normalizada utilizando transformada de Hilbert

CCN – Correlação cruzada normalizada

CDFP – Circuito divisor de frequência programável

CDFF – Circuito divisor de frequência fixo

CiC – Circuito de comando

DQ – Demodulação em fase e quadratura entre um sinal de eco de referência e os sinais de ecos consecutivos

DQ_{JS} – Demodulação em fase e quadratura entre sinais de ecos sucessivos

ET – Estatística do teste

FFT – *Fast Fourier Transform*

FK – Filtro de Kalman para estimar a frequência baseado na amplitude do sinal

FKMMQ – Filtro de Kalman para estimar a frequência baseado na minimização do erro quadrático médio entre o sinal de entrada e o sinal filtrado

FRP – Frequência de Repetição de Pulsos

MMSE – Erro Quadrático Médio mínimo

PE – Parâmetro de excitação

PRP – Período de Repetição de Pulsos

RF – Radiofrequência

SDUV – *Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry*

SiFRA – Sistema Ultrassônico para Geração de Força de Radiação Acústica

SNR – *signal-to-noise ratio*

SUP – Sistema Ultrassônico de Prospecção

SWEI – *Shear Wave Elasticity Imaging*

TTL – *Transistor-to-Transistor Logic*

TH – Transformada de Hilbert

US – Ultrassom

1 INTRODUÇÃO

As propriedades mecânicas, como o coeficiente de elasticidade de tecidos biológicos, são muitas vezes afetadas pelo estado dos tecidos, de forma que algumas doenças, como por exemplo, câncer (BERCOFF *et al.*, 2003a; CHAMMING'S *et al.*, 2013) e fibrose hepática (SANDRIN *et al.*, 2003), podem causar mudanças nesses parâmetros (ANDERSON, 1985; SARVAZYAN *et al.*, 1998). Ophir *et al.* (1991) relataram que o carcinoma de mama scirrhus é um nódulo extremamente duro, ou seja, apresenta um elevado valor de elasticidade, em relação ao tecido sadio. Além disso, Marinho *et al.* (2007) verificaram que a razão entre as medianas da elasticidade de um fígado com cirrose e um sadio foi de aproximadamente 2,9. Por outro lado, quando pessoas que apresentavam mais do que um fator etiológico (hepatite B, hepatite C, etanol ou infecção VIH) foram comparadas com pessoas saudáveis, a razão entre as medianas da elasticidade foi de aproximadamente 9,8. Sendo assim, uma avaliação das propriedades mecânicas torna-se uma ferramenta de diagnóstico em potencial. Há na literatura muitos estudos que investigaram a propagação de ondas de cisalhamento, por meio de um método elastográfico dinâmico, para estimar as propriedades viscoelásticas do meio (BERCOFF *et al.*, 2003b; CHEN *et al.*, 2009a; GENNISSON *et al.*, 2004; GENNISSON and CLOUTIER, 2006; NIGHTINGALE *et al.*, 2003; URBAN *et al.*, 2008; 2009; 2010b). Desde que a elastografia dinâmica foi desenvolvida, há basicamente 2 métodos de induzir a propagação de ondas de cisalhamento. Em um deles, utiliza-se um agitador mecânico (AMADOR *et al.*, 2011a; CATHELINE *et al.*, 2003; GENNISSON *et al.*, 2003; 2013; GENNISSON and CLOUTIER, 2006; SCHMITT *et al.*, 2011; ZAHIRI *et al.*, 2010) e no outro emprega-se força de radiação acústica (AMADOR *et al.*, 2011b; BERNAL *et al.*, 2012; BRUM *et al.*, 2012; CHEN *et al.*, 2004; 2009a; GENNISSON *et al.*, 2010; 2013; MITRI *et al.*, 2011; URBAN *et al.*, 2010a; 2010b; 2012; 2008).

Atualmente, existem 3 equipamentos comerciais que são usados para avaliar a elasticidade do tecido biológico. Um deles, o Fibroscan comercializado pela empresa Echosens (Paris, França), é baseado em elastografia transiente (CATHELINE *et al.*, 2004), ou seja, na utilização de um agitador mecânico, com um transdutor ultrassônico com frequência de 5 MHz acoplado a uma das extremidades, e com frequência de

oscilação de 50 Hz. Os outros, Aixplorer (Supersonic Imagine, Paris, França) e Acuson S2000 (Siemens, Berlin, Alemanha) são baseados nas técnicas *Shear Wave Elasticity Imaging*, SWEI, (SARVAZYAN *et al.*, 1998) e *Acoustic Radiation Force Impulse Imaging*, ARFI, (NIGHTINGALE *et al.* 2001), respectivamente. Ambas empregam transdutores ultrassônicos para gerar força de radiação acústica sobre o meio investigado e, conseqüentemente, induzir a vibração desse meio, o que possibilita caracterizar sua elasticidade.

Uma revisão da literatura possibilita observar que há um interesse crescente da comunidade científica em usar força de radiação acústica em seus estudos. Esta força já foi empregada em investigações na área oftálmica (NEGRON *et al.*, 2002; SHIH *et al.*, 2013; TANTER *et al.*, 2009), na detecção e na caracterização de lesões (CHAMMING'S *et al.*, 2013; NIGHTINGALE *et al.*, 2002), na geração de imagens de artérias com calcificações (FATEMI and GREENLEAF, 1998) e com placas ateroscleróticas (BEHLER *et al.*, 2009; DAHL *et al.*, 2009), no estudo da rigidez (*stiffness*) de miocárdio de caninos *in vivo* (HSU *et al.*, 2007), na geração de imagens da elasticidade de rins (GRENIER *et al.*, 2013) e nas estimativas das propriedades viscoelásticas de fígado (CASTERA *et al.*, 2008; PALMERI *et al.*, 2008), músculo (GENNISSON *et al.*, 2010), amostras de sangue suíno (BERNAL *et al.*, 2012; 2013a; 2013b), em amostras de coágulos de sangue de porco (HUANG *et al.*, 2011; 2013) e próstata (MITRI *et al.*, 2011; ZHAI *et al.*, 2010).

A obtenção dos parâmetros viscoelásticos pode ser realizada por meio da medição do coeficiente de atenuação e da velocidade de propagação da onda de cisalhamento no meio (CATHELINE *et al.*, 2004; GENNISSON *et al.*, 2004; 2006; GENNISSON and CLOUTIER, 2006; YEH *et al.*, 2012), da avaliação da dispersão da velocidade da onda de cisalhamento, empregando a técnica *shear wave dispersion ultrasound vibrometry* (SDUV) (AMADOR *et al.*, 2011b; CHEN *et al.*, 2009a; HUANG *et al.*, 2013), ou a partir do estudo do comportamento temporal do deslocamento de uma esfera ou microbolha, imersa no meio, induzido por uma força de radiação acústica instantânea (AGLYAMOV *et al.*, 2007; CHEN *et al.*, 2004; HUANG *et al.*, 2011; KARPIOUK *et al.*, 2009; SHIH *et al.*, 2010). Uma vantagem em se utilizar esta última técnica para investigar as propriedades mecânicas do meio consiste no fato de que este método torna possível a realização de estudos sobre o processo de

coagulação sanguíneo empregando pequenas amostras de plasma (menos de 10 mL). Não obstante, os dois primeiros métodos, baseados na propagação de ondas de cisalhamento, podem ser facilmente utilizados para avaliar a viscoelasticidade de outros tecidos biológicos, pois não há a necessidade de inserir esfera ou microbolha no meio estudado.

A análise da propagação da onda de cisalhamento no tecido geralmente é realizada por meio da detecção da microvibração do meio, gerada pela passagem da onda de cisalhamento, utilizando-se um sistema ultrassônico operando no modo pulso eco. Uma sequência de sinais de radiofrequência (RF) retroespalhados por um conjunto de retroespalhadores vibrando é coletada pelo sistema ultrassônico e, em seguida, processada para fornecer os sinais que representam a vibração da região do tecido investigado.

Basicamente, os métodos de processamento de sinais de RF retroespalhados empregados para detectar a amplitude ou a velocidade de vibração de um meio, devido à propagação de ondas de cisalhamento induzidas pela aplicação de força de radiação acústica são: correlação cruzada (CC) (BERCOFF *et al.*, 2003a; 2003b; 2004; CATHELIN *et al.*, 2003; DEWALL *et al.*, 2014a; 2014b) e correlação cruzada normalizada (CCN) (BERNAL *et al.*, 2011; HSU *et al.*, 2007; PALMERI *et al.*, 2006; 2008; PINTON *et al.*, 2005; 2006; SCHMITT *et al.*, 2011) entre sinais de RF de referência e retroespalhados, correlação cruzada espectral (CCE_{JS}) entre sinais de RF retroespalhados sucessivos (CHEN *et al.*, 2012; MITRI *et al.*, 2011; URBAN *et al.*, 2008; 2009; 2010a; 2012; URBAN and GREENLEAF, 2008) e demodulação em fase e quadratura de sinais retroespalhados sucessivos (DQ_{JS}) (CHEN *et al.*, 2009a; ZHENG *et al.*, 2007; 2008) e do sinal de referência com os sinais de retroespalhados consecutivos (DQ) (PINTON *et al.*, 2005). Neste trabalho, os métodos CC, CCN e CCE_{JS} foram modificados buscando-se aumentar a precisão das medidas do atraso temporal e da diferença de fase, respectivamente. Os novos métodos foram denominados: correlação cruzada com transformada de Hilbert (CC_{TH}), correlação cruzada normalizada com transformada de Hilbert (CCN_{TH}) e correlação cruzada espectral (CCE) entre um sinal de eco de referência e sinais de ecos consecutivos.

A medição precisa das propriedades viscoelásticas do tecido, as quais são essenciais para o diagnóstico confiável das condições dos tecidos biológicos com base

na análise da propagação de ondas de cisalhamento, depende de vários fatores. Urban *et al.* (2009) verificaram algumas das fontes de erro associadas com a medição da viscoelasticidade, tais como a relação sinal/ruído (*signal-to-noise ratio* - SNR) dos sinais de RF retroespalhados, a amplitude de vibração do tecido, a largura de banda do transdutor e a distância entre duas regiões investigadas consecutivas (Δr), a qual é essencial para a medição da velocidade de fase e do coeficiente de atenuação do meio. Esses pesquisadores (URBAN *et al.*, 2009) apresentaram os parâmetros que deveriam ser empregados para otimizar a estimativa das propriedades mecânicas de um determinado meio, pois a escolha dos parâmetros ideais, como por exemplo, Δr , depende das características do meio investigado. Além dos fatores já mencionados, a medição precisa depende do quão correto está o sinal que representa a vibração do tecido, o qual está relacionado com o desempenho da técnica de processamento dos sinais de RF retroespalhados. Não obstante, há uma carência na literatura de estudos sobre o desempenho das técnicas de processamento de sinais que representam a vibração do meio devido a aplicação de ondas de cisalhamento, a fim de sinalizar qual a técnica que proporciona os melhores resultados.

No Brasil, o emprego da elastografia dinâmica esbarra em obstáculos tais como o custo elevado do equipamento, o que inibe a realização de investigação científica. Portanto, o objetivo desta Tese foi o desenvolvimento de um sistema elastográfico, o qual pode ser considerado um ponto de partida para o aprimoramento do conhecimento e do uso da técnica elastográfica e a comparação do desempenho das técnicas de processamento, CC, CC_{TH}, CCE_{JS}, CCE, CCN, CCN_{TH}, DQ_{JS} e DQ, empregadas para extrair os sinais que representam a vibração do meio, avaliando o erro nas estimativas das propriedades acústicas (velocidade e coeficiente de atenuação) e mecânicas (viscoelasticidade) do meio investigado, devido à propagação de onda de cisalhamento. Além disso, objetivou-se comparar as técnicas usualmente empregadas na literatura, para estimar os parâmetros viscoelásticos do tecido biológico, por meio de simulação. Sendo que uma das técnicas foi modificada buscando-se minimizar o erro nas estimativa dos parâmetros mencionados.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo desta Tese foi a montagem de um método elastográfico baseado em força de radiação acústica para caracterizar as propriedades mecânicas (acústicas e viscoelásticas) de *phantom* de gelatina de pele de porco e a comparação dos métodos de processamento empregados para extrair microvibrações de meios viscoelásticos devido à aplicação de força de radiação acústica.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Construção de um sistema ultrassônico de prospecção, o qual foi configurado para operar no modo pulso-eco, ou seja, capaz de produzir o sinal de excitação do transdutor de prospecção (T_p) e fornecer o sinal de RF retroespalhado coletado pelo próprio T_p . Além disso, este sistema permitirá extrair os componentes em fase e quadratura do sinal retroespalhado pelo meio de propagação da onda de cisalhamento e apresentará um canal de saída com o sinal de sincronismo. Os sinais de RF retroespalhados e os componentes em fase e quadratura destes sinais são usados na caracterização da vibração do meio;
- simular sinais que representem a vibração senoidal do meio, com ruído gaussiano branco, e testar se o filtro de Kalman é capaz de recuperar a frequência destes sinais;
- simular vibrações harmônicas e investigar se o Filtro de Kalman estima adequadamente a frequência fundamental de vibração, uma vez que as frequências dos harmônicos são múltiplas desta frequência;
- realizar um estudo da otimização dos parâmetros usados experimentalmente e comparar as técnicas de processamentos de sinais de vibração, por meio da simulação da propagação de onda de cisalhamento, para reduzir o erro nas medições dos parâmetros acústicos e viscoelásticos de músculo;

- simulação da propagação de ondas de cisalhamento harmônicas em coágulo de plasma para comparar as técnicas de medição de ξ e η .
- montagem experimental para gerar força de radiação acústica e, com isso, induzir a vibração de uma esfera, a qual será monitorada empregando-se o sistema ultrassônico de prospecção desenvolvido;
- montagem e teste do sistema experimental para gerar e monitorar a propagação de ondas de cisalhamento em *phantoms* de gelatina;
- simulação da propagação de onda de cisalhamento em um *phantom* de gelatina com coeficientes de elasticidade e viscosidade de 1500 Pa e 0,8 Pa·s, respectivamente. Usaram-se os valores obtidos experimentalmente como parâmetros de entrada na simulação;
- montagem e teste do sistema experimental para gerar força de radiação acústica instantânea e monitorar o comportamento temporal da esfera localizada no interior de um *phantom* de gelatina;

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 MÉTODOS DE DETECÇÃO DE VIBRAÇÕES INDUZIDAS POR FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA

De acordo com Cobbold (2007), Dickenson e Hill (1982) foram os primeiros pesquisadores a propor a medição da velocidade de vibração do tecido usando correlação cruzada entre sinais de eco sucessivos. Tanto Jong *et al.* (1990) quanto Céspedes *et al.* (1995) e Eckersley e Bamber (2004) recomendaram o uso de interpolação para estimar o máximo da função de correlação cruzada, pois isso permitiria estimar o máximo da função com mais precisão, resolvendo assim possíveis problemas de aquisição de sinais com baixa frequência de amostragem. Ainda em 1990, Foster *et al.* (1990) propuseram a realização de um ajuste parabólico próximo ao ponto de máximo da função de correção cruzada.

Bercoff *et al.* (2003a; 2003b; 2004), DeWall *et al.* (2014a; 2014b) e Melodelima *et al.* (2006; 2007) usaram um método de correlação cruzada entre o sinal de referência e os sinais de eco, baseado no método empregado por Ophir (1991), e algum tipo de interpolação, para calcular o atraso temporal entre o sinal de referência e os sinais de eco e, com isso, estimar a amplitude de vibração do meio. Outra técnica bastante usada é a correlação cruzada normalizada, entre o sinal de referência e os sinais de eco (HSU *et al.*, 2007; PALMERI *et al.*, 2008; SCHMITT *et al.*, 2011; SELZO and GALLIPPI, 2013) descrita por Pinton *et al.* (2006). De maneira geral, o tempo de execução desta técnica é superior ao método de correlação cruzada não normalizada, mas tem como principal vantagem considerar a energia dos sinais, de forma que é capaz de fornecer resultados mais precisos (VIOLA and WALKER, 2003). Isso é possível porque esta técnica melhora a exatidão das medidas, pois reduz o efeito provocado por refletores com alta impedância, ou seja, diminui o efeito gerado por objetos que produzem pontos brilhantes nas imagens (PINTON *et al.*, 2006).

Kasai *et al.* (1985) utilizaram a técnica de autocorrelação para estimar a velocidade de fluxos baseada na diferença de fase medida a partir de sinais demodulados. Esta técnica foi adaptada por Zheng *et al.* (2007) para estimar a diferença de fase entre sinais de ecos consecutivos e, com isso, extrair o sinal que representa a velocidade de vibração do meio. O método adaptado foi utilizado por Zheng *et al.* (2008) e Chen *et al.* (2009a; 2009b). A técnica de Kasai *et al.* (1985) foi usada por Amador (2011b; 2012) para estudar a vibração gerada pela dispersão de onda de cisalhamento e modificada por Pinton *et al.* (2005; 2006) para medir a amplitude de vibração do meio investigado.

Outros pesquisadores (BERNAL *et al.*, 2011; CHEN *et al.*, 2012; MITRI *et al.*, 2011; URBAN *et al.*, 2008; 2009; 2010b; 2012; URBAN and GREENLEAF, 2008) calcularam a diferença de fase entre sinais de ecos sucessivos empregando o método, correlação cruzada espectral, desenvolvido por Hasegawa e Kanai (2006).

2.2 CARACTERIZAÇÃO DA VISCOELASTICIDADE DE MEIOS BIOLÓGICOS USANDO ULTRASSOM

Há na literatura basicamente 4 métodos para estimar as propriedades mecânicas (elasticidade e viscosidade) de um meio viscoelástico usando ultrassom. Os coeficientes

viscoelásticos podem ser obtidos por meio do coeficiente de atenuação e da velocidade de fase da onda de cisalhamento, ou realizando-se um ajuste não linear dos valores de velocidade de fase medidos em múltiplas frequências usando a equação da velocidade de fase em função da viscoelasticidade do meio e da frequência. Além disso, é possível estimar os parâmetros viscoelásticos analisando o comportamento temporal do deslocamento de uma esfera (ou microbolha) localizada no interior do meio estudado, devido à aplicação de força de radiação acústica instantânea.

A elastografia transitória foi empregada para estimar a viscoelasticidade de *phantom* (GENNISSON AND CLOUTIER, 2006) e sangue de porco (GENNISSON *et al.*, 2006). Um pistão, com um transdutor ultrassônico com frequência de 10 MHz acoplado a sua extremidade, estava conectado a um agitador mecânico e foi posto para vibrar com uma frequência de 25 Hz. Esta vibração induziu a propagação da onda de cisalhamento, a qual foi investigada por meio de um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco. Após o processamento dos sinais de RF coletados para se extrair a vibração, foram estimados o coeficiente de atenuação e a velocidade de fase da onda de cisalhamento, os quais foram posteriormente empregados nos cálculos dos coeficientes viscoelásticos.

A técnica *Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry* (SDUV) desenvolvida por Chen *et al.* (2004) emprega um sinal com modulação em amplitude (AM) para excitar um transdutor ultrassônico focalizado. Este transdutor gera força de radiação acústica periódica, a qual induz a propagação de ondas de cisalhamento e, conseqüentemente, gera vibrações harmônicas no meio. Um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco é conectado a dois transdutores afastados de Δr , os focos destes transdutores são posicionados sobre o mesmo eixo que está o foco do transdutor responsável por gerar a força de radiação acústica, com isso é possível calcular a fase da onda nestas duas posições. Por meio da diferença de fase, estima-se a velocidade de fase da onda na frequência desejada. Realizando-se um ajuste não linear da velocidade de fase estimada em função das frequências de vibração do meio (fundamental e harmônicos) estimam-se os parâmetros viscoelásticos (elasticidade e viscosidade de cisalhamento). Esse método já foi empregado para estimar as propriedades viscoelásticas de músculo bovino (CHEN *et al.*, 2009a), *phantom* de gelatina (CHEN *et al.*, 2004), músculo de porco (URBAN *et al.*, 2009), coágulo sanguíneo (HUANG *et al.*,

2013), rim de porco (AMADOR *et al.*, 2011b), próstata humana de cadáver *in vitro* (URBAN *et al.*, 2010b) e fígado de porco (CHEN *et al.*, 2009a; 2009b).

Oestkeicher (1951) realizou o primeiro estudo sobre a oscilação de uma esfera em um meio viscoelástico, por meio do campo de deslocamento e da impedância mecânica e percebeu que o comportamento da esfera descreve o estado do tecido biológico. No início do século XXI Chen *et al.* (2002b) empregaram força de radiação acústica para induzir a vibração de uma esfera inserida em um *phantom* e mediu a velocidade de vibração da esfera em função da frequência. Baseando-se nos estudos já realizados, Ilinskii *et al.* (2005) aplicaram força de radiação acústica, durante um curto intervalo de tempo, sobre uma bolha inserida em um meio viscoelástico e estimaram o deslocamento da bolha. Com isso eles observaram que a viscosidade reduz a oscilação e a amplitude máxima do deslocamento de uma bolha. Em seguida, Aglyamov *et al.* (2007) desenvolveram uma técnica para estimar os parâmetros viscoelásticos empregando força de radiação acústica instantânea. O foco de um transdutor ultrassônico é posicionado sobre uma esfera ou microbolha, a qual está inserida no meio a ser estudado. Esse transdutor induz o deslocamento da esfera (microbolha) por meio da aplicação de força de radiação acústica instantânea. Utilizando um sistema ultrassônico operando no modo pulso eco é possível estudar o comportamento temporal do deslocamento da esfera e, com isso, estimar as propriedades viscoelásticas do meio. Esse método foi empregado para estudar as propriedades mecânicas de *phantoms* de gelatina de pele de porco (AGLYAMOV *et al.*, 2007; KARPIOUK *et al.*, 2009; WANG *et al.*, 2013; YOON *et al.*, 2011), coágulo sanguíneo com diferentes concentrações de hematócrito (HUANG *et al.*, 2011; SHIH *et al.*, 2010) e cristalino do olho bovino (SHIH *et al.*, 2013; YOON *et al.*, 2012).

Schimitt *et al.* (2011) utilizaram uma excitação harmônica (50 a 160 Hz) para gerar a vibração de uma placa ($202 \times 85 \text{ mm}^2$) acoplada a um agitador mecânico e em contato com a superfície de um *phantom*, o que gerou a propagação de ondas de cisalhamento. Esse *phantom* ($20,5 \times 27,5 \times 10,5 \text{ cm}^3$) era constituído de agar e gelatina e apresentava uma inclusão oca com dimensões $8 \times 10 \times 3,5 \text{ cm}^3$, na qual foi inserida uma amostra de sangue de porco fresco. A partir dos valores de velocidade e coeficiente de atenuação, eles estimaram o módulo de cisalhamento complexo em função da frequência da onda de cisalhamento e empregaram este módulo para estimar as

propriedades mecânicas do meio utilizando o modelo viscoelástico desejado. Esses pesquisadores empregaram esta técnica para estudar amostras de fígado de porco e rato inseridos em *phantoms* de gelatina (SCHMITT *et al.*, 2008).

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo fornece um embasamento teórico sobre a aplicação de força de radiação acústica em meios viscoelásticos, com objetivo de caracterizar sua viscoelasticidade. Inicialmente será apresentada a técnica elastográfica dinâmica, uma vez que este método pode empregar força de radiação acústica periódica no meio. Sendo assim, a Seção (3.1) abordará a definição de elastografia, os diferentes tipos de elastografia dinâmica e a motivação pela qual se empregam ondas de cisalhamento para caracterizar o tecido biológico. Na seção seguinte (3.2) será abordado um método que emprega força de radiação acústica instantânea para estimar as propriedades viscoelásticas do meio. Em seguida será apresentada a técnica utilizada para estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento, as quais serão usadas nas estimativas dos coeficientes viscoelásticos de cisalhamento em elastografia dinâmica, seção (3.3). A seção (3.4) apresenta os métodos que podem ser utilizados para estimar os coeficientes de elasticidade e viscosidade de cisalhamento do meio. As técnicas de processamentos de sinais retroespalhados empregadas para extrair a amplitude e a velocidade de vibração do meio serão abordadas na seção (3.5). A seção (3.6) apresenta o filtro de Kalman. Este filtro é empregado para se estimar os componentes em fase e quadratura do sinal ultrassônico retroespalhado, e, com isso, obter o sinal que representa a velocidade ou a amplitude de vibração do meio estudado. Na seção (3.7) será exibida a implementação do Filtro de Kalman e a seção (3.8) abordará os métodos empregados para estimar a frequência de vibração do meio, uma vez que para usar o filtro de Kalman é necessário conhecer a frequência de oscilação do meio investigado. E, finalmente, a Seção (3.9) apresenta a importância e alguns tipos de circuitos de casamento de impedância elétrica, pois os transdutores ultrassônicos utilizados nos experimentos têm baixa impedância.

3.1 ELASTOGRAFIA DINÂMICA

Elastografia é uma técnica não-invasiva, desenvolvida por Ophir *et al.* (1991), utilizada para estimar e gerar imagens das propriedades elásticas, como por exemplo, o módulo de Young, do meio biológico. Este método foi aperfeiçoado, empregando-se uma fonte de vibração externa capaz de produzir uma força transiente no meio investigado, de modo que possibilitou o estudo de propriedades dinâmicas, como por exemplo, a viscoelasticidade (GENNISSON *et al.*, 2004; GIANNOULA, 2008). A técnica mencionada, denominada elastografia dinâmica, pode empregar um agitador mecânico ou força de radiação acústica para induzir a propagação de ondas de cisalhamento no meio que se pretende examinar. As Figuras 3.1a e 3.1b representam métodos elastográficos dinâmicos baseados em agitador mecânico externo e força de radiação acústica, respectivamente.

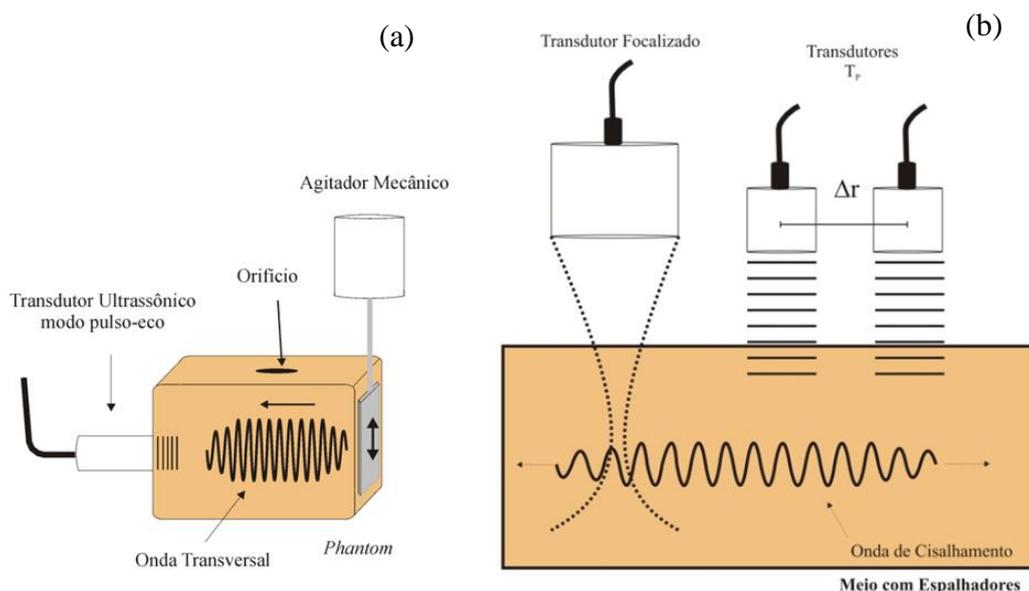


Figura 3.1 – (a) Métodos elastográficos dinâmicos baseados em agitador mecânico externo e (b) força de radiação acústica.

Na Figura (3.1a) o agitador mecânico oscila em baixa frequência, com isso a placa acoplada a sua haste e em contato com a superfície do *phantom* vibra e induz a propagação de onda de cisalhamento perpendicularmente à superfície da placa. Um sistema ultrassônico, representado na figura pelo transdutor ultrassônico, operando no modo pulso-eco, detecta a vibração das partículas devido à propagação da onda. Por outro lado, na Figura (3.1b) um transdutor focalizado com frequência de repetição de

pulsos (FRP) entre 50 e 500 Hz gera força de radiação acústica e, conseqüentemente, induz a propagação de onda de cisalhamento no meio com espalhadores. Sendo assim, dois transdutores (sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco) afastados de Δr coletam sinais ultrassônicos de posições distintas, dos quais se extraem a amplitude e a fase da onda de cisalhamento, e, com isso, é possível caracterizar o meio.

De acordo com Cobbold (2007), a capacidade do método elastográfico detectar anormalidades em um determinado meio depende das variações das propriedades mecânicas que ocorrem nele. Shung (2006) e Cobbold (2007) mencionaram que os parâmetros mecânicos mais usados (para meio sólido, sem viscosidade, infinito e isotrópico, o qual obedece às leis de Hooke, ou seja, o tensor *stress* é linearmente proporcional ao tensor *strain*), são o módulo de Young (E), o coeficiente de Poisson (σ), e o módulo de cisalhamento ou módulo de rigidez (G), dados por (1-3), respectivamente:

$$E = \frac{\tau_L}{\varepsilon_L} = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{(\lambda + \mu)} = 2\mu(1 + \sigma), \quad (1)$$

$$\sigma = -\frac{\varepsilon_T}{\varepsilon_L} = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)}, \quad (2)$$

$$G = \frac{\tau_T}{\varepsilon_T} = \frac{\lambda(1 - 2\sigma)}{2\sigma} = \frac{E}{2(1 + \sigma)}, \quad (3)$$

onde λ e μ são o primeiro e segundo coeficientes de Lamé ($\mu = G$), τ é o tensor *stress* (razão entre força e área), ε é o tensor *strain* (deslocamento relativo) e os subíndices L e T indicam se os componentes de τ e ε são longitudinais ou transversais, respectivamente. O módulo volumétrico (K) é representado por:

$$K = \kappa^{-1}, \quad (4)$$

sendo κ a compressibilidade adiabática do meio.

O módulo de cisalhamento está relacionado com a dureza ou a elasticidade do material. O coeficiente de Poisson do tecido biológico é considerado 0,5, sendo assim é possível reescrever (3) como $E = 3G$, ou seja, o valor do módulo de Young é 3 vezes superior ao valor do módulo de cisalhamento (COBBOLD, 2007).

As velocidades de propagação das ondas de cisalhamento (c_T) e longitudinal (c_L) em um meio sólido, isotrópico e sem viscosidade estão relacionadas com E , μ , σ e com a densidade do meio (ρ_0) por meio de (5) e (6), respectivamente (COBBOLD, 2007):

$$c_T = \sqrt{\frac{G}{\rho_0}} = \sqrt{\frac{E}{2(1+\sigma)\rho_0}} \quad (5)$$

$$c_L = \sqrt{\frac{K}{\rho_0}} = \sqrt{\frac{(\lambda + 2\mu)}{\rho_0}} = \sqrt{\frac{E(1+\sigma)}{(1+\sigma)(1-2\sigma)\rho_0}} \quad (6)$$

A Figura 3.2 apresenta os módulos volumétrico e de cisalhamento para o tecido biológico. Nela é possível observar que o módulo de cisalhamento possui uma variação de aproximadamente 5 ordens de grandeza para todo tecido mole, ao passo que o módulo volumétrico exibe variação menor que uma ordem de grandeza para este tecido. Isto revela uma sensibilidade maior da velocidade da onda de cisalhamento, por meio do módulo de cisalhamento, para ser usado na caracterização do tecido biológico.

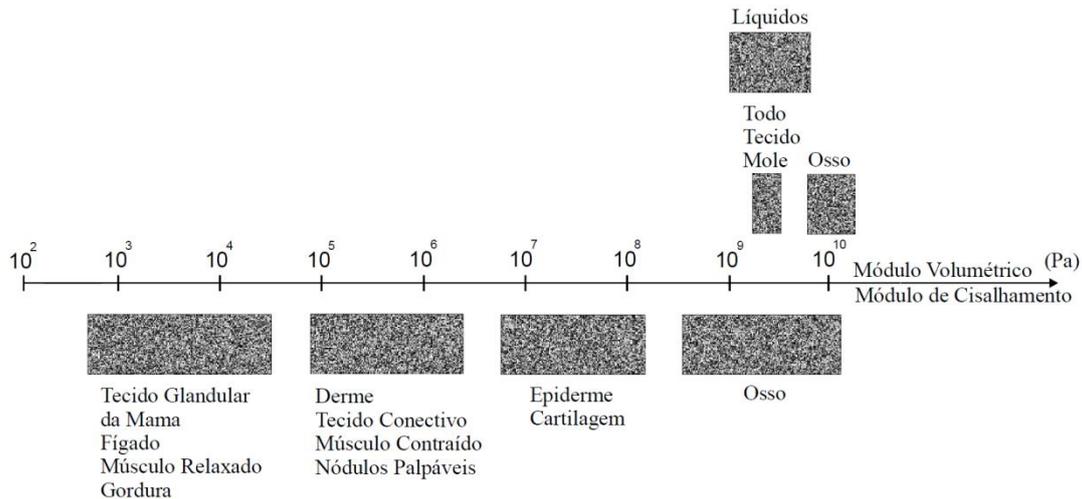


Figura 3.2 – Variação dos módulos de cisalhamento e volumétrico para vários tipos de tecido do corpo humano. Versão adaptada reproduzida de *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 24/9, SARVAZYAN *et al.*, Shear wave elasticity imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics, page 1420, Copyright (1998), with permission from Elsevier.

A técnica elastográfica dinâmica baseada em força de radiação acústica emprega um transdutor focalizado para gerar força de radiação acústica em um meio viscoelástico, a qual por sua vez induz a propagação de ondas de cisalhamento. Esta força ocorre devido à transferência de momento da onda acústica de compressão, ou longitudinal, para o meio, surgindo da absorção ou da reflexão dessa onda (TORR, 1984). Para um meio dissipativo a força de radiação acústica sobre um determinado volume é dada por:

$$\vec{F}(\mathbf{r}, t) = \frac{2\alpha_L \vec{I}(\mathbf{r}, t)}{c_L}, \quad (7)$$

onde c_L é a velocidade de propagação da onda de compressão ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), α_L é o coeficiente de atenuação ($\text{Np}\cdot\text{m}^{-1}$) da onda ultrassônica longitudinal no meio, \mathbf{I} é a intensidade acústica média temporal em um dado ponto no espaço ($\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$), a qual é proporcional ao quadrado do campo de pressão padrão e \mathbf{F} é a força de radiação acústica ($\text{Kg}\cdot\text{s}^{-2}\cdot\text{m}^{-2}$ ou $\text{N}\cdot\text{m}^{-3}$).

A utilização da força de radiação acústica foi inicialmente proposta por Sugimoto *et al.* (1990), para medir a dureza de tecidos (*hardness*).

3.2 FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA

Aglyamov *et al.* (2007) realizaram um estudo no qual estimaram o deslocamento de objetos esféricos, como por exemplo, microbolhas e esferas sólidas inseridas em meios viscoelásticos, em resposta à força de radiação acústica instantânea aplicada. Eles notaram que esta técnica pode ser empregada em tecidos biológicos desde que os alvos acústicos sejam microbolhas. Huang *et al.* (2011) usaram a técnica mencionada anteriormente e uma esfera de vidro para avaliar as propriedades viscoelásticas de amostras de coágulo de sangue de porco.

O deslocamento de uma esfera em meio viscoelástico induzido por uma força de radiação acústica instantânea (a força é aplicada durante um curto intervalo de tempo, t_0) pode ser obtido por (AGLYAMOV *et al.*, 2007):

$$U(t) = -\frac{iF_0}{12\pi^2 R} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{(e^{i\omega t_0} - 1)e^{-i\omega t}}{\omega(\xi - i\omega\eta)[1 - ikR - k^2 R^2(1 + 2\psi)/9]} d\omega \quad (8)$$

onde F_0 é a amplitude da força de radiação acústica, R o raio da esfera, ξ o coeficiente de elasticidade, η o coeficiente de viscosidade, ω a frequência angular central do transdutor responsável por gerar a força de radiação instantânea, ψ é a razão entre as densidades da esfera (ρ_E) e do meio viscoelástico (ρ) e k é o número complexo de onda, representado por (9):

$$k = \sqrt{\frac{\rho\omega^2}{(\xi - i\omega\eta)}}. \quad (9)$$

A integral em (8) pode ser obtida numericamente. O limite de integração é redefinido levando-se em consideração o espectro de frequência da curva do deslocamento da esfera obtida experimentalmente. Da equação (8) é possível observar que a viscosidade reduz a oscilação da esfera e a amplitude máxima de deslocamento.

Para estimar os parâmetros viscoelásticos, inicialmente o deslocamento da esfera em resposta a força de radiação instantânea, a qual tem duração de t_0 , pode ser medido utilizando-se dados experimentais. Em seguida, conhecendo-se as densidades do meio e da esfera e o raio da esfera, a curva teórica do deslocamento pode ser calculada por meio da equação (8). Minimizando-se a diferença entre a curva medida e a curva teórica é possível obter os coeficientes de elasticidade e viscosidade do meio (AGLYAMOV *et al.*, 2007; KARPIOUK *et al.*, 2009).

A motivação para se medir o deslocamento de uma esfera ou bolha localizada no interior de um *phantom* ou de uma amostra de sangue em resposta à força de radiação acústica aplicada sobre ela durante alguns milissegundos deve-se ao fato que em se conhecendo o valor da força é possível se obterem valores absolutos de viscosidade e elasticidade.

3.3 VELOCIDADE DE FASE E COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO

O método elastográfico dinâmico pode ser empregado tanto para induzir a propagação da onda de cisalhamento em um determinado meio quanto para operar no modo pulso-eco, e, com isso, investigar a vibração gerada pela propagação da onda mencionada. Com isso é possível medir a velocidade de fase, c_T , e o coeficiente de atenuação, α_T , da onda de cisalhamento. Os valores de c_T e α_T podem ser utilizados para estimar os coeficientes de elasticidade (ξ) e de viscosidade (η). Para um meio viscoelástico, homogêneo e isotrópico, representado pelo modelo de Voigt, c_T e α_T são dados por (YAMAKOSHI *et al.*, 1990):

$$c_T = \sqrt{\frac{2(\xi^2 + \omega_T^2 \eta^2)}{\rho_0(\xi + \sqrt{\xi^2 + \omega_T^2 \eta^2})}} \quad (10)$$

$$\alpha_T = \sqrt{\frac{\rho_0 \omega_T^2 (\sqrt{\xi^2 + \omega_T^2 \eta^2} - \xi)}{2(\xi^2 + \omega_T^2 \eta^2)}}, \quad (11)$$

onde ρ_0 e ω_T são a densidade do meio e a frequência angular da onda de cisalhamento, respectivamente. O resultado do limite de c_T quando ω_T ou η tende a zero é a Equação (5), na qual se considera um meio não viscoso. Isso porque o módulo de cisalhamento complexo para o modelo de Voigt é representado por $G = \xi + i\omega_T \eta$. Nesta situação observa-se que $G = \xi$.

Segundo Chen *et al.* (2002a), Bamber (2004) e Catheline *et al.* (2004), o modelo reológico mais apropriado para descrever os parâmetros reológicos do tecido biológico é o modelo de Voigt.

Bercoff *et al.* (2004) formularam a propagação de ondas de cisalhamento harmônicas e planas em um meio que pode ser representado pelo modelo de Voigt, com o deslocamento do meio dado por:

$$d(r, t) = D_0 e^{-\alpha_T r} e^{j(\omega_T t - k_T r)}, \quad (12)$$

onde D_0 é a amplitude da onda na posição inicial de referência ($r = 0$), k_T é o número de onda de cisalhamento, definida como $k_T = \omega_T / c_T$.

A Figura 3.3 exibe o esquema utilizado por Chen *et al.* (2004) para estimar a fase e a amplitude da onda de cisalhamento em posições distintas. A partir dessas informações é possível determinar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento. Os transdutores T_p emitem ondas longitudinais, coletam os sinais retroespalhados pelo meio e são sincronizados com o transdutor focalizado que gera a onda de cisalhamento. Por meio de uma técnica de processamento baseada em correlação cruzada, demodulação em fase e quadratura ou correlação cruzada espectral dos sinais retroespalhados, é possível construir o sinal que representa a vibração do meio, $D_h(t)$, devido à propagação da onda de cisalhamento. Aplicando-se este sinal de vibração em um filtro de Kalman podem-se estimar as fases ϕ_i , ϕ_{i+1} e as amplitudes β_i e β_{i+1} da onda de cisalhamento correspondente às posições y_i e y_{i+1} , respectivamente. Sendo que, geralmente, i varia de 1 até 10.

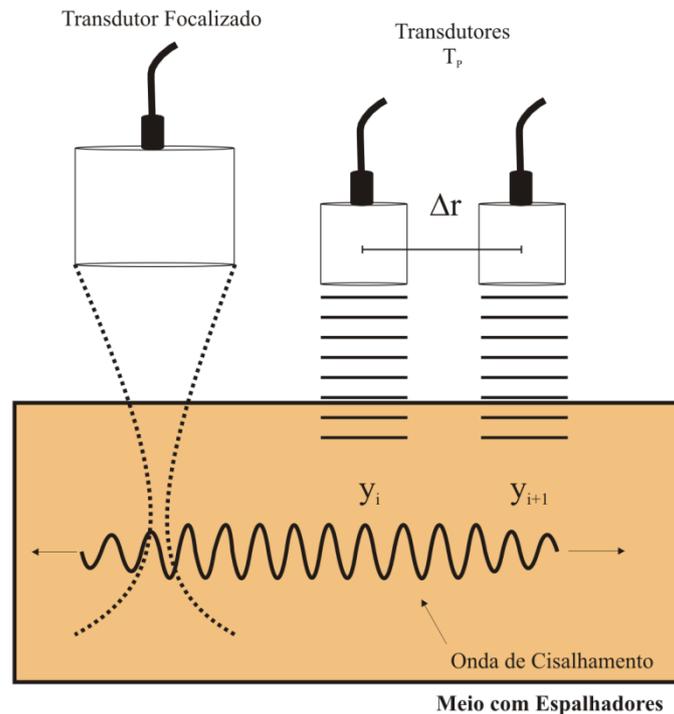


Figura 3.3 – Esquema utilizado para se estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no meio.

A partir das diferenças de fase $\Delta\phi_T = \phi_i - \phi_{i+1}$ entre posições distintas ao longo da direção de propagação da onda de cisalhamento é possível estimar a velocidade de fase da onda de cisalhamento como segue:

$$c_T = \frac{\omega_T \Delta r}{\Delta\phi_T}, \quad (13)$$

onde $\omega_T = 2\pi f_T$ e f_T é a frequência da onda de cisalhamento, Δr é a distância entre as posições y_i e y_{i+1} .

O coeficiente de atenuação é determinado por:

$$\alpha_T = \frac{1}{\Delta r} \ln(\beta_i / \beta_{i+1}), \quad (14)$$

3.4 COEFICIENTES VISCOELÁSTICOS

Quando o método SDUV (CHEN *et al.*, 2004) é empregado, os valores de velocidade de fase estimados com a equação (13) para cada frequência (fundamental e harmônicos) são usados em um ajuste não linear de (10) utilizando a função `nlinfit.m`, do *software* MATLAB® (Versão R2009a; Mathworks, Natick, MA, EUA), para estimar os coeficientes viscoelásticos.

Outra forma de estimar as propriedades mecânicas do meio consiste em obter expressões para η e ξ a partir das equações (10) e (11). Catheline *et al.* (2004), Gennisson *et al.* (2006), Gennisson e Cloutier (2006) usaram esta técnica, porém chegaram a equações incorretas relacionando η e ξ em função de c_T e α_T . As equações deduzidas nesta Tese são:

$$\xi = \frac{c_T^2 \rho \left(1 + \left| \frac{\gamma_T + 1}{1 - \gamma_T} \right| \right)}{2 \left(\frac{\gamma_T + 1}{1 - \gamma_T} \right)^2}, \quad (15)$$

$$\eta = \frac{\rho c_T^2}{\omega_T} \frac{1 + \left| \frac{\gamma_T + 1}{1 - \gamma_T} \right|}{(\gamma_T + 1)^2} \sqrt{\gamma_T}, \quad (16)$$

onde $\gamma_T = (c_T \alpha_T / \omega_T)^2$. Se $\gamma_T < 1$:

$$\xi = \frac{c_T^2 \rho}{(1 - \gamma_T) \left(\frac{2}{1 - \gamma_T} - 1 \right)^2}, \quad (17)$$

$$\eta = \frac{\rho c_T^2}{\omega_T} \frac{2\sqrt{\gamma_T}}{(1 + \gamma_T)^2}. \quad (18)$$

Ou ainda,

$$\xi = \frac{\omega_T^2 \rho c_T^2 (\omega_T^2 - \alpha_T^2 c_T^2)}{(\omega_T^2 + \alpha_T^2 c_T^2)^2}, \quad (19)$$

$$\eta = \frac{2\omega_T^2 \rho c_T^3 \alpha_T}{(\omega_T^2 + \alpha_T^2 c_T^2)^2}. \quad (20)$$

E se $\gamma_T > 1$:

$$\xi = \frac{-c_T^2 \rho \gamma_T}{(1 - \gamma_T) \left(\frac{2}{1 - \gamma_T} - 1 \right)^2}, \quad (21)$$

$$\eta = \frac{c_T^2 \rho}{\omega_T} \frac{2\gamma_T}{(1 + \gamma_T)^2} \sqrt{\gamma_T}. \quad (22)$$

Ou então,

$$\xi = -\frac{\alpha_T^2 \rho c_T^4 (\omega_T^2 - \alpha_T^2 c_T^2)}{(\omega_T^2 + \alpha_T^2 c_T^2)^2}, \quad (23)$$

$$\eta = -\frac{2c_T^5 \rho \alpha_T^3}{(\omega_T^2 + \alpha_T^2 c_T^2)^2}. \quad (24)$$

Se a vibração do meio estiver ocorrendo em um regime linear com a força de radiação acústica aplicada for considerada linear, o módulo de cisalhamento complexo é definido como $G(\omega_T) = G'(\omega_T) + iG''(\omega_T)$, onde $G'(\omega_T)$ é a parte real e representa a energia armazenada devido à deformação, ou seja, representa a elasticidade, e $G''(\omega_T)$ é a parte imaginária, representando a energia perdida sob deformação, isto é, representa a viscosidade do meio (VAPPOU *et al.*, 2009). Se o meio for puramente elástico o módulo de cisalhamento complexo está relacionado com o número de onda por meio da equação de propagação da onda transversal (VAPPOU *et al.*, 2009):

$$G = \frac{\rho\omega_T^2}{k^2}, \quad (25)$$

onde ω_T é a frequência angular da onda de cisalhamento harmônica. Considerando que o número de onda de um meio viscoelástico é $k = k' + i\alpha_T$, onde $k' = \omega_T / c_T$, podem-se reescrever as partes real e imaginária de (25) como (VAPPOU *et al.*, 2009):

$$G'(\omega_T) = \rho\omega_T^2 \left[\frac{k'^2 - \alpha_T^2}{(k'^2 + \alpha_T^2)^2} \right], \quad (26)$$

$$G''(\omega_T) = -2\rho\omega_T^2 \left[\frac{\alpha_T k'}{(k'^2 + \alpha_T^2)^2} \right]. \quad (27)$$

Os valores de coeficiente de atenuação e de velocidade de fase em função da frequência são empregados nas equações (26) e (27). O passo seguinte consiste em realizar um ajuste dos dados experimentais obtidos com (26) e (27) para o modelo de Voigt ($G = \xi + i\omega_T\eta$), por exemplo, buscando minimizar o erro χ em função dos parâmetros viscoelásticos (SCHMITT *et al.*, 2011):

$$\chi = \left\| G'(\omega_T) - \hat{G}'(\omega_T) \right\|_2 + \left\| G''(\omega_T) - \hat{G}''(\omega_T) \right\|_2, \quad (28)$$

onde $\hat{G}'(\omega_T)$ e $\hat{G}''(\omega_T)$ são os módulos *storage* e *loss* ajustados teoricamente usando o modelo de Voigt. A minimização do erro quadrático (χ) foi realizado utilizando a função `lsqnonlin.m`, do Matlab, em função de ξ e η para cada frequência. De acordo

com Schmitt *et al.* (2011), após a convergência da solução, χ representará o melhor ajuste entre os valores teóricos e experimentais.

Outra forma de estimar os parâmetros viscoelásticos, ainda não proposta na literatura (proposta nesta Tese), consiste em empregar os valores de $G(\omega) = G'(\omega) + iG''(\omega)$, por meio de $G'(\omega)$ e $G''(\omega)$ estimados com (26) e (27), para cada frequência em um ajuste não linear de $G = \xi + i\omega_T\eta$ utilizando a função `nlinfit.m`.

Observa-se na equação de G , baseada no modelo de Voigt, que se o meio estudado não apresenta viscosidade, o módulo de cisalhamento complexo é igual ao coeficiente de elasticidade de cisalhamento.

3.5 REPRESENTAÇÃO DA VIBRAÇÃO DO MEIO

Esta seção apresenta os métodos de processamentos de sinais empregados para extrair a amplitude ou a velocidade de vibração do meio, devido à aplicação de força de radiação acústica, dos sinais de RF de eco. Alguns métodos foram alterados, com objetivo de aumentar a precisão na estimativa da diferença de fase e do atraso temporal entre sinais de ecos, os quais são empregados para extrair a vibração do meio.

A Figura (3.4a) ilustra o sistema elastográfico usado para induzir e detectar a vibração do meio gerada pela propagação de ondas de cisalhamento. Uma parte desse sistema é responsável por empregar um transdutor ultrassônico focalizado T_f para gerar força de radiação acústica no meio e, conseqüentemente, induzir a propagação da onda de cisalhamento. A outra parte opera no modo pulso-eco, ou seja, permite a investigação da vibração do meio, por meio de sinais de RF coletados pelo transdutor T_p . Os sinais de RF coletados por este sistema (Figura 3.4b) foram ampliados com objetivo de melhorar a visualização dos sinais de RF de excitação e de eco, Figura (3.4c). O trecho ampliado foi segmentado e alinhado, para facilitar a visualização do atraso entre os sinais de ecos, Figura (3.4d). A Figura (3.4e) ilustra o h-ésimo trecho contendo apenas o sinal de eco, o qual é utilizado juntamente com alguma técnica de processamento de sinais de RF para extrair o sinal que representa a vibração do meio (Figura 3.4f).

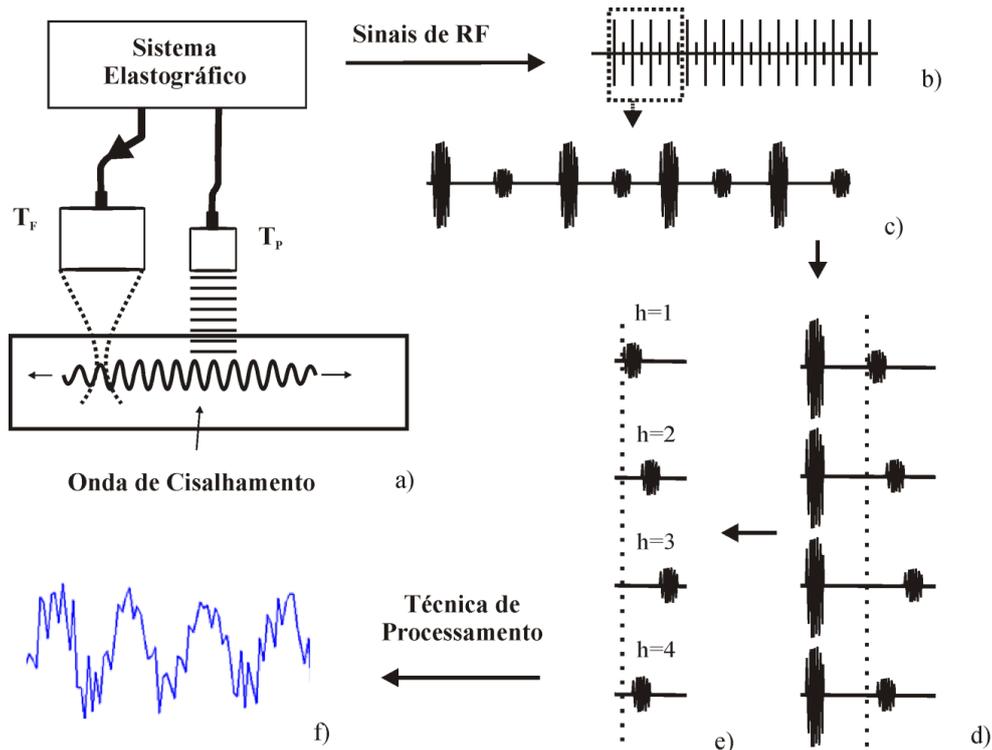


Figura 3.4 – Esquema empregado para extrair a vibração do meio a partir dos sinais de RF coletados por um sistema elastográfico. a) Sistema Elastográfico usado para gerar e detectar a vibração do meio induzida pela passagem da onda de cisalhamento. b) Sinal de RF coletado. c) Sinal de RF ampliado para facilitar identificação dos sinais de excitação e eco. d) Segmentação e alinhamento do trecho ampliado. e) 4 primeiros trechos consecutivos do sinal de RF contendo apenas o sinal de eco. f) Sinal que representa a vibração do meio obtido a partir da utilização de uma técnica de processamento e dos trechos contendo apenas os sinais de eco.

3.5.1 Demodulação em Fase e Quadratura - DQ_{JS}

A onda de cisalhamento induzida pela força de radiação acústica no meio provoca-lhe oscilação numa direção perpendicular a da sua propagação, a qual é perpendicular à direção da força de radiação. A amplitude, $u(t)$, e a velocidade, $v(t)$, de oscilação do meio, numa dada posição, são representadas por (ZHENG *et al.*, 2007):

$$u(t) = D \cdot \text{sen}(\omega_T t + \phi_T), \quad (29)$$

onde ω_T é a frequência angular da onda transversal e D e ϕ_T representam a amplitude máxima e a fase da vibração do meio gerada pela propagação da onda mencionada, respectivamente. Derivando-se (29) em relação ao tempo obtém-se a equação que representa a velocidade de vibração do meio:

$$v(t) = \frac{du(t)}{dt} = D \cdot \omega_T \cdot \cos(\omega_T t + \phi_T). \quad (30)$$

O transdutor ultrassônico de prospecção (T_p da Figura 3.3) opera no modo pulso-eco, emitindo uma onda longitudinal na forma de salva de senoides, com período de repetição de pulsos (PRP) T e frequência angular central ω_0 . O sinal de RF de eco refletido por um alvo imerso no meio é recebido por T_p e no seu terminal elétrico surge o sinal $r_h(t)$, que para o h -ésimo sinal de eco é dado por (ZHENG *et al.*, 2007):

$$r_h(t) = \text{Re}\{g_h(t)e^{j(\omega_0 t + \phi_0)}\}, \quad (31)$$

onde $\text{Re}[\]$ refere-se à parte real, ϕ_0 é a fase do sinal transmitido e $g_h(t)$ é o envelope complexo, o qual é representado por:

$$g_h(t) = |g_h(t)| \cdot e^{j\phi_h(t)} = I_h(t) + jQ_h(t), \quad (32)$$

onde $I_h(t)$ e $Q_h(t)$ são os componentes em fase e em quadratura para o sinal de eco. Aplicando-se um demodulador de fase e quadratura no sinal de eco (Equação 31), se obtêm os componentes em fase e quadratura (ZHENG *et al.*, 2007):

$$I_h(t) = |g_h(t)| \cdot \cos\{\beta \cdot \text{sen}[\omega_T(t + hT) + \phi_T] + \phi_0\}, \quad (33)$$

$$Q_h(t) = -|g_h(t)| \cdot \text{sen}\{\beta \cdot \text{sen}[\omega_T(t + hT) + \phi_T] + \phi_0\}, \quad (34)$$

onde $\beta = 2V\omega_0 \cos(\theta)/(c_L\omega_T)$. Sendo c_L a velocidade de propagação da onda ultrassônica emitida por T_p no meio, θ o ângulo entre o feixe de US emitido por T_p e a direção de vibração do meio, e V a amplitude da velocidade de vibração do meio.

O método usado por Zheng *et al.* (2007) para extrair a velocidade de vibração do meio, $V_h(t)$, baseia-se na diferença de fase entre dois sinais consecutivos do envelope complexo do sinal retroespalhado h e $h+1$. Para isto, Zheng *et al.* (2007) mostram que:

$$V_h(t) = \frac{-1}{2\text{sen}(\omega_T T/2)} [\phi_h(t) - \phi_{h+1}(t)] = \frac{-1}{2\text{sen}(\omega_T T/2)} \tan^{-1} \left[\frac{Y_h(t)}{X_h(t)} \right] \quad (35)$$

ou ainda:

$$V_h(t) = \frac{-1}{2\text{sen}(\omega_T T/2)} \beta (\sin[\omega_T(t+hT) + \phi_T] - \sin[\omega_T(t+h+1)T + \phi_T]), \quad (36)$$

$$= \beta \cos[\omega_T(t+hT) + \phi_T + \omega_T T/2],$$

onde

$$\begin{aligned} X_h(t) &= I_h(t) \cdot I_{h+1}(t) + Q_h(t) \cdot Q_{h+1}(t) \\ Y_h(t) &= I_{h+1}(t) \cdot Q_h(t) - I_h(t) \cdot Q_{h+1}(t). \end{aligned} \quad (37)$$

O termo $\tan^{-1} [\]$ de (35) é semelhante à diferença de fase para a estimativa da velocidade de fluxo utilizada para gerar imagens do fluxo sanguíneo com a técnica Doppler (KASAI *et al.*, 1985).

Após realizar a demodulação em fase e quadratura no sinal retroespalhado adquirido experimentalmente, utilizam-se os componentes em fase e quadratura em (37). O resultado deste procedimento é aplicado em (35) para fornecer o sinal que representa a velocidade de vibração do meio, $V_h(t)$. A amplitude, β , e a fase, ϕ_T , de $V_h(t)$ são estimados por um filtro de Kalman (ZHENG *et al.*, 2007) a partir da sequência de sinais $V_h(t)$ para diferentes valores de h .

3.5.2 Demodulação em Fase e Quadratura - DQ

O algoritmo desenvolvido por Kasai (1985) foi alterado de forma que a demodulação pudesse ser aplicada entre um sinal de eco de referência e o h -ésimo sinal de eco, com isso, a vibração do meio pode ser extraída diretamente (PINTON *et al.*, 2005; PINTON *et al.*, 2006):

$$D_h(t) = -[\phi_1(t) - \phi_h(t)] = -\tan^{-1} \left[\frac{Y_h(t)}{X_h(t)} \right] = \frac{-c}{2\omega_0 \cos(\theta)} \tan^{-1} \left[\frac{Y_h(t)}{X_h(t)} \right], \quad (38)$$

onde $X_h(t)$ e $Y_h(t)$ agora são representados por:

$$\begin{aligned} X_h(t) &= I_1(t) \cdot I_h(t) + Q_1(t) \cdot Q_h(t) \\ Y_h(t) &= I_h(t) \cdot Q_1(t) - I_1(t) \cdot Q_h(t) \end{aligned} \quad (39)$$

3.5.3 Correlação Cruzada Espectral - CCE_{JS}

A correlação cruzada espectral (CCE_{JS}) pode estimar a diferença de fase entre sinais de ecos consecutivos, com objetivo de investigar a vibração de um meio. Hasegawa e Kanai (2006) empregaram este método para corrigir a frequência central dos sinais de ecos. Estes sinais, no domínio do tempo, podem ser representados por $r_h(t)$ e seus espectros de frequências por $R_h(f)$. Definindo os atrasos temporais entre os sinais de eco h -ésimo e $(h+1)$ -ésimo como τ_h e τ_{h+1} , então os sinais de eco recebidos podem ser representados por $r(t - \tau_h)$ e $r(t - \tau_{h+1})$, respectivamente. Os espectros de frequência desses sinais são obtidos aplicando a transformada de Fourier (HASEGAWA and KANAI, 2006):

$$R_h(f) \equiv FFT[r(t - \tau_h)] = R(f) e^{-2j\pi f \tau_h}, \quad (40)$$

$$R_{h+1}(f) \equiv FFT[r(t - \tau_{h+1})] = R(f) e^{-2j\pi f \tau_{h+1}}. \quad (41)$$

Então, de acordo com Hasegawa e Kanai (2006), a diferença no atraso temporal, $\tau_{h+1} - \tau_h$, representa o deslocamento do meio e pode ser estimada da diferença de fase, por meio de uma correlação cruzada espectral $R_h^*(f) \cdot R_{h+1}(f)$ na frequência f :

$$\begin{aligned} R_h^*(f) \cdot R_{h+1}(f) &= |R_h(f)| |R_{h+1}(f)| e^{j\Delta\theta_h(f)} \\ R_h^*(f) \cdot R_{h+1}(f) &= |R(f)|^2 e^{j2\pi f(\tau_h - \tau_{h+1})} \end{aligned} \quad (42)$$

onde $\Delta\theta_h(f)$ é a diferença de fase entre 2 sinais de eco consecutivos e * o símbolo do complexo conjugado.

Se considerarmos a velocidade da onda longitudinal sendo c_L , as distâncias entre o transdutor e o meio, para os sinais de eco h -ésimo e $(h+1)$ -ésimo são:

$$\begin{aligned} d_h &= (c_L \tau_h) / 2 \\ d_{h+1} &= (c_L \tau_{h+1}) / 2 \end{aligned} \quad (43)$$

O deslocamento do objeto entre dois sinais de eco consecutivos, h -ésimo e $(h+1)$ -ésimo, é representado por $\Delta d_h = d_{h+1} - d_h$, sendo que Δd_h é obtida por meio da diferença de fase, $\Delta\theta_h(f)$, na frequência f estimada com (42):

$$\Delta d_h = d_{h+1} - d_h = \frac{c_L \cdot (\tau_{h+1} - \tau_h)}{2} = \frac{c_L \cdot \Delta\theta_h(f)}{4\pi f}. \quad (44)$$

A partir do deslocamento estimado entre dois sinais de eco consecutivos com a equação (44) é possível estimar a velocidade de vibração do meio usando o tempo entre dois sinais de ecos consecutivos, ou seja, o período de repetição de pulsos (HASEGAWA and KANAI, 2006):

$$V_h(f) = \frac{\Delta d_h}{PRP} = \frac{c_L \cdot \Delta\theta_h(f)}{2\omega_0 PRP}, \quad (45)$$

sendo que $\Delta\theta_h(f)$ é extraída usando-se a frequência central fornecida pela CCE_{JS}, a qual estima a frequência central a partir da frequência que ocorre um máximo do módulo da CCE_{JS}. Como a vibração do meio é harmônica, a amplitude de vibração do meio pode ser obtida dividindo-se a velocidade de vibração obtida com (45) por ω_T , para qualquer método que empregue sinais de ecos sucessivos (URBAN and GREENLEAF, 2008).

$$D_h(f) = \frac{V_h(f)}{\omega_T}. \quad (46)$$

3.5.4 Correlação Cruzada Espectral - CCE

O método CCE_{JS} apresentado anteriormente foi modificado de forma que a correlação cruzada espectral foi aplicada entre o primeiro e o h -ésimo sinais de eco, e será denominada CCE.

$$R_1^*(f)R_h(f) = |R_1(f)||R_h(f)|e^{j\Delta\theta_h(f)}, \quad (47)$$

agora $\Delta\theta_h(f)$ é a diferença de fase entre o primeiro e o h -ésimo sinais de eco. A vibração de um alvo pode ser obtida a partir de:

$$D_h(f) = \frac{c \cdot \Delta\theta_h(f)}{4\pi f}. \quad (48)$$

3.5.5 Correlação Cruzada - CC

A função de correlação cruzada não normalizada entre o sinal de eco de referência, $r_1(\tau)$, e o h -ésimo sinal de eco, $r_h(\tau+t)$, é definida como (FERTNER *and* SJOLUND, 1986; PINTON *and* TRAHEY, 2006):

$$c_h(t) = \int_{-T/2}^{T/2} r_1(\tau)r_h(\tau+t)d\tau. \quad (49)$$

O máximo de $c_h(t)$ indica o atraso (*time-delay*) entre os sinais $r_1(\tau)$ e $r_h(\tau+t)$, os quais podem ser utilizados no cálculo da amplitude de vibração do meio investigado (FERTNER *and* SJOLUND, 1986; PINTON *et al.*, 2005; PINTON *et al.*, 2006; PINTON *and* TRAHEY, 2006).

Com objetivo de minimizar erros devido à frequência de amostragem dos sinais, pode ser utilizada interpolação na estimativa do atraso entre os sinais calculados com (49) (UNSER, 1999). Sendo assim, o máximo de $c_h(t)$ foi calculado aplicando-se a Transformada de Hilbert (TH) em $c_h(t)$ e realizando interpolação linear do cruzamento por zero na parte imaginária do sinal proveniente da TH (defasada de 90° em relação ao sinal de $c_h(t)$), Figura (3.5) (CABOT, 1981; GRENNBERG *and* SANDELL, 1994; GUERJOURA *et al.*, 1992; TAMIM *and* GHANI, 2009). A seta representa o ponto de máximo (diferença temporal entre os sinais) da função de correlação cruzada (azul), de interesse e os dois pontos circunscritos em círculos verdes são os pontos de cruzamento por zero da parte imaginária da TH (vermelho), os quais são interpolados para estimar o tempo no qual $c_h(t)$ é igual a 0. Estes pontos estão relacionados com o máximo da CC. A diferença de tempo calculada foi usada em (50) para se estimar a amplitude de vibração do meio (BONNEFOUS *and* PESQUE, 1986; SHUNG, 2006):

$$D_h(t) = \frac{c_L t}{2}. \quad (50)$$

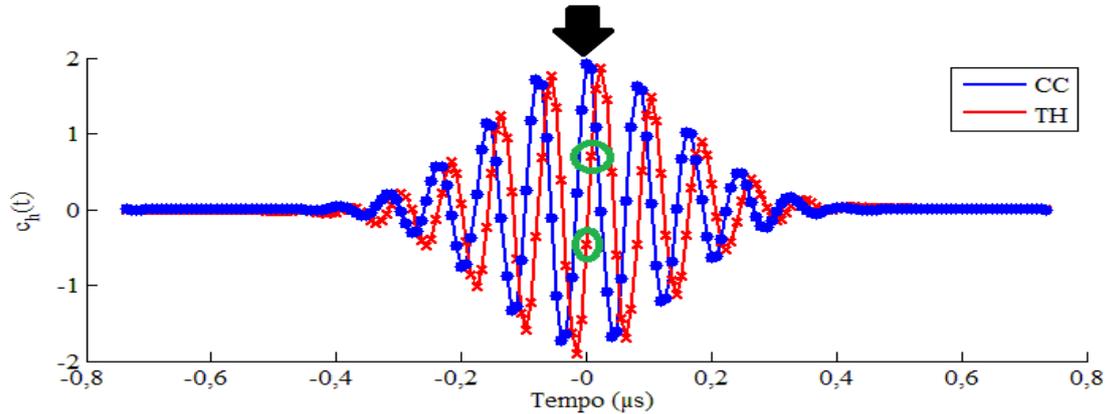


Figura 3.5 - Seta exibindo o máximo da CC (azul) e círculos verdes ilustrando os pontos de cruzamento por zero da parte imaginária da TH (vermelho) relacionados com o máximo da CC (sinais ilustrativos).

3.5.6 Correlação Cruzada com Interpolação Parabólica - CC_{Pa}

Este método é semelhante à técnica CC, exceto que o máximo de $c_h(t)$ foi calculado realizando-se um ajuste parabólico com a função `polyfit.m` no *software* Matlab (FOSTER *et al.*, 1990; PINTON *et al.*, 2006). Os coeficientes da equação de 2º grau obtidos com a função `polyfit.m` foram empregados na equação (51) para se estimar o atraso temporal, t , entre os sinais $r_1(\tau)$ e $r_h(\tau+t)$:

$$t = -\frac{b}{2a}, \quad (51)$$

sendo a e b os coeficientes da equação de 2º grau.

O atraso estimado, t , desta forma é empregado na equação (50) para estimar a vibração do meio (BONNEFOUS *and* PESQUE, 1986; SHUNG, 2006).

3.5.7 Correlação Cruzada Normalizada (CCN)

Definindo-se o sinal de eco de referência (primeiro sinal de eco adquirido) e o h -ésimo sinal de eco como $r_1(\tau)$ e $r_h(\tau+t)$, então a função de correlação cruzada normalizada, $c_h(t)$, entre $r_1(\tau)$ e $r_h(\tau+t)$, é normalizada pelo desvio padrão (PINTON *and* TRAHEY, 2006; VIOLA *and* WALKER, 2003):

$$c_h(t) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} [r_1(\tau) - \bar{r}_1][r_h(t + \tau) - \bar{r}_h(t)] dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} [r_1(\tau) - \bar{r}_1]^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} [r_h(t + \tau) - \bar{r}_h(t)]^2 dt}}, \quad (52)$$

onde T é o tamanho do sinal de referência, e \bar{r}_1 e $\bar{r}_h(t)$ os valores médios dos sinais de referência e do h -ésimo sinal de eco. O máximo de $c_h(t)$ indica o atraso temporal entre os sinais de referência e o h -ésimo sinal de eco e pode ser utilizado para determinar o deslocamento entre estes sinais.

O máximo de $c_h(t)$ foi calculado realizando-se interpolação parabólica (PINTON *and* TRAHEY, 2006) em $c_h(t)$, para isso os coeficientes da equação de 2 grau obtidos com a interpolação (função `polyfit.m`) foram empregados em (51) para se estimar o atraso temporal, τ , entre os sinais $r_1(\tau)$ e $r_h(\tau + t)$, o qual foi aplicado na equação (50) para estimar a vibração do meio (BONNEFOUS *and* PESQUE, 1986; SHUNG, 2006).

3.5.8 Correlação Cruzada Normalizada com Transformada de Hilbert (CCN_{TH})

O método CCN foi modificado de forma que o máximo de $c_h(t)$ foi calculado aplicando-se a Transformada de Hilbert em $c_h(t)$ e realizando interpolação linear do cruzamento por zero na parte imaginária do sinal proveniente da TH.

3.6 FILTRO DE KALMAN

O sinal que representa a vibração do meio devido à propagação da onda de cisalhamento apresenta uma amplitude muito pequena, da ordem de alguns micrometros e está corrompido por ruído. Sendo assim, a relação sinal ruído de $D_h(t)$ e $D_h(f)$ pode possuir um valor baixo, o que dificulta a determinação da amplitude e da fase desses sinais. A maneira encontrada por Zheng *et al.* (2007) para contornar este problema foi usar o filtro de Kalman em $D_h(t)$ ou $D_h(f)$ para extrair ϕ_h e β .

O filtro de Kalman é um estimador linear que emprega um modelo de espaço de estados para estimar recursivamente as variáveis de estado, de acordo com o erro quadrático médio mínimo (MMSE). Portanto se todas as variáveis aleatórias usadas na modelagem forem independentes e com distribuição gaussiana, o filtro de Kalman é mais eficiente que outros estimadores baseados no MMSE, uma vez que ele o minimiza (BROWN *and* HWANG, 1992).

O sinal $V_h(t)$ representado pelo modelo contínuo em (36), por exemplo, é coletado por um sistema de digitalização, tornando-se discreto em h e para a modelagem do filtro de Kalman passa a ser representada por:

$$y_h = \beta_h \cos(\omega_T hT + \phi_{T,h}) + n_h. \quad (53)$$

O termo $\omega_T(t + T/2)$ presente em (36) é ignorado, já que será cancelado durante o cálculo da diferença de fase, para a onda de cisalhamento, entre duas regiões distintas, usada para calcular a velocidade de fase da onda de cisalhamento no meio. A fase ϕ_T da mesma equação está inserida em $\phi_{T,h}$ e o termo n_h representa um ruído branco adicionado a y_h em (53).

O filtro de Kalman é empregado para estimar valores de β_h e de $\phi_{T,h}$ a partir de valores obtidos experimentalmente para y_h como sendo os valores discretos de $V_h(t)$, com $1 \leq h \leq N$, com N representando o número inteiro mais próximo resultante da divisão da duração total do sinal pelo PRP, ou seja, da quantidade de trens de pulsos que excitarão o transdutor de US. O uso do filtro de Kalman no presente trabalho requer o conhecimento prévio da frequência da onda de cisalhamento (ZHENG *et al.*, 2007).

A expressão para y_h em (53) pode ser reescrita, empregando-se o modelo de espaço de estado discreto, como:

$$[y_h] = [\cos(\omega_T hT), -\text{sen}(\omega_T hT)] \cdot [\beta_h \cos(\phi_{T,h}), \beta_h \text{sen}(\phi_{T,h})]^T + n_h, \quad (54)$$

onde A^T representa a matriz transposta de A .

Definindo-se as variáveis de estado por uma matriz $[x_h]$ dada por:

$$[x_h] = \begin{bmatrix} x_h(1) \\ x_h(2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \beta_h \cos(\phi_{T,h}) \\ \beta_h \sin(\phi_{T,h}) \end{bmatrix}, \quad (55)$$

então, o vetor que apresenta os valores medidos y_h está relacionado às variáveis de estado por meio do vetor de medição H , de acordo com a equação de medição dada a seguir (ZHENG *et al.*, 2003; 2004; 2007):

$$y_h = H_h x_h + n_h, \quad (56)$$

onde $H_h = [h_h(1) \ h_h(2)] = [\cos(\omega_T h T) \ -\sin(\omega_T h T)]$.

A amplitude e a fase para y_h são obtidas das variáveis de estado usando-se as seguintes equações:

$$\beta_h = \sqrt{x_h^2(1) + x_h^2(2)} \quad (57)$$

$$\phi_{T,h} = \tan^{-1} \left[\frac{x_h(2)}{x_h(1)} \right]. \quad (58)$$

Foi observado por Zheng *et al.* (2007) que β_h representa uma distribuição de Rayleigh, enquanto $\phi_{T,h}$ é distribuída uniformemente. Por outro lado, as variáveis $x_h(1)$ e $x_h(2)$ são independentes e suas distribuições Gaussianas.

3.7 IMPLEMENTAÇÃO DO FILTRO DE KALMAN

O filtro de Kalman estima a variável de estado $[x_h]$ do sinal digitalizado, y_h , (contaminado por ruído) por meio da minimização do erro quadrático médio, o qual é representado, de maneira geral, por:

$$P_h = E[(x_h - \hat{x}_h) \cdot (x_h - \hat{x}_h)^T] \quad (59)$$

A implementação do filtro ocorre da seguinte forma (BROWN *and* HWANG, 1992):

- Definir as condições iniciais da estimativa a priori, \hat{x}_0^- , e a covariância do erro, P_0^- .

$$x_0 = 0$$

$$p_0 = 1$$

$$\hat{x}_0^- = x_0$$

$$P_0^- = p_0 I,$$

onde I é a matriz identidade e o sinal de menos indica uma estimativa a priori.

- Calcular o ganho de Kalman para o j -ésima amostra (j varia de 0 a h).

$$G_j = P_j^- H_j^T (H_j P_j^- H_j^T + R)^{-1}. \quad (60)$$

Vale frisar que $H_j = [\cos(\omega_T j T) \quad -\text{sen}(\omega_T j T)]$ e R é a variância do ruído branco, n_h .

- Calcular a estimativa atualizada da variável de estado \hat{x}_j .

$$\hat{x}_j = \hat{x}_j^- + G_j (y_j - H_j \hat{x}_j^-). \quad (61)$$

O sinal de y_h obtido com a Equação (53) será empregado em y_j .

- Calcular a matriz de covariância do erro, P_j .

$$P_j = (I - G_j H_j) P_j^-. \quad (62)$$

- Estimativas futuras.

$$\begin{aligned} \hat{x}_{j+1}^- &= \Phi_j \hat{x}_j \\ P_{j+1}^- &= \Phi_j P_j \Phi_j^T + Q \end{aligned} \quad (63)$$

onde Φ_j é a matriz de transição (matriz identidade) e Q é a matriz de covariância do ruído do processo.

3.8 MÉTODOS USADOS PARA EXTRAIR A FREQUÊNCIA DE VIBRAÇÃO DO MEIO

3.8.1 Filtro de Kalman - Amplitude (FK)

Como mencionado na Seção 3.5, para usar o Filtro de Kalman é necessário saber a frequência de vibração do meio. Porém, é possível extrair a frequência de vibração do meio empregando o próprio filtro de Kalman. Para isso realizam-se duas varreduras em frequência, uma de 0 a 1000 Hz, com passos de 1 Hz e outra em torno de $\pm 5\%$ da frequência estimada na etapa anterior, porém com passos de 0,001 Hz, no sinal que representa a amplitude e a velocidade de vibração do alvo, $D_h(t)$ e $V_h(t)$, respectivamente (as quais podem ser representados em função da frequência). Para cada valor de frequência de entrada armazena-se a amplitude estimada com o FK e, por fim, a frequência estimada corresponde ao máximo das amplitudes de vibrações estimadas, como sugerido por Costa Júnior e Machado (2011).

3.8.2 Filtro de Kalman - Métodos de Mínimos Quadrados (FKMMQ)

A frequência de vibração do meio pode ser estimada por meio de duas varreduras em frequência (uma de 0 a 1000 Hz com passos de 1 Hz e outra em torno de $\pm 5\%$ da frequência estimada na etapa anterior com passos de 0,001 Hz) com o filtro de Kalman levando-se em consideração a minimização da soma dos quadrados das diferenças entre o sinal filtrado e o sinal de vibração (entrada). Sendo que para cada frequência de entrada armazena-se o erro médio quadrático e, por fim, a frequência estimada corresponde ao menor erro das vibrações estimadas.

3.8.3 *Fast Fourier Transform* (FFT)

Inicialmente, somou-se ao sinal que representa a vibração do meio um vetor nulo com tamanho N, sendo N igual a 10 vezes o comprimento de $D_h(t)$ e, em seguida, foi aplicada a FFT nestes sinais. O passo seguinte consistiu em executar a transformada de Hilbert no módulo da FFT de $D_h(t)$. E, por fim, empregou-se interpolação com cruzamento por zero para estimar a frequência da vibração. A Figura 3.6 exibe um

segmento do módulo da FFT de $D_h(t)$ (vermelho) e a transformada de Hilbert do módulo da FFT de $D_h(t)$ (preto). Os círculos azuis estão marcando os pontos mais próximos a zero (cruzamento por zero) interpolados para se estimar a frequência de vibração.

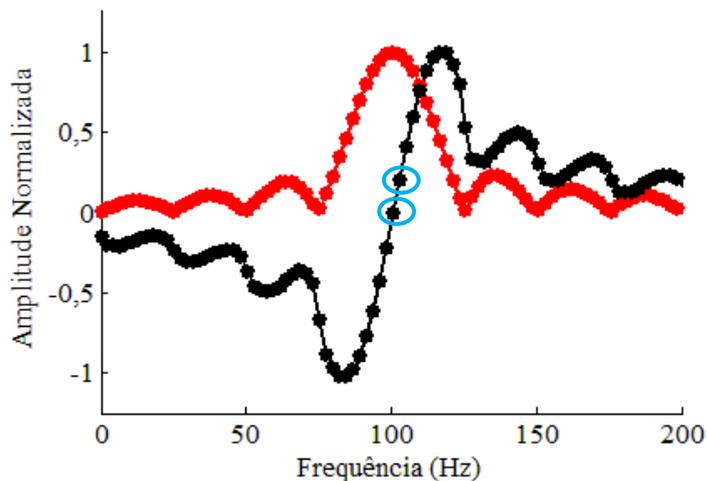


Figura 3.6 - Módulo da FFT de $D_h(t)$ (vermelho) e a Transformada de Hilbert do módulo da FFT de $D_h(t)$.

3.9 CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA

Transdutores piezoelétricos são muito utilizados em áreas como em ensaios não destrutivos (GRANDT, 2003) e imagens biomédicas (GIURGIUTIU, 2007). Geralmente a impedância elétrica de transdutores piezoelétricos de banda estreita é elevada e capacitiva. Sendo assim, há um descasamento de impedância entre o transdutor e a fonte de excitação (como por exemplo, um gerador de funções), a qual usualmente apresenta impedância de 50Ω (HUANG *and* PARAMO, 2011). Quando isso ocorre, a potência refletida pelo transdutor reduz a eficiência da fonte, podendo gerar danos aos seus componentes eletrônicos (AN *et al.*, 2014). Para maximizar a transferência de potência deste equipamento para os transdutores ultrassônicos é necessário fazer uso de casamento de impedância elétrica (COBBOLD, 2007; HUANG *and* PARAMO, 2011). De acordo com Huang *et al.* (HUANG *and* PARAMO, 2011) uma revisão da literatura acerca deste tema mostrará que há muitas publicações sobre casamento de impedância acústica para transdutores ultrassônicos, mas não há quase nada sobre casamento de impedância elétrica.

A Figura (3.7a) exibe o uso de um circuito de casamento de impedância entre o gerador de funções e um transdutor ultrassônico. A maioria dos trabalhos publicados sobre casamento de impedância elétrica de transdutores ultrassônicos, em uma única frequência de ressonância, empregou um circuito simples, tal como rede LC ou uma conexão com indutor em paralelo (Figura 3.7b) ou série (Figura 3.7c) (BRUFAU-PENELLA *and* PUIG-VIDAL, 2009; COBBOLD, 2007; EMETERIO *et al.*, 2002; GARCIA-RODRIGUEZ *et al.*, 2010; MOLCHANOV *and* MAKAROV, 1999). Ao construir uma rede de casamento de impedância deve-se pensar na simplicidade, na facilidade de encontrar os componentes e realizar ajustes. Então é possível empregar outras redes, como por exemplo, as redes PI (Figura 3.7d), T e um indutor em paralelo com um transformador (LAWRY *et al.*, 2010; SVILAINIS *and* DUMBRAVA, 2007).

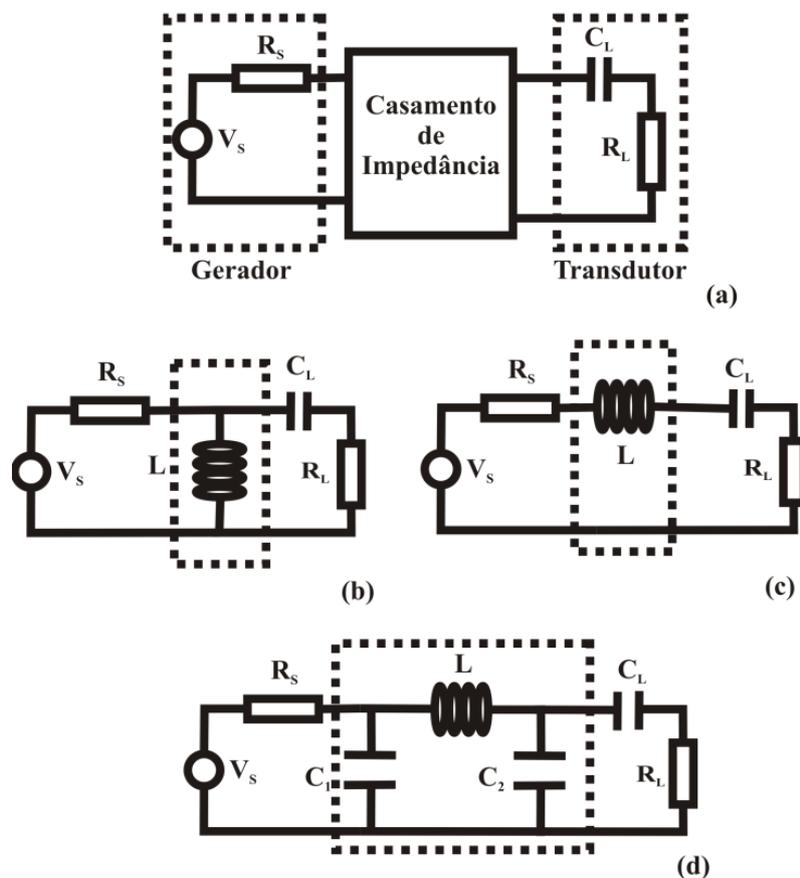


Figura 3.7 - (a) Rede de casamento de impedância conectado entre o gerador e o transdutor. Esta rede foi substituída por: (b) indutor em paralelo, (c) indutor em série e (d) rede π .

4 MÉTODOS EXPERIMENTAIS

4.1 SIMULAÇÃO: MÉTODOS DE ESTIMAÇÃO DA FREQUÊNCIA

4.1.1 Sinal Senoidal

Implementou-se, no software MATLAB[®], um algoritmo baseado na Equação (29) para gerar sinais senoidais que representam a microvibração de um meio viscoelástico, com ruído gaussiano branco, e testar se FK, FKMMQ e FFT eram capazes de recuperar a frequência dos sinais simulados.

Para gerar os sinais que representam a vibração do meio, $D_h(t)$, inicialmente foram gerados 50 senoides com amplitude de 5 μm , 10 ciclos e frequência de 97,644 Hz e, em seguida, usou-se a função, do MATLAB, `awgn.m` para adicionar ruído gaussiano aos sinais senoidais de forma que a *signal-to-noise ratio* (SNR) foi 20 dB. Em seguida, foram gerados novos sinais de $D_h(t)$ com SNR de 0, -5, -10 e -15 dB.

Com objetivo de avaliar o desempenho dos métodos utilizados para estimar a frequência, foram usados dois parâmetros muito comuns em estimativas da amplitude de microvibrações (PINTON *et al.*, 2005; PINTON *et al.*, 2006; URBAN and GREENLEAF, 2008), sendo eles: *bias* e *jitter*. O *bias*, f_B , é a média do erro e o *jitter*, f_J , é o desvio padrão do erro. Quanto menores forem esses parâmetros mais precisa será a medida da frequência. O *bias* representa a exatidão e o *jitter* a precisão (URBAN and GREENLEAF, 2008) da frequência estimada e são calculados como a seguir:

$$f_B = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_{iR}, \quad (64)$$

$$f_J = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (f_{iR} - f_B)^2}, \quad (65)$$

onde N é o número de amostras, $f_{iR} = f_i - f_R$, sendo f_R a frequência real e f_i a frequência estimada. Esses parâmetros foram medidos para avaliar a frequência estimada pelas técnicas FFT, FK e FKMMQ em função da relação sinal ruído.

4.1.2 Sinal Harmônico

Após realizar a simulação de sinais senoidais com intuito de avaliar os métodos usados para estimar a frequência do sinal, foram feitos alguns ajustes no filtro de Kalman para que ele fosse capaz de detectar a frequência fundamental de sinais harmônicos simulados (4 harmônicos).

Foram gerados 50 sinais que representam a vibração harmônica do meio, $D_h(t)$. Esses sinais foram formados pela soma de 5 senoides com amplitude de 1,00, 0,75, 0,55, 0,45 e 0,35 vezes $5 \mu\text{m}$, respectivamente. As fases usadas na simulação foram $142,61$, $300,75$, $45,00$, $85,00$ e $270,00^\circ$ e a frequência fundamental foi $97,64 \text{ Hz}$. Inicialmente, adicionou-se ruído gaussiano aos sinais harmônicos, de forma que a SNR foi de 20 dB e, em seguida, simularam-se sinais harmônicos com SNR de -10 dB .

A média da frequência estimada, f_e , por FFT, FKMMQ e FFT, dos 50 sinais de $D_h(t)$, para cada SNR, foi empregada na Equação (66) para o cálculo do erro relativo.

$$erro = \left(\frac{|f_e - f_N|}{f_N} \right) \cdot 100. \quad (66)$$

4.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

A detecção da vibração do meio causada pela propagação de ondas de cisalhamento harmônicas com frequência f_T pode ser realizada empregando-se um sistema ultrassônico operando no modo pulso eco com frequência central f_L . Então, o sinal de RF de eco de um alvo vibrando em um determinado meio pode ser representado por (URBAN *and* GREENLEAF, 2008):

$$r(t_L, t_T) = E_0 \cos[\omega_0 t_L + \phi_l + \beta \sin(\omega_T t_T + \phi_T)], \quad (67)$$

onde E_0 é a amplitude do sinal de RF de eco, $\omega_0 = 2\pi f_L$, ϕ_l é a fase inicial da onda longitudinal, t_L e t_T são as variáveis de tempo relacionadas com a propagação das ondas longitudinal e transversal, respectivamente, ϕ_T é a fase da onda de cisalhamento e β foi definido na subseção 3.5.1 como $\beta = 2D\omega_0 \cos(\theta) / c_L$.

Considerando que a frequência da onda de cisalhamento é conhecida, então esta onda torna-se completamente caracterizada após a determinação da amplitude, β , e da fase, ϕ_T , as quais contribuem com o componente da fase variável no tempo, $\beta \sin(\omega_T t_T + \phi_T)$, do sinal de RF de eco em (67). Então, a propagação da onda de cisalhamento produz um desvio de fase entre os sinais de ecos, ou seja, produz um atraso entre esses sinais, sendo tanto o desvio de fase como o atraso funções do tempo. Estes desvios de fase ou de tempo podem ser extraídos dos sinais de RF de eco usando uma das técnicas de processamento apresentadas na Seção 3.5, sendo elas: CC, CCE_{JS}, CCN, CCN_{TH}, CC_{TH}, CCE, DQ_{JS} e DQ.

O sinal obtido com (67) tem duração total de $t_l = t_T = N_C / f_T$, sendo N_C o número de ciclos da vibração do meio. Este sinal foi segmentado de forma que os segmentos apresentem frequência de repetição de pulsos de $FRP = N_p f_T$ entre eles. N_p é o número de pontos amostrados em um ciclo do sinal que representa a vibração do meio investigado. Empregando os dados da Tabela 4.1 em (67), é possível exibir 200 segmentos do sinal de RF de eco simulado de um alvo vibrando, Figura 4.1.

Tabela 4.1 – Parâmetros empregados na simulação do sinal de RF para exemplificar a segmentação dos sinais de RF de eco de um alvo vibrando

Parâmetros		
E_0	Amplitude do sinal de eco	1 V
f_L	Frequência da onda longitudinal	5 MHz
ϕ_l	Fase da onda longitudinal	90 °
D_0	Amplitude de deslocamento inicial	10 μm
f_T	Frequência de vibração	100 Hz
ϕ_T	Fase da vibração	135 °
F_s	Frequência de amostragem	125 MHz
N_C	Número de ciclos de Vibração	4
N_p	Número de pontos por ciclo da vibração	50
c_L	Velocidade da onda longitudinal	1480 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$
bw	Largura de banda	20 %

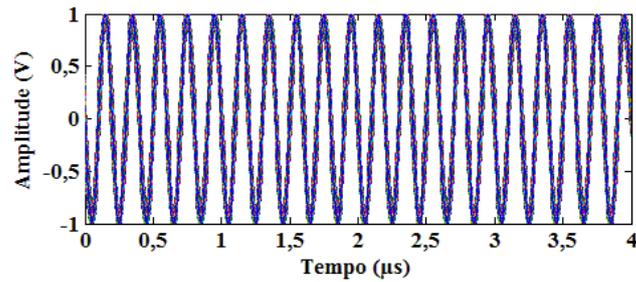


Figura 4.1 – Superposição de 200 segmentos com duração de 4 µs de um sinal de RF com duração de total de 40 ms.

Os sinais de RF de ecos do alvo vibrando (Figura 4.2) foram formados a partir da multiplicação dos 200 segmentos mencionados acima por uma janela gaussiana com uma determinada largura de banda (bw), Figura 4.3.

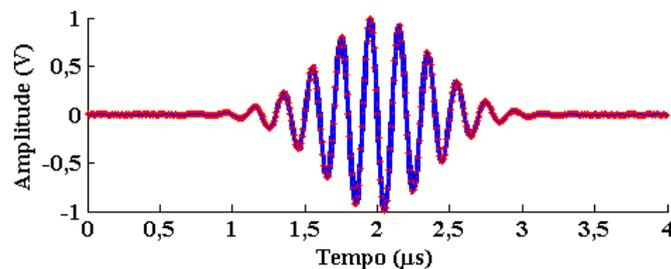


Figura 4.2 – Sinal de RF de eco simulado de um alvo vibrando (azul) e o mesmo sinal evidenciando a amostragem do sinal (vermelho).

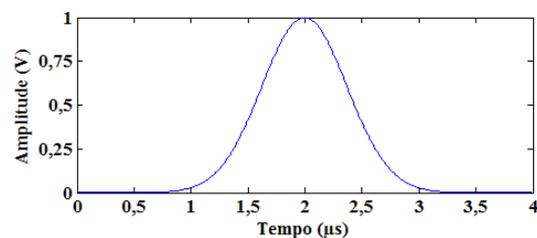


Figura 4.3 – Janela Gaussiana com largura de banda na frequência de 20 %, usada para extrair o sinal representado na Figura 4.2.

Após adicionar ruído gaussiano branco aos sinais de RF de eco simulados, foi aplicada uma janela Hanning a todos os sinais.

Como, experimentalmente, não foi possível fazer aquisição de sinais de RF com frequência central de 5 MHz, usando uma frequência de amostragem alta, pois para o osciloscópio adquirir 100 ms de sinais de RF de um meio vibrando com frequência de 100 Hz, a frequência de amostragem selecionada foi de 50 MHz. Então, inicialmente, todos os sinais de RF (experimentais e simulados) foram reamostrados (500 MHz) empregando-se a função `resample.m` do *software* Matlab.

4.2.1 Propagação de Onda de Cisalhamento em Músculo

A simulação computacional teve início com suposição de que os valores nominais dos coeficientes de elasticidade e viscosidade de cisalhamento ao longo das fibras musculares bovina são 29 kPa e 9,9 Pa·s, respectivamente (CHEN *et al.*, 2009a). Estes valores foram inseridos nas Equações (10) e (11) para estimar a velocidade e o coeficiente de atenuação nominal da onda de cisalhamento, em uma determinada frequência. Em seguida, a vibração do meio causada pela onda de cisalhamento, como modelado com a Equação (12), foi analisada por meio dos sinais de RF de eco coletados em quatro posições igualmente espaçadas de Δr e ao longo da direção de propagação da onda. A diferença de fase, $\Delta\phi_T$, entre os sinais de vibração extraídos dos sinais de RF coletados em duas posições consecutivas foi calculada utilizando (13) com o valor nominal da velocidade e $\Delta r = 4$ mm. Este procedimento possibilitou o cálculo da fase de vibração em todas as quatro posições.

A amplitude de deslocamento foi considerada igual a D_0 na posição inicial, $r = 0$, e nas outras três posições ela foi calculada empregando-se a Equação (14), o valor nominal do coeficiente de atenuação e considerando a distância entre a posição correspondente e $r = 0$.

A simulação dos sinais de RF de eco do alvo vibrando foram repetidas 100 vezes e foi realizada de forma similar a apresentada por Urban e Greenleaf (2008), exceto pelo fato de que nesta etapa do trabalho foi considerada vibração senoidal, ou seja, não se considerou que a vibração era harmônica. Foram adicionados ruídos gaussianos branco aos sinais de eco simulados com (67).

Os sinais de eco simulados foram utilizados para verificar qual a melhor técnica para estimar a frequência de vibração do meio e para investigar os métodos de processamento de sinais de RF, com intuito de indicar o método que melhor minimiza os erros nas estimativas da viscoelasticidade do meio, ambos em função de: *signal-to-noise ratio* (SNR), da distância entre duas posições consecutivas (Δr) e do número de ciclos de vibração (N_c).

Inicialmente, foram simulados sinais de RF de eco com SNR de 10, 15, 20, 25 e 30 dB com a Equação (67) e os parâmetros listados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a influência da SNR

Parâmetros		
E_0	Amplitude do sinal de eco	1 V
f_L	Frequência da onda longitudinal	5 MHz
ϕ_l	Fase da onda longitudinal	90 °
D_0	Amplitude de deslocamento inicial	5 μm
f_T	Frequência de vibração	100 Hz
ϕ_T	Fase da vibração	30 °
F_s	Frequência de amostragem	50 MHz
N_C	Número de ciclos de Vibração	10
FRP	Frequência de repetição de pulsos	5 kHz
c_L	Velocidade da onda longitudinal	1547 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$
H	Número de repetições	100
Δr	Distância entre duas posições consecutivas	4 mm

Os sinais de RF simulados para as quatro posições foram inspecionados por todas as oito técnicas de processamento já mencionadas e tanto a amplitude quanto a fase de vibração em cada uma das quatro posições foram obtidas aplicando um filtro de Kalman sobre os sinais que representam a amplitude ou velocidade de vibração do meio, técnica comumente mencionada na literatura e usada em sinais de microvibrações corrompidos por ruído branco (CHEN *et al.*, 2009a; URBAN *et al.*, 2008; URBAN and GREENLEAF, 2008; ZHENG *et al.*, 2007).

Os valores da fase e da amplitude de vibração estimados com o filtro de Kalman e correspondentes ao sinal de vibração de cada uma das quatro posições foram usados para estimar a velocidade e o coeficiente de atenuação, por meios das Equações (13) e (14). Feito isto, os valores de c_T e α_T foram aplicados em (10) e (11) para estimar os parâmetros viscoelásticos ξ e η .

Logo após, os valores nominais e estimados de ξ e η foram usados para calcular o erro relativo destes parâmetros, em função das técnicas de processamento empregada para extrair a vibração do meio e do método utilizado para estimar a frequência de vibração, por meio de (66).

Foram realizadas novas simulações utilizando distâncias entre duas posições consecutivas, Δr , de 0,5, 1, 2, 3, 4 e 5 mm e os parâmetros citados na Tabela 4.3, com objetivo de verificar a influência do valor deste parâmetro sobre as estimativas das propriedades acústicas e mecânicas para cada uma das oito técnicas de processamento.

Tabela 4.3 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a influência de Δr

Parâmetros		
E_0	Amplitude do sinal de eco	1 V
f_L	Frequência da onda longitudinal	5 MHz
ρ	Densidade do meio	1050 Kg·m ⁻³
ϕ_l	Fase da onda longitudinal	90 °
D_0	Amplitude de deslocamento inicial	5 μ m
f_T	Frequência de vibração	100 Hz
ϕ_T	Fase da vibração	30 °
F_s	Frequência de amostragem	50 MHz
N_C	Número de ciclos de Vibração	10
FRP	Frequência de repetição de pulsos	5 kHz
c_L	Velocidade da onda longitudinal	1547 m·s ⁻¹
H	Número de repetições	100
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i>	30 dB

Estes sinais de RF simulados também foram usados para verificar se a frequência calculada pelas técnicas FK, FKMMQ e FFT e empregadas no Filtro de Kalman para se estimar a fase e a amplitude de vibração em todas as quatro posições afeta a estimativa de c_T , α_T , ξ e η .

Na etapa seguinte, as técnicas de processamento foram investigadas por meio dos sinais de RF simulados com os dados listados na Tabela 4.3, exceto que Δr foi fixado em 4 mm e os números de ciclos de vibração do meio utilizados foram: 2, 4, 8, 10 e 16. Por fim, foi realizado o procedimento descrito anteriormente para o cálculo do erro relativo.

4.2.2 Propagação de Onda de Cisalhamento em Coágulo de Plasma

Esta simulação computacional foi realizada de maneira semelhante a da seção anterior, porém considerou-se a propagação da onda de cisalhamento em uma amostra de coágulo de plasma. Assumiu-se que a elasticidade e a viscosidade do coágulo eram 619,5 Pa e 0,16 Pa·s, respectivamente (HUANG *et al.*, 2011). Essa simulação buscou analisar a influência de Δr na estimativas das propriedades mecânicas e acústicas para os sinais obtidos com as técnicas CCE e CCE_{JS}. O método CCE foi empregado por ter apresentado os melhores resultados nas simulações descritas anteriormente e CCE_{JS} foi usada por ser a técnica mais utilizada na literatura. Além disso, os resultados podem auxiliar na determinação de qual o Δr mais apropriado para a realização de experimentos. Os parâmetros empregados nesta simulação são apresentados na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a influência de Δr sobre os parâmetros viscoelásticos do coágulo de plasma

Parâmetros		
ρ	Densidade do meio	1027 Kg·m ⁻³
c_L	Velocidade da onda longitudinal	1543 m·s ⁻¹
H	Número de repetições	1000
Δr	Distância entre duas posições consecutivas	0,5, 1, 2, 3 e 4 mm

4.2.3 Comparação das Técnicas Usadas para Estimar a Viscoelasticidade

Como os métodos, baseados na propagação de onda de cisalhamento, mais usados para estimar os parâmetros viscoelásticos do meio são os desenvolvidos por Catheline *et al.* (2004), Chen *et al.* (2004) e Vappou *et al.* (2009), então realizaram-se simulações da propagação de ondas de cisalhamento harmônicas, semelhante a desenvolvida por Urban e Greenleaf (2008), em coágulo de plasma e empregaram-se as técnicas mencionadas para estimar a viscoelasticidade do meio. Os sinais de velocidade e amplitude de vibração foram extraídos dos sinais de RF simulados utilizando-se as técnicas CCE_{JS} (maior número de trabalhos usaram essa técnica) e CCE. Os parâmetros usados na simulação são exibidos na Tabela 4.5.

Tabela 4.5 – Parâmetros usados na simulação para avaliar a sensibilidade dos métodos de estimar os parâmetros viscoelásticos

Parâmetros		
E_0	Amplitude do sinal de eco	1 V
f_L	Frequência da onda longitudinal	5 MHz
ρ	Densidade do meio	1027 Kg·m ⁻³
ϕ_l	Fase da onda longitudinal	90 °
$D_0(p)$	Amplitude de deslocamento inicial	5, 4, 3 e 2 μ m
$f_T(p)$	Frequência de vibração	100, 200, 300 e 400 Hz
$\phi_T(p)$	Fase da vibração	30, 45, 180 e 60 °
F_s	Frequência de amostragem	50 MHz
N_C	Número de ciclos de Vibração	10
FRP	Frequência de repetição de pulsos	5 kHz
c_L	Velocidade da onda longitudinal	1543 m·s ⁻¹
H	Número de repetições	1000
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i>	10 e 30 dB

$p = 1, 2, 3$ ou 4 .

4.3 CIRCUITO DE CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA

Foram desenvolvidos dois circuitos de casamento de impedância, sendo um baseado na rede π (Figura 4.4) e outro com um transformador (proporção de espiras de 3:12) e um capacitor (323 nF) (Figura 4.5), para os transdutores ultrassônicos com frequência de 2,104 e 4,89 MHz, respectivamente. Os componentes eletrônicos que formam os dois circuitos suportam sinais de alta frequência e com amplitude de até 200 V_{pp}. Inicialmente, a impedância dos transdutores foi analisada usando o medidor de impedância modelo Bode 100 (Omicron Lab, Houston, TX, EUA), e após a confecção dos circuitos, o transdutores foram acoplados aos circuitos e a impedância foi medida novamente.

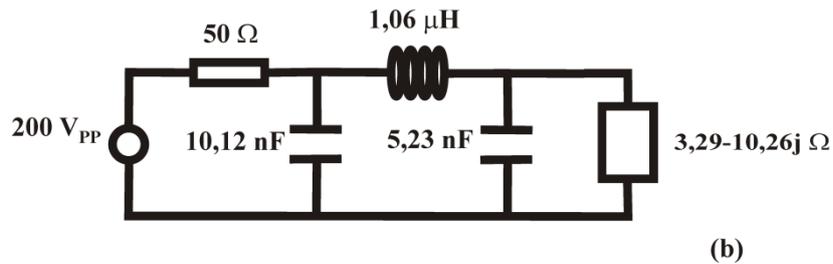
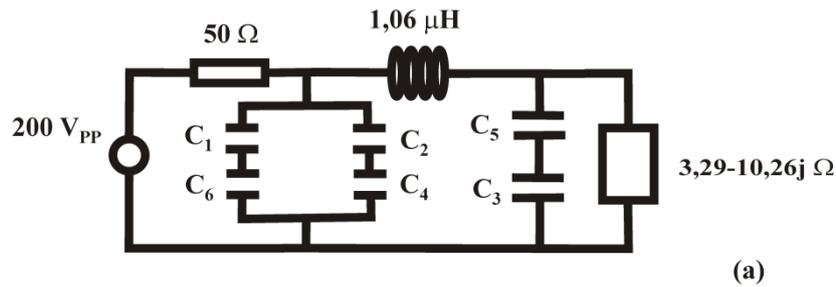


Figura 4.4 - Rede π com os componentes utilizados (a) e o circuito equivalente (b).

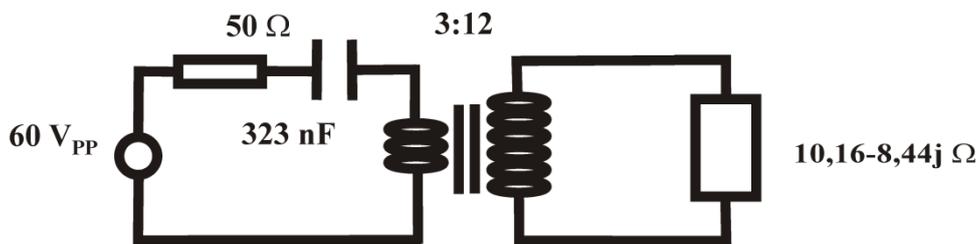


Figura 4.5 - Circuito de casamento de impedância baseado na associação de um transformador com um capacitor.

4.4 CONFECÇÃO DE *PHANTOMS* DE GELATINA

4.4.1 *Phantom A*: Gelatina (5%) com Esfera de Aço

Confeccionou-se um *phantom* de gelatina para testar se o Sistema para geração de força de radiação acústica (SiFRA) seria capaz de gerar força de radiação acústica, e se essa força seria suficiente para induzir a vibração de uma esfera localizada no interior do *phantom*. Este *phantom* foi formado por 5%, do volume de água, de pó de gelatina de pele de porco (300 Sigma Bloom; Sigma-Aldrich, São Paulo, SP, Brasil) e 0,47% de Formol 4% Tamponado (B'herzog, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Inicialmente, a gelatina foi misturada com água deionizada à temperatura ambiente e, em seguida, a mistura foi aquecida até atingir a temperatura de 50 °C, empregando-se um agitador magnético com aquecimento (CT 103; Cientec, Piracicaba, SP, Brasil). Após alcançar essa temperatura, o *becker* contendo a mistura foi colocado sobre uma bancada e aguardou-se que a

temperatura baixasse para 30 °C, temperatura na qual foi inserido o formol 4% tamponado. Em seguida, 2 *beckers* foram preenchidos com 107 mL da mistura, sendo que o primeiro voltou para o agitador magnético com aquecimento e a temperatura mantida em 30 °C, ao passo que a mistura do segundo foi inserida dentro de um molde cilíndrico com 3 cm de altura e 4,76 cm de raio. O conjunto foi posto e mantido dentro de uma geladeira por 30 min e então o molde foi retirado da geladeira e uma esfera de aço, com raio nominal de 2 mm e densidade de $7936,5 \text{ Kg}\cdot\text{m}^{-3}$, foi inserida no centro do *phantom*. Feito isso, despejou-se a mistura restante (com temperatura de 30 °C) dentro do molde e o mesmo foi colocado, novamente, na geladeira.

4.4.2 *Phantom* B: Gelatina (7%) com Esfera de Plástico e Partículas

Com o intuito de testar se o método elastográfico dinâmico desenvolvido seria capaz de gerar força de radiação acústica suficiente para induzir a vibração de uma esfera de plástico e, conseqüentemente, gerar a propagação de onda de cisalhamento, foi confeccionado um *phantom* formado por 7%, do volume de água, de pó de gelatina de pele de porco. Inicialmente, a gelatina foi misturada com água deionizada à temperatura ambiente e, em seguida, a mistura foi aquecida até atingir a temperatura de 50 °C, empregando-se um agitador magnético com aquecimento. Logo após, 2 *beckers* foram preenchidos com 200 mL da mistura, sendo que o primeiro voltou para o agitador magnético com aquecimento e a temperatura mantida em 35 °C, ao passo que o segundo foi resfriado a temperatura ambiente até que alcançou 28 °C, quando a mistura foi inserida dentro de um molde cilíndrico com 4 cm de altura e 6,41 cm de raio. O conjunto foi posto e mantido dentro de um refrigerador com a temperatura a 10 °C por 30 min, em seguida, o molde foi retirado do refrigerador e um cilindro de vidro foi posicionado sobre a região central do molde. Feito isto, 23 g de partículas de plástico com diâmetro de 1,2 mm foram adicionadas e espalhadas (utilizando um pincel) sobre a camada superior do *phantom*. Logo depois, foram acrescentados 65 mL de gelatina com a temperatura a 28 °C e novamente o conjunto foi inserido e mantido dentro do refrigerador por 30 min. Posteriormente, o cilindro de vidro foi retirado da camada superior do *phantom* e uma esfera de plástico, com diâmetro de $3,92 \pm 0,07 \text{ mm}$ e densidade de $2575,93 \pm 32,23 \text{ Kg}\cdot\text{m}^{-3}$, foi inserida no centro da circunferência formada.

Feito isso, despejou-se a mistura restante (com temperatura de 28 °C) dentro do molde e o mesmo foi colocado, novamente, na geladeira, Figura 4.6.

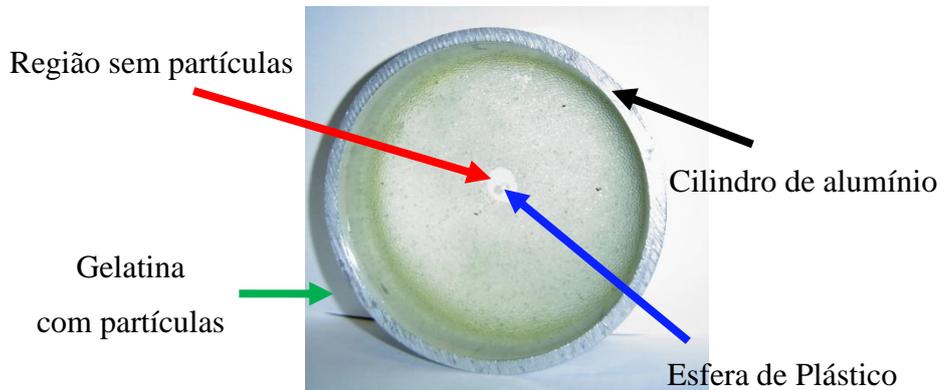


Figura 4.6 - Phantom B

4.4.3 Phantom C: Gelatina (3%) com Esfera de Aço e Partículas de Plástico

Confeccionou-se um *phantom* de forma semelhante à descrita na seção anterior, porém a concentração de gelatina foi de 3% do volume de água deionizada. Além disso, foi adicionado 5% de partículas de plástico com 1,20 mm de diâmetro e uma esfera de aço inox com 4 mm de diâmetro e densidade de $7887,12 \text{ Kg}\cdot\text{m}^{-3}$. A finalidade deste *phantom* foi possibilitar o estudo das técnicas de processamento de sinais de RF de eco utilizadas para extrair os sinais de amplitude e velocidade de vibração do meio, os quais são produzidos pela propagação de ondas de cisalhamento, em função dos parâmetros de excitação do transdutor T_F .

4.4.4 Phantom D: Gelatina (5%), Glicerina (5%) e Esfera de Aço

Este *phantom* foi confeccionado para testar a montagem experimental dedicada a geração de força de radiação acústica instantânea, a qual foi empregada para deslocar uma esfera de aço. O estudo do comportamento temporal da esfera possibilitou a investigação da alteração do coeficiente de viscoelasticidade em função da temperatura. A confecção desse *phantom* foi de forma semelhante a do *phantom B*; porém, quando a temperatura da mistura contendo 5% de gelatina de pele de porco alcançou 35 °C foram

adicionados 5% (em relação ao volume de água deionizada) de glicerina (B'herzog, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Após a adição da glicerina, as etapas seguintes são semelhantes às etapas da confecção do *phantom* B. Apesar da esfera utilizada ser a mesma do *phantom* B, empregou-se um molde cilíndrico com altura de 4 cm e diâmetro de 9,5 cm.

A glicerina foi empregada porque estabiliza a mistura contendo gelatina, aumentando a sua temperatura de fusão (JOLY-DUHAMEL, 2002), viscosidade e módulo de cisalhamento (BAUMBERGER *et al.*, 2006). Além disso, a glicerina promove uma redução da perda de água durante a realização de ensaios mecânicos (OKAMOTO *et al.*, 2011).

4.4.5 *Phantoms* E e F

Esses *phantoms* foram usados no estudo do comportamento temporal de uma esfera de aço com 4 mm de diâmetro, em função da concentração de gelatina. Os *phantoms* E e F foram confeccionados seguindo-se as etapas de confecção do *phantom* B; porém, sem a adição de partículas de plástico. As concentrações de gelatina dos *phantom* E e F foram de 3 e 4 %, em relação ao volume de água, respectivamente.

4.5 SISTEMA ULTRASSÔNICO DE PROSPECÇÃO (SUP)

Confeccionou-se um sistema ultrassônico de prospecção, o qual foi configurado para operar no modo pulso-eco, ou seja, capaz de produzir o sinal de excitação do transdutor de prospecção (T_p) e fornecer o sinal retroespalhado coletado pelo próprio T_p . Além disso, este sistema permite extrair, analogicamente, os componentes em fase e quadratura do sinal retroespalhado pelo meio de propagação e apresenta um canal de saída com o sinal de sincronismo referente ao período de repetição da salva de senóides da excitação de T_p .

O sistema mencionado é composto por um transdutor ultrassônico, T_p , modelo NDT-V307 (Olympus America Inc.; Center Valley, PA, EUA) com diâmetro de 25 mm, focalização esférica e distância focal de 5,08 cm, com frequência central nominal de 5 MHz. Adicionalmente, há um gerador de pulsos/funções modelo HP8116A (Hewlett-Packard Company; Palo Alto, CA, EUA), um gerador de pulsos bipolares (HV738DB1;

Supertex inc., Sunnyvale, CA, EUA), uma placa demoduladora de fase e quadratura modelo AD8333 (Analog Devices; Norwood, MA, EUA), um gerador de pulsos/funções modelo 8115A (Hewlett-Packard Company; Palo Alto, CA, EUA), um circuito de proteção de alta tensão modelo MD0100DB1 (Supertex inc.; Sunnyvale, CA, EUA), uma fonte de alimentação modelo AN-H59DB1 (Supertex inc.; Sunnyvale, CA, EUA), uma fonte de alimentação modelo DC OS 5000 (ICEL; Manaus, AM, Brasil), um circuito de casamento de impedância e um circuito básico, denominado aqui de circuito de comando (CiC), desenvolvidos no próprio laboratório, sendo que este circuito é responsável pela geração de sinais de comando do gerador de pulsos bipolares e do sinal de sincronismo entre os sistemas SUP e SiFRA. Além disso, o CiC possui chaves eletromecânicas que possibilitam que o usuário selecione a FRP desses sinais, as quais podem assumir os seguintes valores: 2, 4, 5 e 10 kHz. A Figura 4.7 ilustra um diagrama de blocos contendo algumas interconexões dos componentes e dispositivos mencionados para gerar os sinais de sincronismo e de comando (NIN e PIN) do gerador de pulsos bipolares.

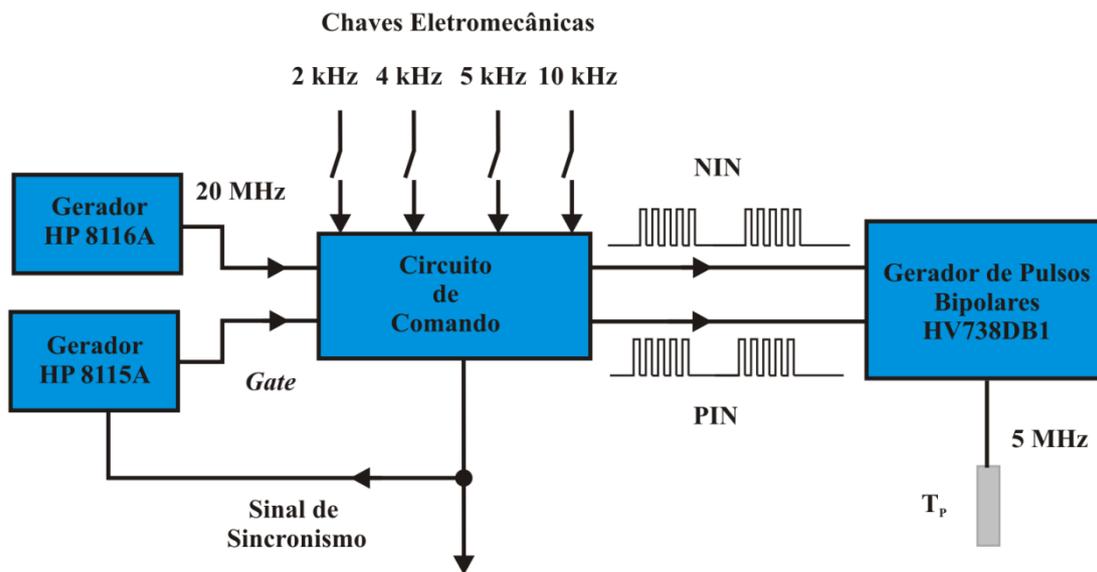


Figura 4.7 – Esquema utilizado para a geração dos sinais de sincronismo e de comando do gerador de pulsos bipolares.

O gerador de pulsos bipolares foi usado para excitar T_p com um sinal em forma de salva de senóides (*burst*) com frequência central de 5 MHz, 5 ciclos e com a FRP selecionada. Para alimentar este gerador é utilizada a fonte de alimentação AN-H59DB1, a qual tem como saída três tensões fixas +3,3, +8, +50 e -50 V, e duas tensões

flutuantes +48 e -48 V. Além disso, construiu-se um circuito com CIs reguladores de tensão (LM7812 e LM2937-3.3) para gerar as tensões (+12 e +3,3 V) necessárias para alimentar a fonte AN-H59DB1, a partir das tensões de +5 e +35 V da fonte DC OS 5000. Esta última fonte também tem como saída +60 V, que será usada para alimentar o gerador de pulsos bipolares.

O circuito gerador de pulsos bipolares requer, como entrada, dois sinais de comando com níveis do tipo TTL (NIN e PIN), com frequência de 5 MHz, 5 ciclos, uma defasagem de 180° entre eles e uma determinada FRP. Para isto foi necessário construir um circuito básico de comando, o qual é formado por 2 *flip-flops* do tipo D (SN74LS74AN), duas portas lógicas AND (SN7408), 3 Circuitos Integrados (CIs) CD4017BE (contador/decodificador Johnson) e um CI 74151 (multiplexador de 3 bits). Ele apresenta 2 canais de entrada (20 MHz, *Gate*) e 3 de saída na forma do tipo TTL (FRP, PIN e NIN).

Foi empregado o gerador HP8116A para produzir o sinal de referência da placa demoduladora de fase e quadratura, o qual apresenta uma forma de onda senoidal com frequência de 20 MHz e amplitude de 764 mV_{pico-a-pico} (mV_{pp}). De acordo com a especificação do circuito de demodulação de fase e quadratura, modelo AD8333, o sinal de referência deve ter uma frequência quatro vezes a frequência do sinal a ser demodulado.

Adicionalmente, o canal *trigger output* deste gerador (HP8116A) foi utilizado para enviar com forma de onda quadrada, com frequência de 20 MHz e amplitude nível TTL para o circuito de comando, como pode ser observado na Figura 4.8. Usou-se também o gerador de pulsos/funções HP8115A para gerar pulsos com largura de 1 μs (correspondente a 5 ciclos de um sinal senoidal com frequência de 5 MHz), atraso de 224 ns e com a FRP do sinal de sincronismo. Este sinal é utilizado no canal *Gate* do circuito de comando, que está conectado a uma porta lógica AND (LS7408), usado para janelar os dois sinais com frequência de 5 MHz (atrasos de 0° e 180°), resultantes da divisão do sinal de 20 MHz por 4 pelo *flip flop* do tipo D (SN74LS74AN).

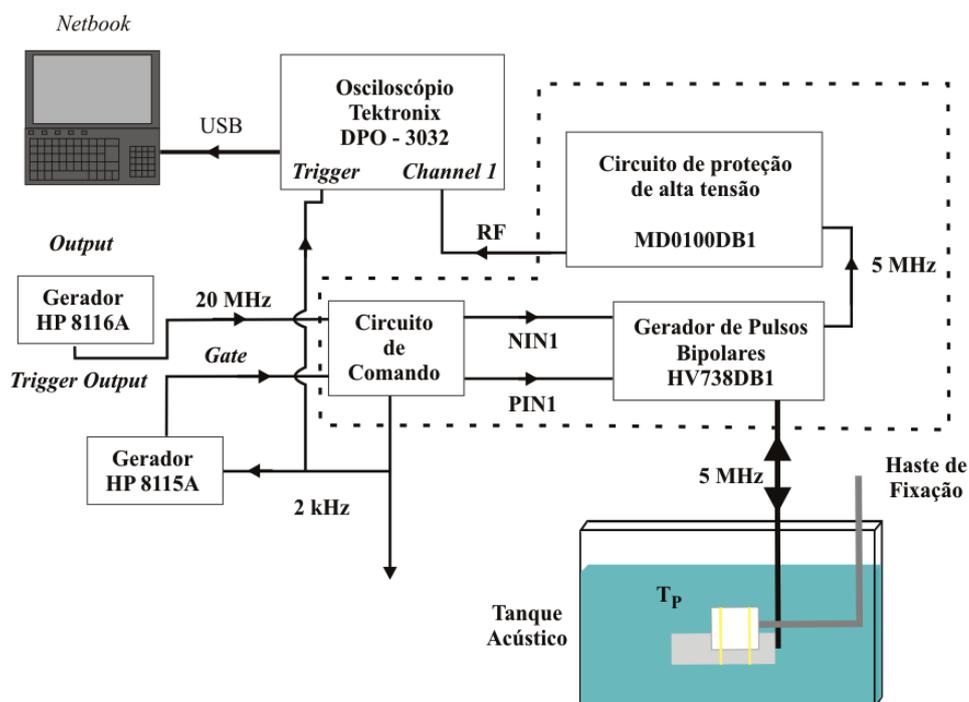


Figura 4.8 – Instrumentação básica de parte do sistema ultrassônico de prospecção.

A Figura 4.9 exibe o esquema de funcionamento de todo o sistema ultrassônico de prospecção. Tanto o sinal de referência proveniente do gerador HP8116A, quanto o sinal coletado pelo T_p são conectados ao demodulador de fase e quadratura (AD8333), responsável por fornecer os componentes em fase e quadratura que devem ser empregados em (35) para estimativa do sinal de representação da velocidade de vibração do meio. Os dados obtidos com esse circuito de demodulação são exibidos e capturados em um osciloscópio digital, modelo DPO3032 (Tektronix, Beaverton, OR, EUA) e posteriormente transferidos, via interface USB, para um *netbook* (Intel[®] Atom[™], CPU N270, 1,60 GHz, 1 Gbytes de RAM, Microsoft Windows XP Home Edition), o qual possibilita o armazenamento desses dados, usando um programa de comunicação desenvolvido em LabView[®] (Versão 7,1; National Instruments, Austin, Texas, EUA). Em seguida, os dados são processados para se estimar a vibração do meio.

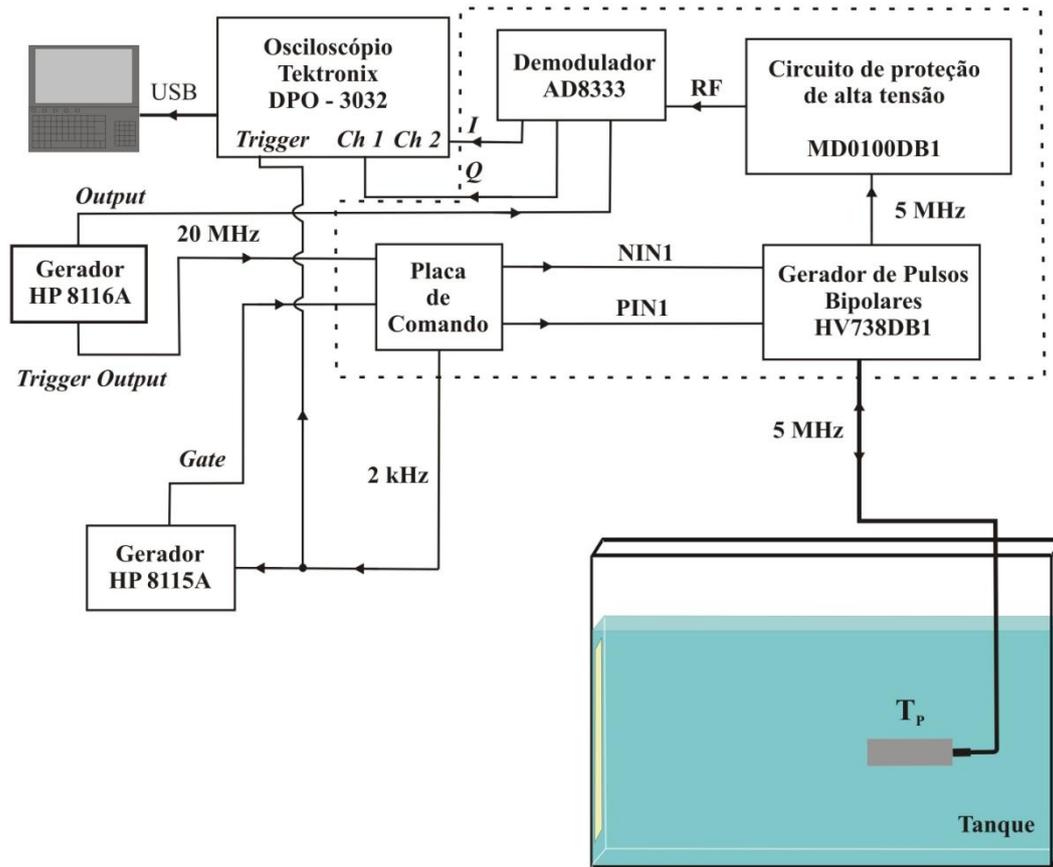


Figura 4.9 – Esquema de funcionamento de todo o sistema ultrassônico de prospecção.

4.6 TESTE DO SUP: DEMODULAÇÃO EM FASE E QUADRATURA

Montou-se um sistema experimental para testar o sistema ultrassônico de prospecção, no qual uma membrana de poliuretano foi posta para vibrar por um alto-falante que foi fixado a sua superfície (Figura 4.10). A membrana faz parte de uma das paredes do tanque acústico e o eixo central do transdutor ultrassônico (T_p) foi direcionado perpendicular a ela. Além disso, T_p foi posicionado de maneira que essa membrana estivesse localizada no seu foco. Entre a saída do gerador de sinais e o alto-falante colocou-se um resistor de 82Ω em série para limitar a corrente de saída do gerador.

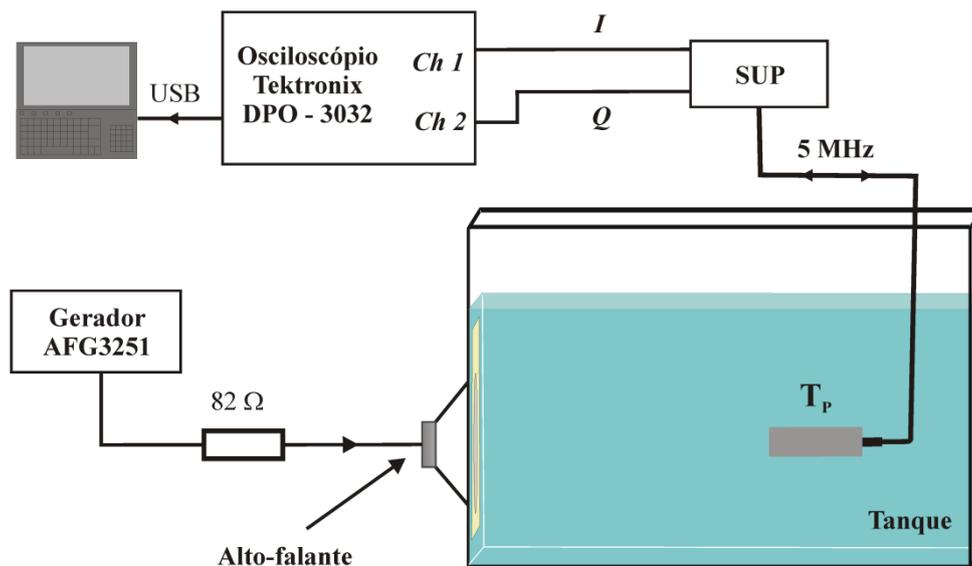


Figura 4.10 – Montagem experimental utilizada para estudar a vibração da membrana. O gerador excita o alto-falante com um sinal senoidal contínuo de baixa frequência, o que provoca a vibração da membrana. Ao passo que o SUP é configurado para operar no modo pulso-eco e fornecer os componentes em fase e quadratura do sinal de eco coletado, os quais são capturados pelo osciloscópio digital e transferidos ao microcomputador através de uma interface USB.

Os sinais de saída (componentes em fase e quadratura) do sistema ultrassônico de prospecção foram exibidos e capturados em um osciloscópio, modelo DPO 3032. Por meio de uma conexão USB, foi possível adquirir os dados do osciloscópio utilizando-se o software Labview e armazená-los em um *netbook*. E por fim, os componentes em fase e quadratura armazenados foram empregados nas Equações (36) e (34), por meio de um programa desenvolvido em MATLAB[®] para se estimar o sinal de representação da velocidade de vibração da membrana, $V_h(t)$, o qual foi dividido pela frequência angular de vibração para fornecer a amplitude de vibração do meio, $D_h(t)$. $D_h(t)$ foi aplicada no Filtro de Kalman para se extrair a amplitude de vibração da membrana livre de ruído. Como foi mencionando anteriormente, para usar o filtro de Kalman é necessário saber previamente a frequência de vibração do meio. Então foram usados FK, FKMMQ e FFT para estimar a frequência de vibração.

Antes da membrana ser posta em movimento, foi realizada aquisição dos componentes em fase e quadratura. Após o processamento do mesmo, o sinal resultante $V_h(t)$ foi considerado ruído e dele se estimou a variância, parâmetro empregado nos algoritmos de FK e FKMMQ. Em seguida, usou-se o gerador de funções modelo

AFG3251 (Tektronix, Beaverton, OR, EUA), com impedância de saída de 50Ω , para gerar um sinal senoidal com frequência de 100 Hz e amplitude de $10 V_{pp}$, para excitar um alto-falante com impedância de 4Ω e potência de 3 W. Esse procedimento experimental foi repetido, com frequência de 50 Hz para excitar o alto-falante.

Na etapa seguinte, o gerador AFG3251 foi configurado para criar um sinal senoidal com amplitude de $9 V_{pp}$ e a frequência de 150 Hz. Após a aquisição dos dados, manteve-se a frequência em 150 Hz e a amplitude foi modificada para $6 V_{pp}$ e repetiu-se a aquisição dos componentes em fase e quadratura do sinal de eco da membrana para, então, estimar a vibração da mesma.

4.7 SISTEMA PARA GERAÇÃO DE FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA (SiFRA)

Este sistema é responsável por gerar força de radiação acústica transitória ou instantânea no meio investigado e, com isso, gerar a propagação de onda de cisalhamento no meio (elastografia dinâmica) ou induzir o deslocamento de uma esfera localizada no interior de um *phantom*, o que torna possível estudar o comportamento temporal de uma esfera e estimar as propriedades viscoelásticas do *phantom*.

O SiFRA é composto por um transdutor ultrassônico, T_F , modelo NDT-V395 (Olympus America Inc, Center Valley, PA, EUA), com diâmetro de 38 mm, focalização esférica e distância focal de 6,71 cm, com frequência central nominal de 2,25 MHz. Adicionalmente, um gerador de pulsos/funções modelo AFG3251 (Tektronix INC., Beaverton, OR, EUA), um amplificador de potência modelo A300-40PA (ENI, Rochester, NY, USA) com ganho de 56 dB, um circuito de casamento de impedância baseado na rede π , um circuito divisor de frequência programável (CDFP) e um circuito divisor de frequência fixo (CDFF), os quais foram desenvolvidos no próprio laboratório. O CDFP foi utilizado para determinar a frequência de vibração do meio, devido à propagação da onda de cisalhamento, sendo a faixa de interesse de 50 a 400 Hz. Em contrapartida, o CDFF foi empregado para reduzir a FRP do sinal de sincronismo proveniente do SUP a valores próximos a 1 Hz, pois a esfera retorna a sua posição de equilíbrio após ser deslocada pela força de radiação instantânea aplicada sobre ela.

O CDFP é formado por 2 CIs CD4017BE (contador/decodificador Johnson) e 3 CIs 74LS151 (multiplexador de 3 bits). Estes multiplexadores podem ser configurados por meio de chaves eletromecânicas que fazem a conexão da entrada do CI em +5 V ou GND, o que resulta em divisões do sinal de entrada por 4, 5, 10 e pares de combinações desses valores, ou seja, pelos resultados de multiplicações de dois dos três valores mencionados. Este circuito terá como entrada o sinal de sincronismo de proveniente do circuito de comando do SUP.

Em contrapartida o CDFP é composto por 4 CIs CD4017BE (contador/decodificador Johnson) e apresenta uma entrada e duas saídas. Uma das saídas consiste em um sinal resultante da divisão da FRP do sinal de sincronismo por 1.000. Por outro lado, a outra saída é um sinal com FRP 10.000 menor que a FRP do sinal de sincronismo produzido pelo SUP.

O gerador AFG 3251 emite uma salva de senóides com frequência central de 2,104 MHz, 10.000 ciclos e com o período de repetição selecionado, que passa pelo amplificador de potências ENI A300-40PA, cuja saída constitui o sinal que excita o transdutor T_F com foco no meio estudado. Com isto gera-se a força de radiação que pode induzir a propagação da onda de cisalhamento ao longo da direção perpendicular ao eixo central do transdutor na região focal ou deslocar uma esfera localizada no interior de um *phantom*.

4.8 TESTE DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA: *PHANTOM A*

4.8.1 Procedimento Experimental

Tendo como os objetivos verificar se o SiFRA desenvolvido seria capaz de gerar força de radiação acústica suficiente para induzir a vibração de uma esfera metálica e investigar se a amplitude e a fase de vibração estimadas pelo filtro de Kalman utilizando as frequências estimadas por FK, FKMMQ e FFT apresentavam diferença significativa, foi realizado um experimento empregando o *phantom A*. A Figura 4.11 exhibe o aparato experimental empregado na geração e detecção da vibração da esfera induzida pela força de radiação acústica, a qual é produzida pela onda emitida por T_F . Para induzir a vibração da esfera por meio de força de radiação acústica, o gerador AFG 3251 foi,

inicialmente, configurado para gerar uma salva de senóides (*burst*) com frequência central de 2,104 MHz, frequência de repetição de pulsos (FRP) de 100,1 Hz, amplitude de 100 mV_{pp} e 10.000 ciclos, o qual passou pelo amplificador de potência antes de excitar o transdutor T_F com um sinal com amplitude de 45 V_{pp}. Os componentes em fase (I) e quadratura (Q) coletados pelo SUP (FRP de 1,996 kHz) foram exibidos e capturados no osciloscópio DPO3032 (frequência de amostragem de 50 MHz), para em seguida serem usados na determinação da velocidade de vibração da esfera, $V_h(t)$, por meio da Equação (35). Lembrando que $D_h(t) = V_h(t)/\omega_T$, é possível estimar a amplitude e a fase de vibração da esfera usando o Filtro de Kalman e as frequências estimadas por FK, FKMMQ e FFT. Os componentes em fase e quadratura foram capturados 5 vezes, cada. Nas etapas seguintes, aumentou-se a amplitude do sinal de excitação do transdutor T_F para 67,5, 92,5 e 118,6 V_{pp} e novos sinais foram adquiridos.

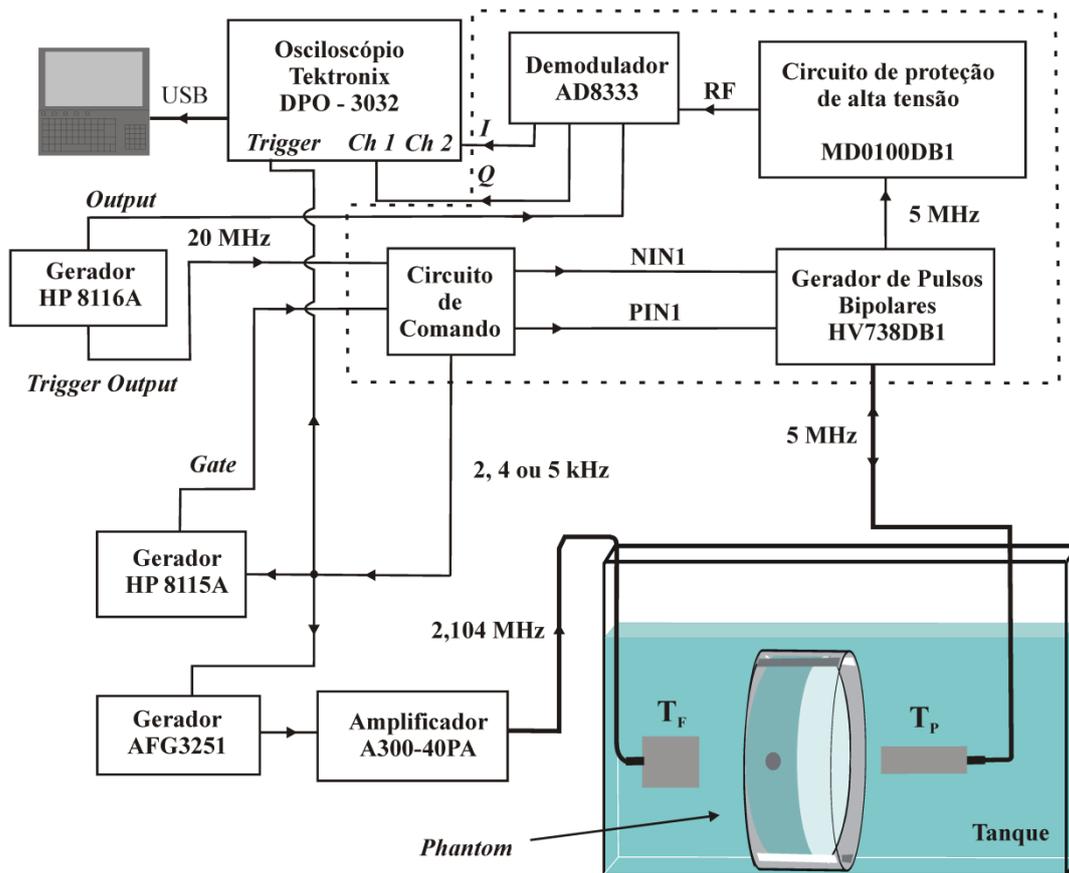


Figura 4.11 – Instrumentação básica empregada para induzir a vibração de uma esfera por meio de força de radiação acústica.

No experimento seguinte, uma salva de senoides com frequência de 2,104 MHz, 10.000 ciclos, FRP de 100 Hz, amplitude de 92,5 V_{pp} foi empregada para excitar T_F . E o SUP foi configurado, inicialmente, para operar com FRP de 1,996 kHz. Após a aquisição de 5 componentes em fase e 5 componentes em quadratura, alterou-se a FRP do SUP para 3,845 kHz, e uma nova coleta de sinais foi realizada. Então, modificou-se a FRP para 4,808 kHz e adquiriram-se os componentes em fase e quadratura da oscilação da esfera.

Para finalizar os testes, T_F foi excitado com um *burst* com frequência central de 2,104 MHz, 92,5 V_{pp}, 10.000 ciclos e FRP de 50 e 200 Hz e novos sinais foram coletados.

4.8.2 Análise Estatística

Empregou-se o teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos valores de amplitude e fase estimados pelo filtro de Kalman em função das frequências calculadas por FK, FKMMQ e FFT e das diferentes configurações de excitação do transdutor T_F . Em seguida, foi realizado o teste proposto por Moore (2006) para verificar se a razão entre o maior e o menor desvios padrão dos grupos avaliados era menor que 2, pois se essa condição for aceita o teste paramétrico da Análise de Variância de um critério (one-way ANOVA) fornece resultados mais confiáveis. Quando a ANOVA apresentou resultados significativamente diferentes, as médias dos grupos foram comparadas 2 a 2 mediante a aplicação do teste de comparação múltipla de Tukey (*post-hoc*), com objetivo de identificar quais pares eram significativamente diferentes. Se o teste sugerido por Moore for maior que 2, é recomendável aplicar o teste não paramétrico de Kruaskal-Wallis seguido do pós teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls, caso os resultados apresentassem diferença significativa. Todos os dados foram analisados estatisticamente com o *software* BioEstat (AYRES *et al.*, 2007) e a diferença foi considerada significativa quando $p < 0,05$.

Os testes estatísticos foram usados para avaliar se havia diferença significativa ($p < 0,05$) entre os valores de amplitude e fase medidos pelo filtro de Kalman

empregando as frequências estimadas por FK, FKMMQ e FFT. Além disso, como os sistemas SUP e SiFRA estão sincronizados e com os focos de T_F e T_P sobre a esfera, a fase de vibração deveria ser a mesma independente da configuração dos sinais de excitação de T_F e T_P . Então, buscou-se investigar se havia diferença significativa entre os valores de amplitude e fase estimadas a partir da frequência obtida com uma determinada técnica e em função dos parâmetros de excitação de T_F ou T_P .

4.9 VIBRAÇÃO HARMÔNICA E ONDA DE CISALHAMENTO: *PHANTOM B*

4.9.1 Procedimento Experimental: Vibração Harmônica

A Figura 4.12 exibe o aparato experimental empregado na geração e detecção da vibração da esfera induzida pela força de radiação acústica, a qual é produzida pela onda emitida por T_F . Para induzir a vibração da esfera por meio de força de radiação acústica, o gerador AFG 3251 foi, inicialmente, configurado para gerar uma salva de senóides (*burst*) com frequência central de 2,104 MHz, frequência de repetição de pulsos (FRP) de 97,644 Hz, amplitude de 550 mV_{pp} e 1.000 ciclos, o qual passou pelo amplificador de potência (325LA; E&I, Rochester, NY, USA), com ganho de 50 dB antes de excitar o transdutor T_F com um sinal de amplitude de 140 V_{pp}. O SUP foi configurado para excitar o transdutor T_P com uma salva de senóides com frequência de 4,89 MHz e FRP de 4,8807 kHz. Os sinais de RF capturados pelo SUP foram exibidos e capturados no osciloscópio DPO3032 com frequência de amostragem de 50 MHz e 5 Mbytes de memória, para em seguida serem usados na determinação do sinal de vibração da esfera. A temperatura do tanque acústico foi mantida em aproximadamente 25 °C por meio do uso de um banho ultratermostato (524-2D ; Nova ética, São Paulo, SP, Brasil). Uma extremidade de um termopar do tipo K, conectado a um termômetro digital (MTH-1362; Minipa, São Paulo, SP, Brasil), foi inserido no interior do *phantom* para monitorar a temperatura. Nas etapas seguintes, aumentaram-se o número de ciclos para 5.000, 10.000 e 15.000 e novos sinais foram adquiridos.

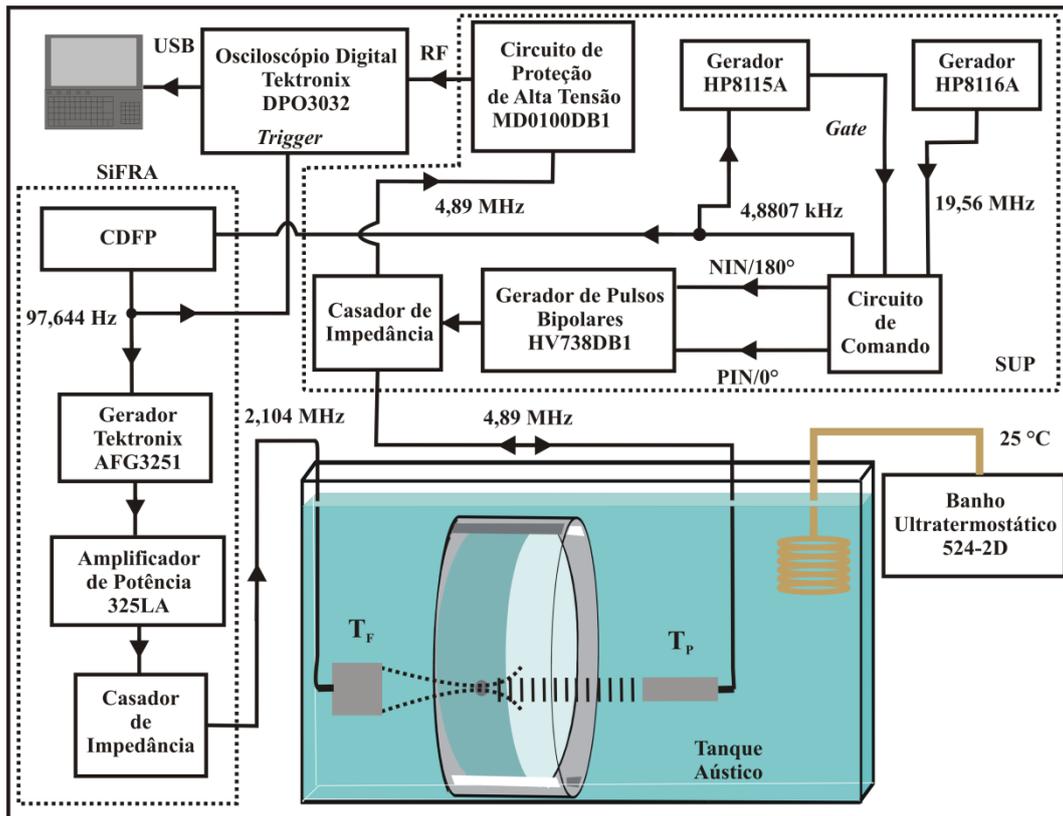


Figura 4.12 – Instrumentação básica empregada para induzir a vibração de uma esfera por meio de força de radiação acústica.

4.9.2 Procedimento Experimental - Onda de Cisalhamento

No experimento seguinte, buscou-se gerar e detectar a propagação da onda de cisalhamento no *phantom* B. O foco do transdutor T_F foi posicionado sobre a esfera de plástico com 3,92 mm de diâmetro e o foco do transdutor T_P ficou situado, inicialmente, sobre as partículas e a 8,5 mm da esfera. A princípio, excitou-se T_F com uma salva de senóides com frequência de 2,104 MHz, 10.000 ciclos, FRP de 97,644 Hz e amplitude de 170 V_{pp}. A FRP do SUP foi ajustada para 4,8807 kHz. Foram realizadas 7 aquisições de sinais de RF em 4 posições, sendo a distância entre duas posições consecutivas de 4 mm. Após a aquisição dos dados nas 4 posições, alteraram-se a amplitude para 140 V_{pp} e o número de ciclos para 15.000, e uma nova coleta de sinais foi realizada nas 4 posições. Então, modificou-se o número de ciclos para 5.000 e adquiriram-se os sinais de RF.

4.9.3 Análise Estatística

Utilizaram-se testes estatísticos para verificar se havia diferença significativa nos valores estimados de c_T , α_T , ξ ou η do meio obtidos a partir dos sinais de vibração extraídos com a técnica CCE_{JS} resultante das três diferentes configurações de excitação do transdutor T_F .

O teste de Shapiro-Wilk foi empregado para avaliar a normalidade das distribuições de c_T , α_T , ξ ou η , e quando as distribuições foram normais, aplicou-se o teste da razão entre o maior e menor desvios padrão dos grupos comparados, para verificar se o teste paramétrico *Analysis of variance* (ANOVA) de um critério apresentaria resultados confiáveis, o que ocorre quando a razão é menor que 2, de acordo com Moore (2006). Caso fosse usado a ANOVA e os resultados apresentassem diferença significativa, foi aplicado o teste de comparações múltiplas (*post hoc*) de Tukey. Quando os critérios mencionados não foram satisfeitos, utilizou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, seguido do teste de comparações por pares de Student–Newman-Keuls, para resultados significativamente diferentes. Todos os dados foram analisados com a versão 5.3 do *software* BioEstat (AYRES *et al.*, 2007) e a diferença foi considerada significativa quando $p < 0,05$.

4.10 ONDA DE CISALHAMENTO: *PHANTOM C*

4.10.1 Simulação Computacional

Uma nova série de simulações de sinais de RF foi realizada; porém, considerando a propagação da onda de cisalhamento no *phantom C* e com a temperatura desse *phantom* mantida em 20 °C. Os valores nominais de ξ e η aplicados em (10) em (11) para calcular os valores nominais da velocidade e do coeficiente de atenuação foram 1,50 kPa e 0,8 Pa·s.

A vibração do meio induzida pela propagação da onda de cisalhamento foi novamente modelada com (12) e analisada por meio dos sinais de RF de eco coletados em quatro posições equidistantes, ou seja, apresentam o mesmo Δr , e ao longo da

direção de propagação da onda. A diferença de fase, $\Delta\phi_T$, foi calculada utilizando a Equação (13) com o valor nominal da velocidade e $\Delta r = 5,5$ mm. O procedimento realizado para calcular a fase e a amplitude em todas as quatro posições é semelhante a que foi descrita na seção 4.3.

Estas simulações tinham como finalidade verificar a influência da amplitude de vibração do meio sobre os métodos de processamento de sinais de RF, e os parâmetros utilizados, listados na Tabela 4.6, para gerar os sinais de RF simulados foram idênticos aos valores experimentais que serão descritos na próxima subseção.

Um filtro Butterworth, passa alta, de 2ª ordem e com frequência de corte de 36 Hz foi aplicado aos sinais de amplitude de vibração, os quais foram estimados pelos métodos de processamento CCE, DQ, CCN, CCN_{TH} , CC_{Pa} e CC, pois experimentalmente um sinal de vibração com frequência de aproximadamente 11 Hz foi adicionado a alguns sinais de RF coletados. O filtro com as configurações descritas acima permite eliminar totalmente o sinal com frequência de 11 Hz dos sinais que representam a vibração do meio.

Tabela 4.6 – Parâmetros usados na simulação para avaliar as técnicas de processamento

Parâmetros		
E_0	Amplitude do sinal de eco	1 V
f_L	Frequência da onda longitudinal	4,89 MHz
ϕ_l	Fase da onda longitudinal	90 °
D_0	Amplitude de deslocamento inicial	7,2 e μm
f_T	Frequência de vibração	97,644 Hz
ϕ_T	Fase da vibração	270 °
F_s	Frequência de amostragem	50 MHz
N_C	Número de ciclos de Vibração	10
FRP	Frequência de repetição de pulsos	5 kHz
c_L	Velocidade da onda longitudinal	1495.64 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$
H	Número de repetições	1000
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i>	10 dB

4.10.2 Procedimento Experimental

O sistema elastográfico desenvolvido com este trabalho foi validado empregando-se o *phantom* C, Figura 4.13. Realizou-se, também, uma comparação dos métodos de processamentos de sinais de RF de eco, os quais são empregados para extrair os sinais de microvibração do meio. Então, realizou-se um experimento no qual a temperatura do tanque acústico foi mantida em 20 °C. O foco do transdutor T_F foi posicionado sobre a esfera de aço de 4 mm de diâmetro e o foco do transdutor T_P ficou situado, inicialmente, sobre as partículas e a 10 mm da esfera. A princípio, excitou-se T_F com uma salva de senóides com frequência de 2,104 MHz, 10.000 ciclos, FRP de 97,644 Hz e amplitude de 170 V_{PP}. A FRP do SUP foi ajustada para 4,8807 kHz. Foram realizadas 10 aquisições de sinais de RF retroespalhados em 4 posições, sendo a distância entre duas posições consecutivas de 5,5 mm. Após a aquisição dos dados nas 4 posições, alteraram-se a amplitude do sinal de excitação para 140 V_{PP} e uma nova coleta de sinais foi realizada. Em seguida, a amplitude foi ajustada para 110 V_{PP} e adquiriram-se os sinais de RF. Concluída esta etapa, a amplitude foi novamente configurada para 170 V_{PP}, o número de ciclos foi alterado para 1000 e reiniciou-se a aquisição de dados.

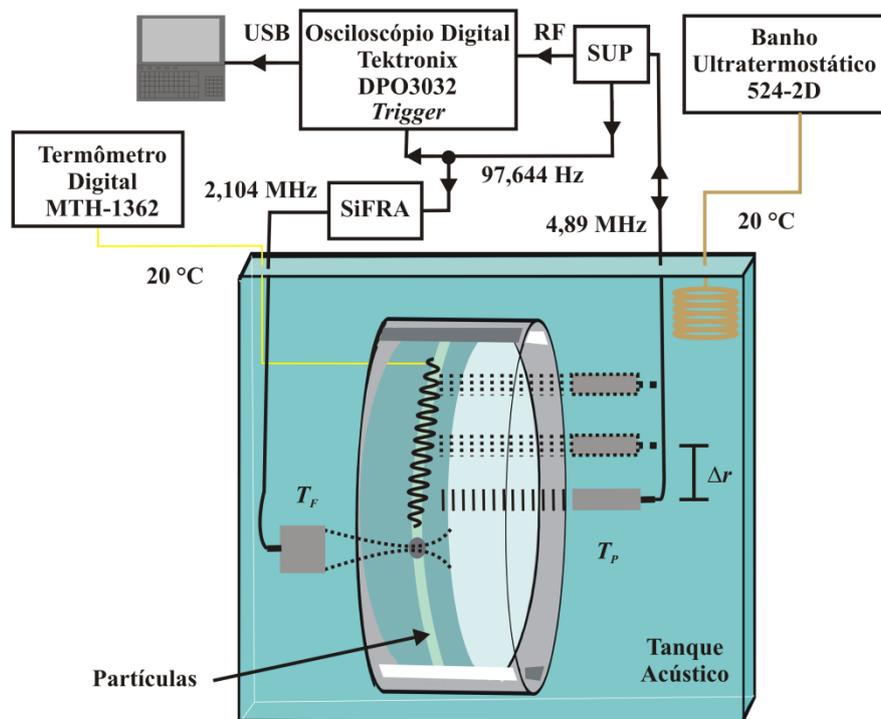


Figura 4.13 – Instrumentação básica empregada para induzir a propagação de onda de cisalhamento por meio de força de radiação acústica.

4.10.3 Análise Estatística

Foram aplicados testes estatísticos aos resultados com objetivo de verificar se havia diferença significativa entre um determinado parâmetro acústico (c_T ou α_T) ou viscoelástico (ξ ou η) do meio estimado a partir dos sinais de vibração resultante de quatro diferentes configurações de excitação do transdutor T_F (fixou-se a técnica de processamento) ou com oito técnicas de processamento (estabeleceu-se uma configuração para a excitação de T_F).

Inicialmente, o teste de Shapiro-Wilk foi usado para analisar a normalidade dos valores de c_T , α_T , ξ and η do *phantom* de gelatina, os quais foram obtidos a partir dos sinais de microvibrações extraídas aplicando as oito técnicas de processamento de sinais de eco de RF em diferentes condições de excitação de T_F . Quando os dados apresentaram distribuição normal, o passo seguinte consistiu no calculo da razão entre o maior e menor desvio padrão dos grupos comparados, para investigar se o teste paramétrico *Analysis of variance* (ANOVA) de um critério apresentaria resultados confiáveis, o que ocorre quando a razão é menor que 2, de acordo com Moore (2006). Testes de comparações múltiplas (*post hoc*) entre as médias de um determinado parâmetro acústico ou viscoelástico foram realizadas aplicando o teste de Tukey quando os resultados da ANOVA foram significativamente diferentes. Quando os resultados do teste de Shapiro-Wilk apresentaram valor p menor que 0,05 ou quando a condição (teste da razão) mencionada não foi satisfeita, o teste de Kruskal-Wallis (teste não paramétrico semelhante à ANOVA de um critério) foi aplicado. E se os resultados deste teste apresentassem diferença significativa, o teste *post hoc* de Student–Newman-Keuls foi utilizado para determinar quais pares eram significativamente diferentes.

4.11 FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA: *PHANTOM D, E e F*

Neste experimento buscou-se, inicialmente, estudar o deslocamento da esfera de aço localizada no interior do *phantom D*, devido à aplicação de força de radiação acústica instantânea e medir as propriedades viscoelásticas deste *phantom* em função da temperatura e das configurações de excitação do transdutor T_F . Em seguida, foi

realizado um estudo do comportamento temporal da esfera localizada no interior dos *phantoms* E e F, devido a aplicação da força de radiação acústica instantânea e em função da concentração de gelatina do *phantom*.

O SiFRA foi utilizado para gerar o sinal de excitação de T_F , na forma de uma salva de senóides com frequência de 2,104 MHz, 10.000 ciclos, FRP de 4,826 Hz e amplitude de 150 V_{pp}. A FRP mencionada foi gerada pelo CDFD a partir do sinal de sincronismo, com frequência de 4,826 kHz, fornecido pelo SUP. Os sinais de RF coletados pelo SUP foram exibidos e capturados no osciloscópio DPO3032 com frequência de amostragem de 125 MHz e 5 Mbytes de memória, para posteriormente serem empregados no estudo do comportamento temporal da esfera. Inicialmente, a temperatura do tanque acústico foi mantida em 13,9 °C por meio do uso de um banho ultratermostato 524-2D. Um termopar do tipo K conectado a um termômetro digital MTH-1362 foi inserido no *phantom* D e usado para monitorar a temperatura do *phantom*. A princípio, foram realizadas 10 aquisições de sinais de RF de eco e, em seguida, a temperatura foi modificada para 16,9 °C e aguardou-se 30 min para que o sistema entrasse em equilíbrio térmico, então se iniciou uma nova aquisição de sinais. Esse procedimento foi repetido com a temperatura do *phantom* mantida em 20,2, 23,0, 26,2 e 28,9 °C. A Figura 4.14 exibe o aparato experimental utilizado neste experimento.

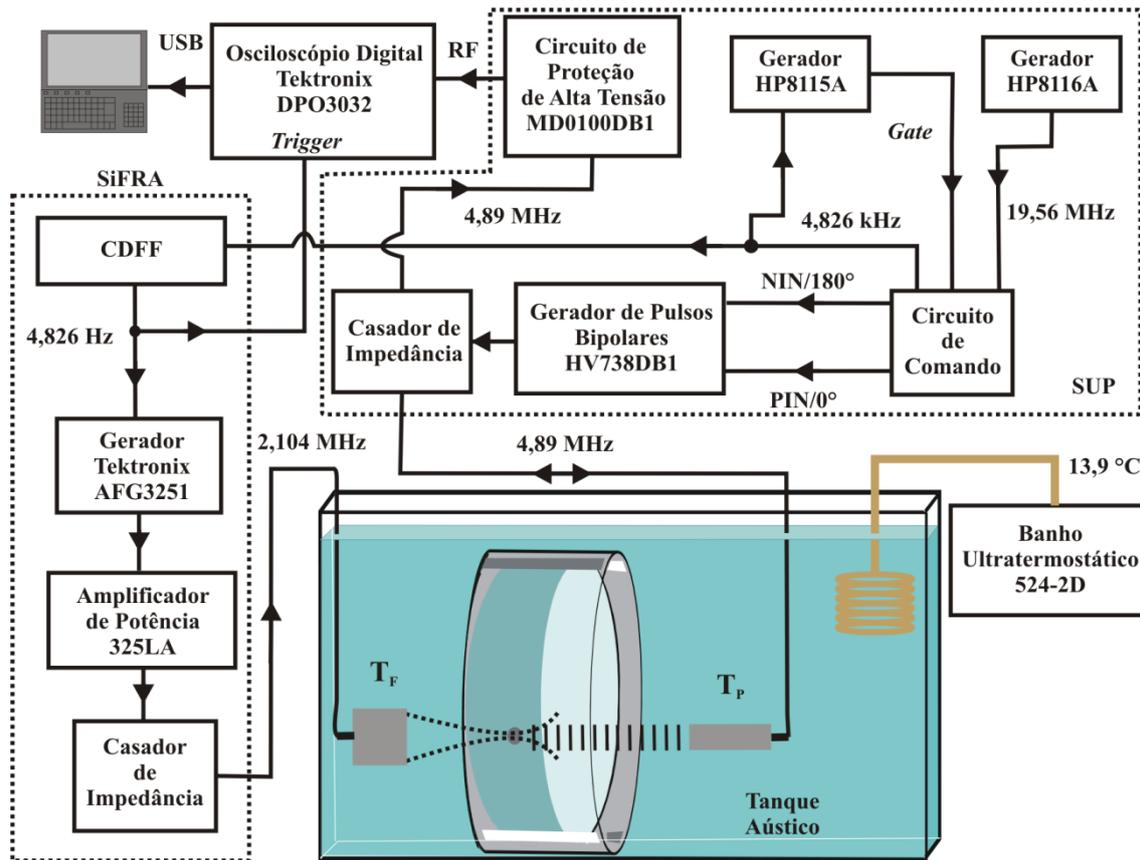


Figura 4.14 – Instrumentação básica empregada para induzir e monitorar o deslocamento de uma esfera localizada no interior do *phantom*.

A técnica de processamento CC foi utilizada para extrair os sinais que representavam o deslocamento da esfera dos 10 sinais de RF de eco capturados, para cada valor de temperatura. Em seguida, calculou-se a média dos 10 sinais de deslocamento da esfera, aplicou-se um filtro Butterworth de ordem 2 e frequência de corte de aproximadamente 240 Hz, para eliminar o ruído e normalizou-se o sinal resultante. O passo seguinte consistiu em gerar o deslocamento teórico normalizado utilizando a Equação (8) e os valores experimentais apresentados na Tabela 4.7.

Tabela 4.7 – Parâmetros usados para gerar o deslocamento teórico da esfera

Parâmetros	
R	2 mm
ρ_0	1050 Kg·m ⁻³
ρ_E	7887 Kg·m ⁻³
t_0	4,8 ms

Ajustando-se os valores de ξ e η em (8) foi possível minimizar as diferenças entre as curvas teórica e experimental. Os valores desses parâmetros que geraram a menor diferença entre as curvas foram assumidos como sendo as propriedades do *phantom*.

O ajuste mencionado anteriormente foi executado da seguinte forma: na primeira etapa realizou-se uma varredura em ξ de 100 a 6.000 Pa, com passos de 1 Pa, e para cada valor de ξ foi realizada uma varredura em η de 0,1 a 2 Pa·s, com passos de 0,1 Pa·s. Todos os pares dos parâmetros ξ e η obtidos com as varreduras descritas acima foram aplicados em (8) para gerar as curvas de deslocamento teóricas. Em seguida, aplicou-se o método de mínimos quadrados para a diferença entre as curvas teóricas e a curva experimental, e armazenou-se o erro obtido pela diferença entre essas curvas devido às varreduras realizadas. Na etapa seguinte, foram realizadas duas novas varreduras, sendo uma varredura em ξ de $\pm 10\%$ do valor obtido na etapa anterior (passos de 1 Pa) e a outra varredura em η de $\pm 10\%$ do valor obtido na etapa anterior (passos de 0,01 Pa·s), para cada valor de ξ . Com isso, foi possível estimar os parâmetros viscoelásticos relacionados com o menor erro.

Para estudar as alterações dos parâmetros mecânicos em função da concentração de gelatina, o SiFRA foi configurado para gerar um sinal de excitação com frequência central de 2,104 MHz, 1.000 ciclos e amplitude de 150 V_{pp}. A FRP do SUP foi de 5 kHz e a temperatura dos *phantoms* foi mantida em aproximadamente 20 °C. O procedimento descrito no parágrafo anterior foi repetido, com objetivo de medir ξ e η dos *phantoms* E e F, porém t_0 foi de 475,29 μ s.

Para finalizar, o *phantom* D foi mantido a 13,9 °C e o SiFRA foi configurado para excitar T_F com uma salva de senoides com frequência central de 2,104 MHz, FRP de 4,826 Hz, amplitude de 150 V_{pp} e 1.000 ciclos. Então, o SUP foi empregado para coletar 10 sinais de RF de eco da esfera e os sinais foram exibidos e capturados pelo osciloscópio DPO 3032. Feito isso, o número de ciclos de excitação de T_F foi alterado para 5.000 e novos sinais foram adquiridos. Este procedimento foi repetido alterando-se apenas o número de ciclos do sinal de excitação de T_F para 10.000 e 15.000.

5 RESULTADOS

5.1 SIMULAÇÃO: MÉTODOS DE ESTIMAÇÃO DA FREQUÊNCIA

5.1.1 Sinal Senoidal

A Figura 5.1 exibe o sinal senoidal filtrado pelo Filtro de Kalman (verde), a partir da frequência estimada com FK, e o sinal simulado após a adição do ruído gaussiano branco, $D_h(t)$, com SNR de 20 dB (azul).

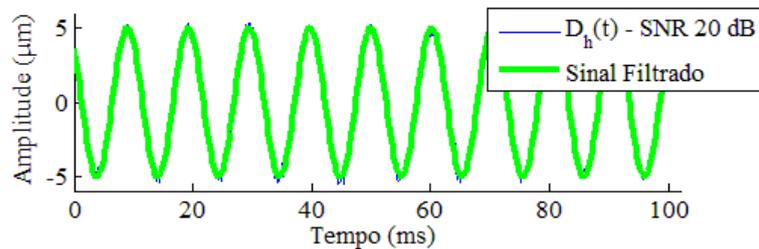


Figura 5.1 – Sinal senoidal filtrado (Frequência estimada com FK) e vibração simulada com SNR de 20 dB (verde e azul, respectivamente).

Nas etapas seguintes somente a SNR foi modificada, passando a assumir os seguintes valores: 0, -5, -10 e -15 dB (Figuras 5.2 – 5.5).

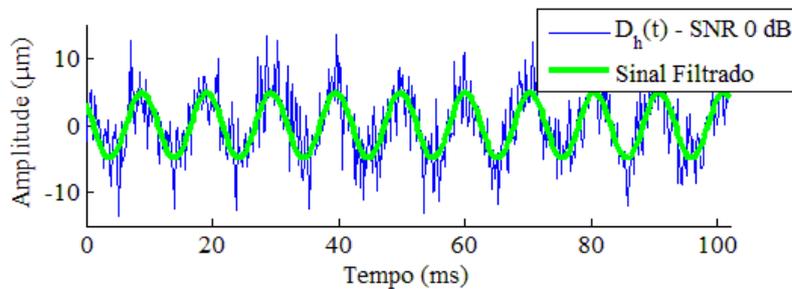


Figura 5.2 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de 0 dB (verde e azul, respectivamente).

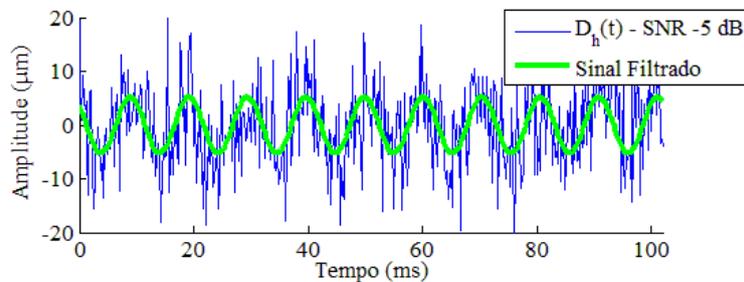


Figura 5.3 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de -5 dB (verde e azul, respectivamente).

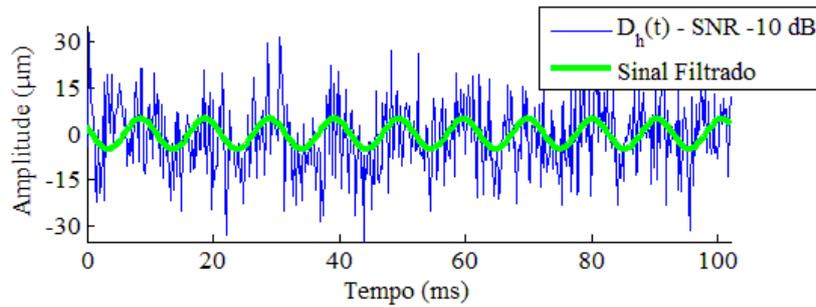


Figura 5.4 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de -10 dB (verde e azul, respectivamente).

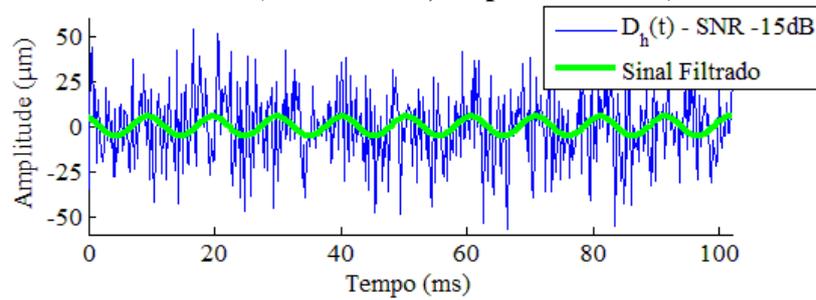


Figura 5.5 – Sinal senoidal filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de -15 dB (verde e azul, respectivamente).

Realizou-se uma varredura em frequência, com o FK, no sinal de vibração simulada, $D_h(t)$, para cada SNR, Figuras 5.6 - 5.10.

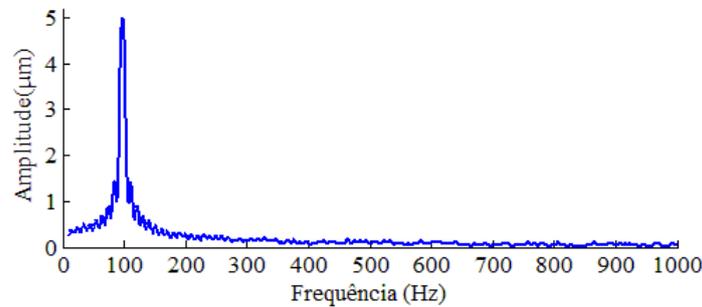


Figura 5.6 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de 20 dB) empregando o FK.

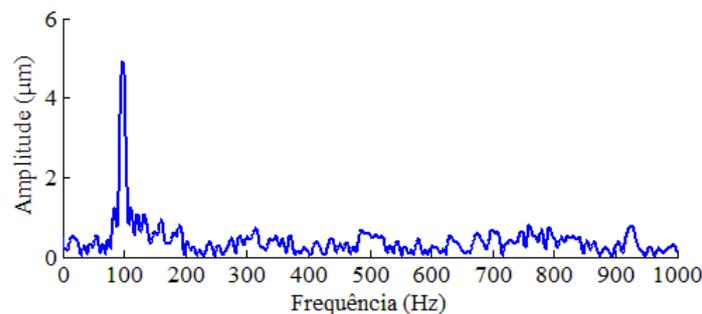


Figura 5.7 – Varredura em Frequência do sinal com ruído (SNR de 0 dB) empregando o FK.

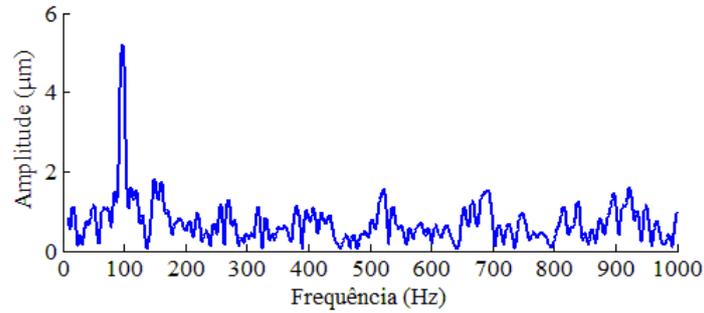


Figura 5.8 – Varredura em Freqüência do sinal com ruído (SNR de -5 dB) empregando o FK.

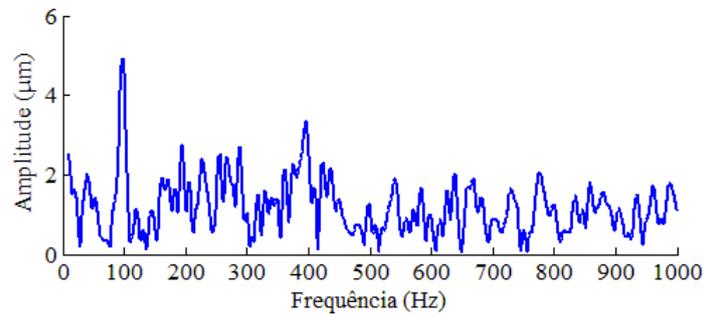


Figura 5.9 – Varredura em Freqüência do sinal com ruído (SNR de -10 dB) empregando o FK.

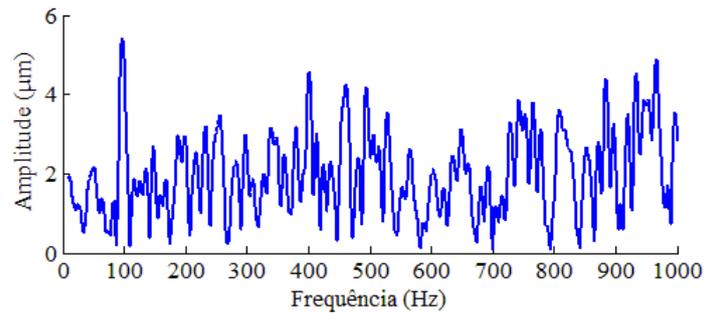


Figura 5.10 – Varredura em Freqüência do sinal com ruído (SNR de -15 dB) empregando o FK.

A Figura 5.11 exibe o *bias* (esquerda) e o *jitter* (direita) da frequência estimada com FFT, FKMMQ e FK.

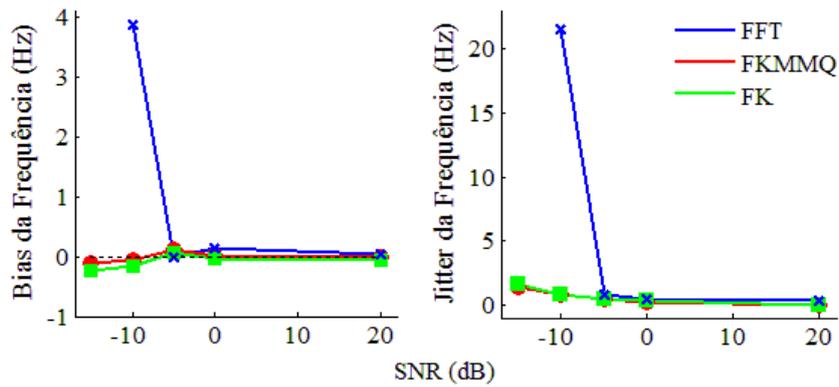


Figura 5.11 – Bias (esquerda) e jitter (direita) da frequência estimada por FFT, FKMMQ e FK.

5.1.2 Sinal Harmônico

As Figuras 5.12 e 5.13 exibem os sinais harmônicos obtidos com Filtro de Kalman (verde), o qual utilizou a frequência estimada por FK e o sinal simulado após a adição do ruído gaussiano branco, $D_h(t)$, com SNR de 20 e -10 dB (azul), respectivamente.

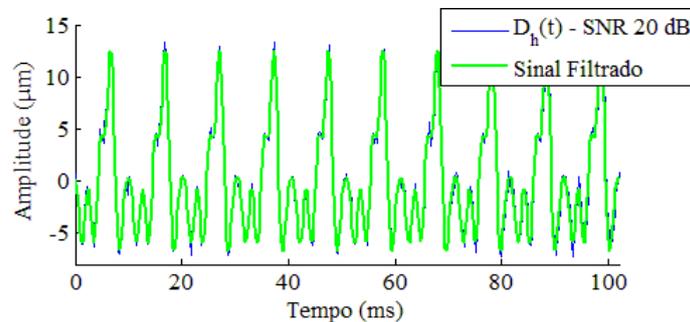


Figura 5.12 – Sinal harmônico filtrado (frequência estimada por FK) e vibração simulada com SNR de 20 dB (verde e azul, respectivamente).

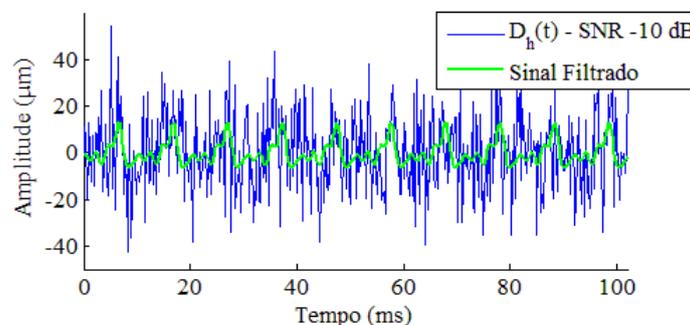


Figura 5.13 – Sinal harmônico filtrado e vibração simulada com SNR de -10 dB (verde e azul, respectivamente).

A Figura 5.14 exibe a diferença entre o sinal harmônico simulado e o sinal estimado pelo filtro de Kalman com SNR de 20 dB (superior) e -10 dB (inferior).

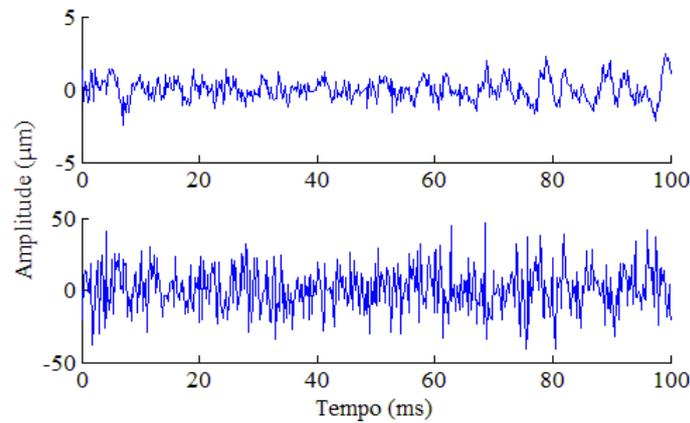


Figura 5.14 – Diferença entre os sinais harmônicos simulado e filtrado com SNR de 20 e -10 dB (superior e inferior, respectivamente).

Quando o FK foi aplicado ao sinal harmônico para realizar uma varredura em frequência, de 0 a 1000 Hz com passos de 1 Hz, ele inseriu um pico em 49 Hz, pois uma frequência fundamental de 49 Hz apresenta duas frequências harmônicas que são múltiplas de 98 Hz. Então, para exibir o espectro de frequência do sinal simulado, $D_h(t)$, para cada SNR, utilizou-se FFT, Figuras 5.15 e 5.16.

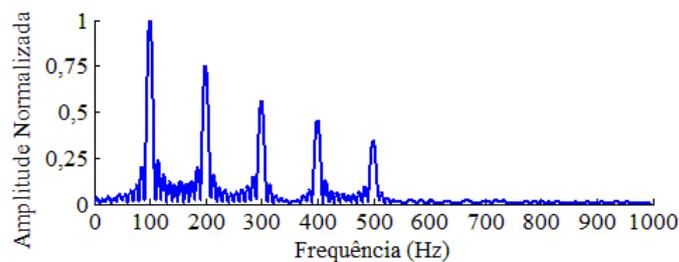


Figura 5.15 – Espectro de frequência do sinal harmônico simulado com SNR de 20 dB.

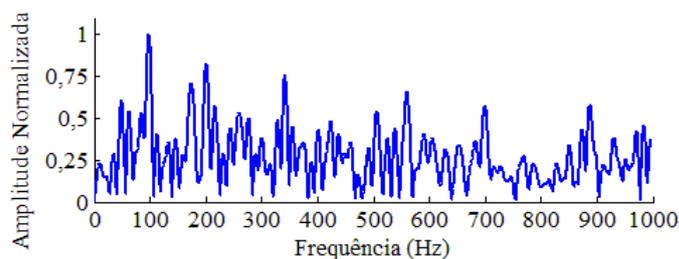


Figura 5.16 – Espectro de frequência do sinal harmônico simulado com SNR de -10 dB.

A média, o desvio padrão e o erro relativo (%) calculado com (66) da frequência fundamental estimada por FFT, FK e FKMMQ de $D_h(t)$ são exibidos na Tabela 5.1, para SNR de -10 e 20 dB.

Tabela 5.1 – Média, desvio padrão (std) e o erro relativo (ER) das frequências estimadas de $D_h(t)$ por FFT, FK e FKMMQ para todas as SNR

		Frequência Estimada (Hz)	
		-10 dB	20 dB
FK	Média	97,861	97,392
	std	1,047	1,637
	ER	0,22	0,26
FKMMQ	Média	99,62	99,62
	std	3,35	1,75
	ER	2,02	2,03
FFT	Média	*	98,044
	std	*	0,032
	ER	*	0,41

* Método não teve especificidade

5.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL: PROPAGAÇÃO DE ONDA DE CISALHAMENTO EM MÚSCULO

As Figuras 5.17 i) e ii) exibem os sinais de vibração do músculo obtidos com a aplicação das técnicas de processamento DQ e DQ_{JS}, respectivamente, no mesmo sinal de RF simulado.

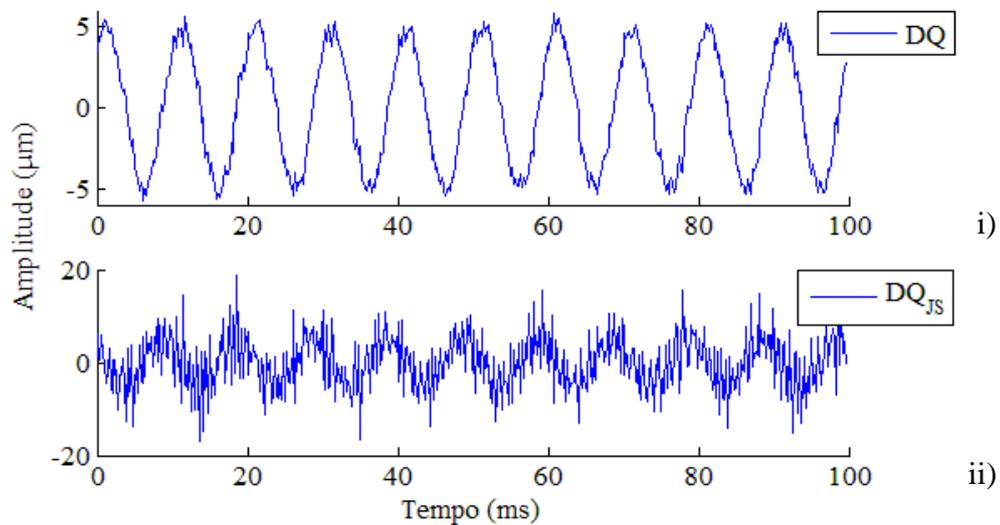


Figura 5.17 – Sinais de vibração do músculo extraídos com as técnicas de processamento: i) DQ e ii) DQ_{JS} sobre o sinal de RF simulado.

As Figuras de 5.18 a 5.21 exibem a média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase, do coeficiente de atenuação, da elasticidade e da viscosidade, respectivamente, da onda de cisalhamento em função da SNR e para cada uma das oito técnicas de processamento. Tanto a velocidade de fase quanto o coeficiente de atenuação foram calculados usando a fase e a amplitude estimadas pelo filtro de Kalman nas 4 posições com a frequência nominal.

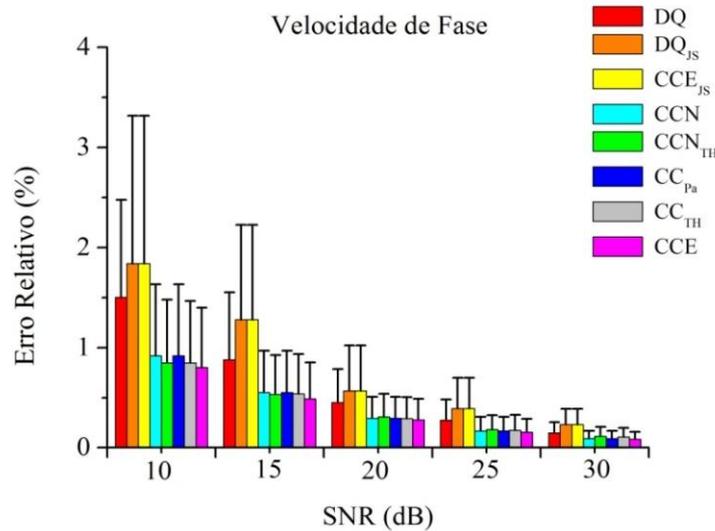


Figura 5.18 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase estimada em função da SNR.

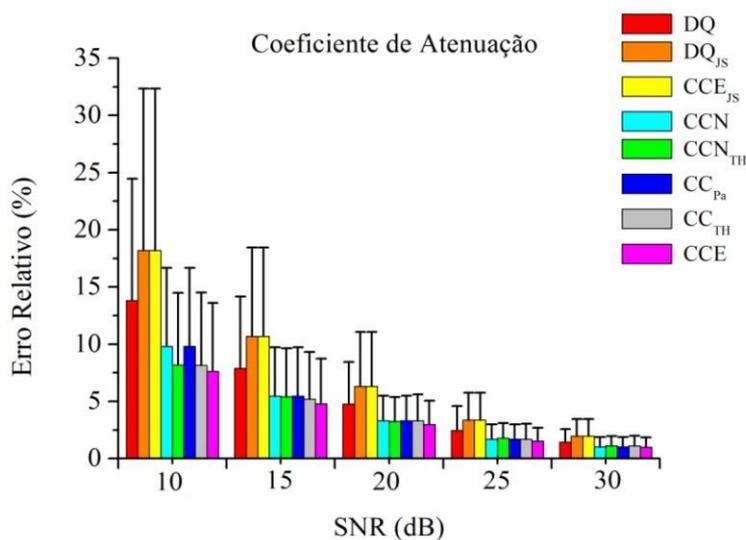


Figura 5.19 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de atenuação estimado em função da SNR.

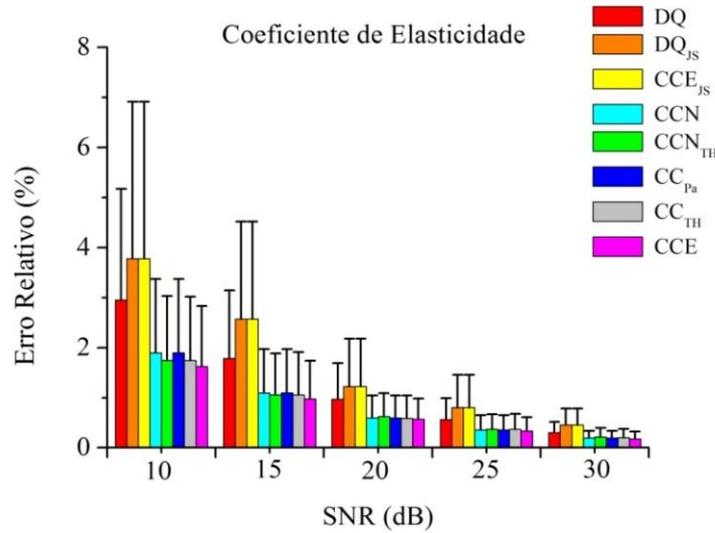


Figura 5.20 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado em função da SNR.

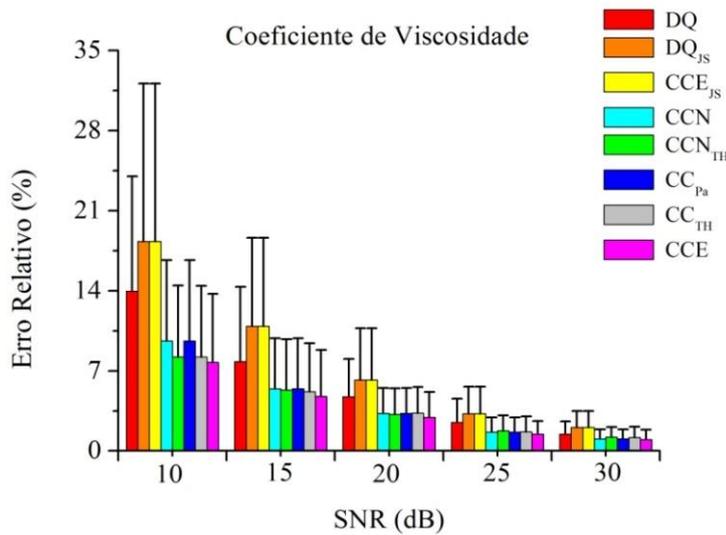


Figura 5.21 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado em função da SNR.

O método de processamento CCE apresentou maiores exatidão e precisão nas estimativas dos parâmetros acústicos e viscoelásticos, quando a frequência nominal foi utilizada no filtro de Kalman. Então esta técnica de processamento foi selecionada para o estudo da influência da técnica de estimação da frequência, a qual será usada no filtro de Kalman, sobre as estimativas de c_T , α_T , ξ e η . As Figuras 5.22 e 5.23 exibem a média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo dos coeficientes de elasticidade e viscosidade, respectivamente, em função da técnica usada para estimar a frequência, a qual foi empregada no filtro de Kalman.

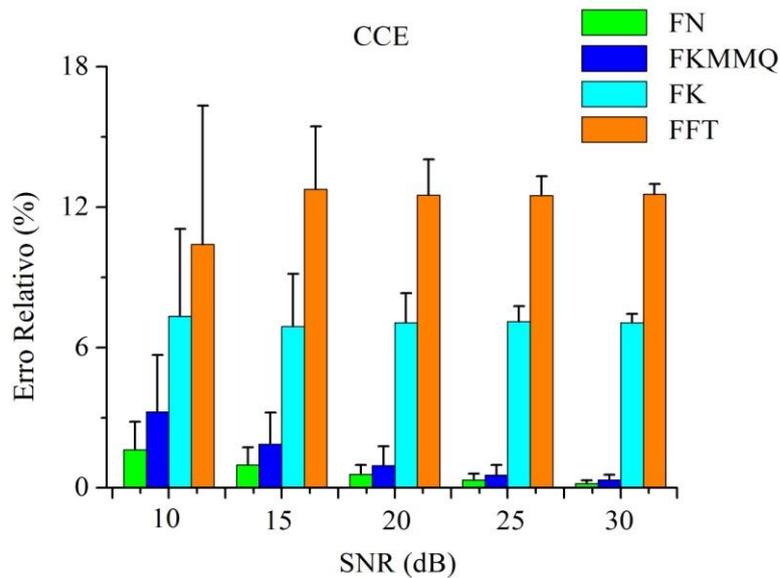


Figura 5.22 - Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função da SNR e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.

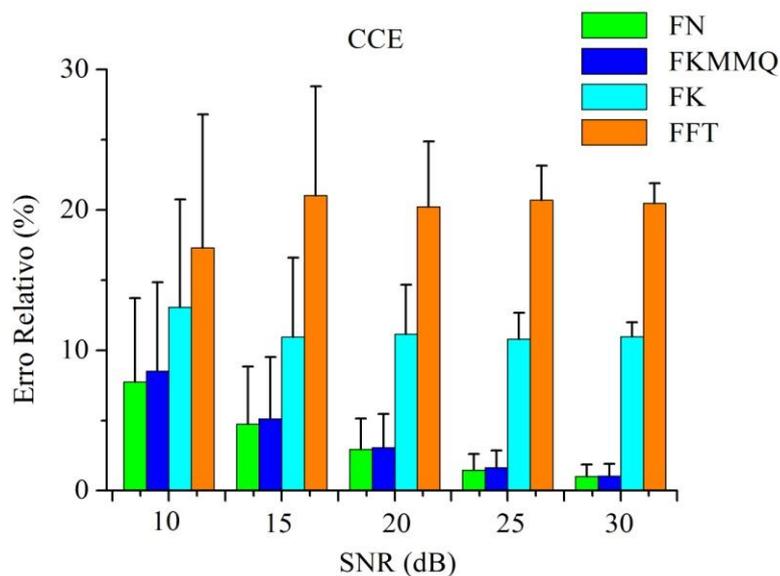


Figura 5.23 - Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade em função da SNR e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.

As técnicas de processamento foram avaliadas também por meio da média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de c_T , α_T , ξ e η calculados usando os sinais de RF simulados em função da distância entre as duas posições consecutivas (Δr), Figuras de 5.24 a 5.27.

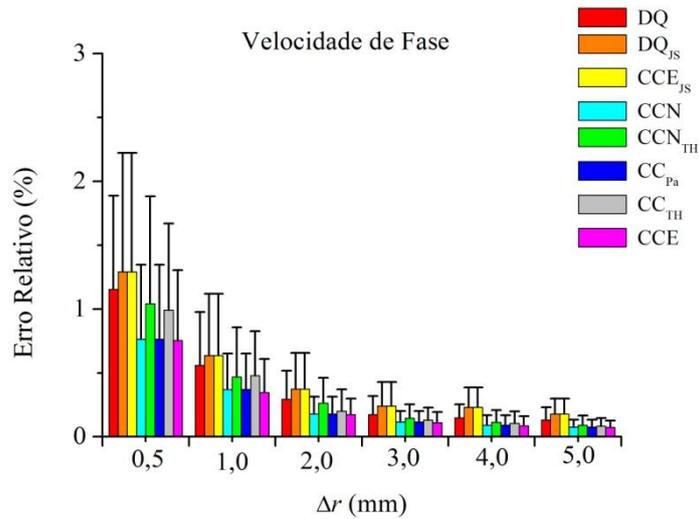


Figura 5.24 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase estimada em função de Δr .

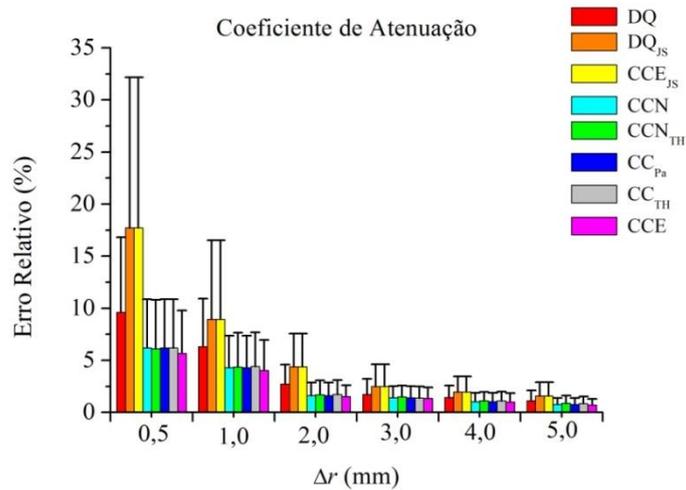


Figura 5.25 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de atenuação estimado em função de Δr .

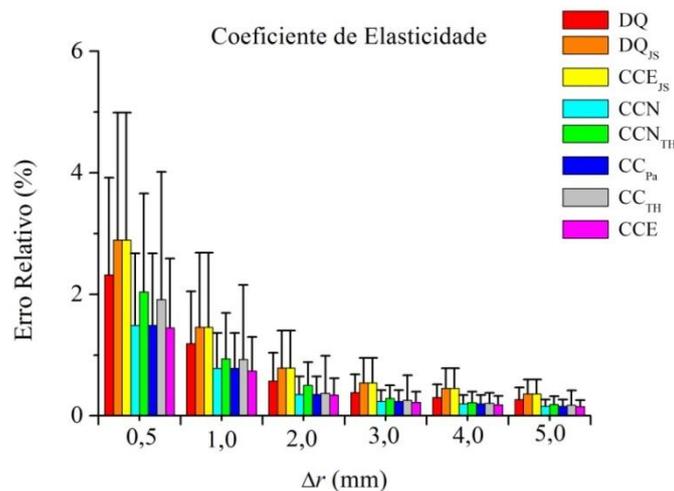


Figura 5.26 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado em função de Δr .

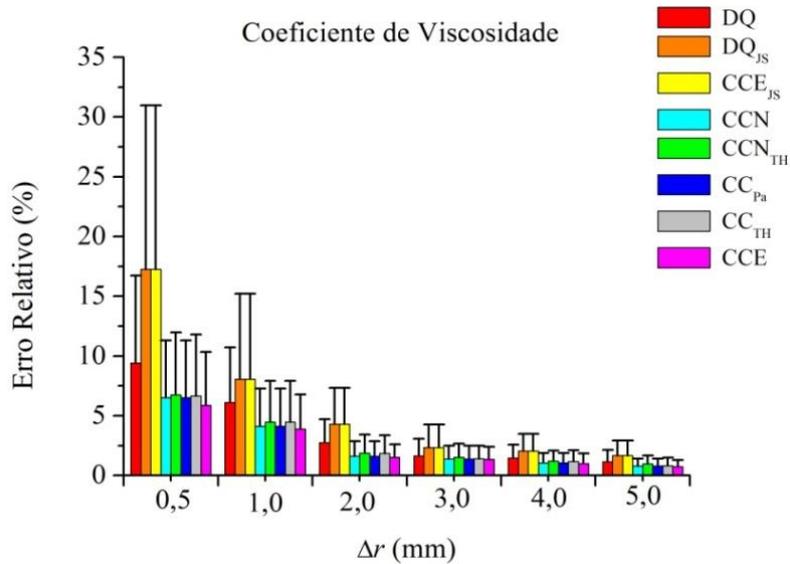


Figura 5.27 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado em função de Δr .

As Figuras de 5.28 e 5.29 apresentam as médias e os respectivos desvios padrão do erro relativo de ξ e η em função da frequência empregada no filtro de Kalman. Estes parâmetros foram estimados a partir dos sinais que representam a vibração do músculo, os quais foram extraídos dos sinais de RF simulados usando a técnica de processamento CCE.

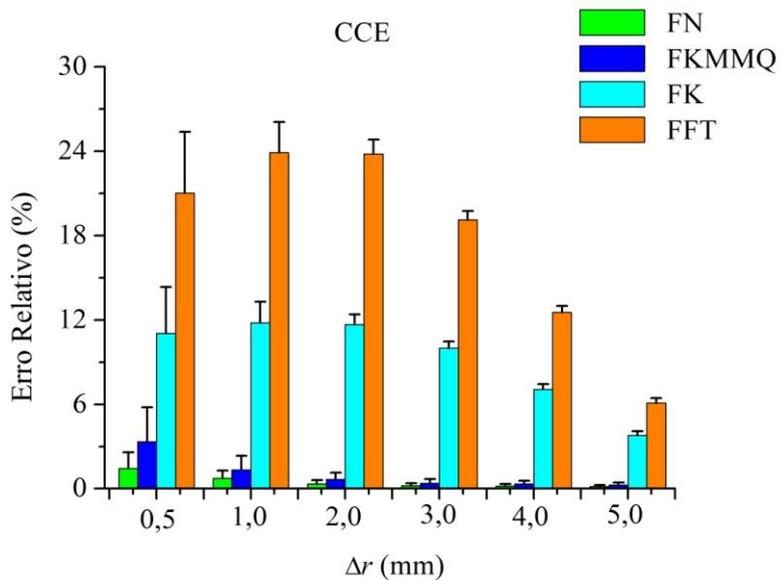


Figura 5.28 – Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função de Δr e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.

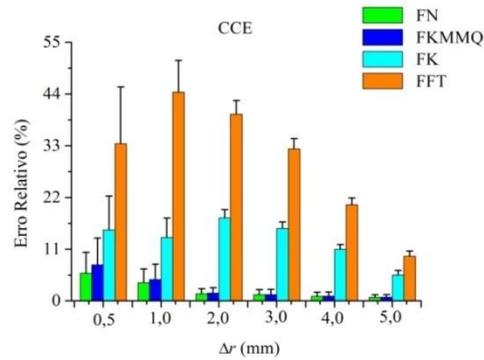


Figura 5.29 – Média (coluna colorida) e o desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade em função de Δr e da técnica usada para estimar a frequência de vibração, a qual foi empregada no filtro de Kalman.

Os resultados do cálculo da média e do desvio padrão do erro relativo dos parâmetros viscoelásticos devido a alteração do número de ciclos de vibração são exibidos nas Figuras de 5.30 e 5.31. Empregou-se a frequência nominal no Filtro de Kalman.

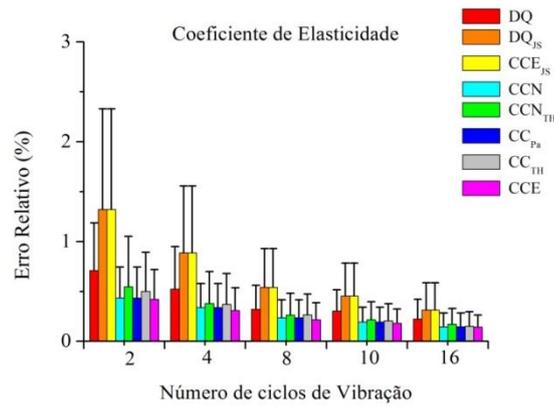


Figura 5.30 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado em função do número de ciclos de vibração.

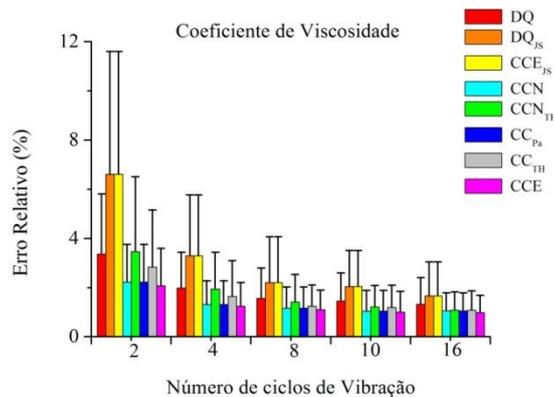


Figura 5.31 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado em função do número de ciclos de vibração.

5.3 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL: PROPAGAÇÃO DA ONDA DE CISALHAMENTO EM COÁGULO DE PLASMA

As médias do erro relativo da elasticidade e da viscosidade para o coágulo de plasma foram menores que 0,3 e 2,0 %, respectivamente, para todos os valores de Δr (Figuras 5.32 e 5.33). Utilizaram-se os sinais de amplitude e velocidade de vibração obtidos com as técnicas de processamento CCE e CCE_{JS} e a frequência nominal no filtro de Kalman.

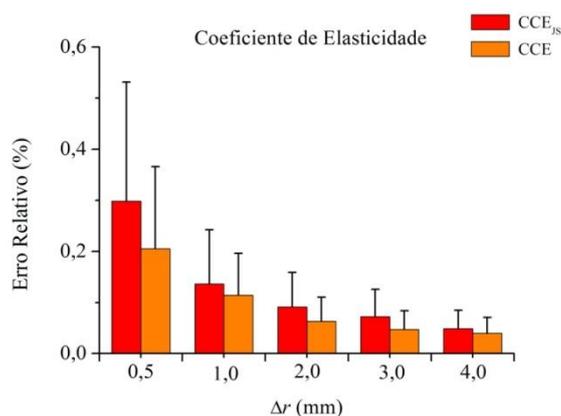


Figura 5.32 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade estimado para o coágulo de plasma em função de Δr .

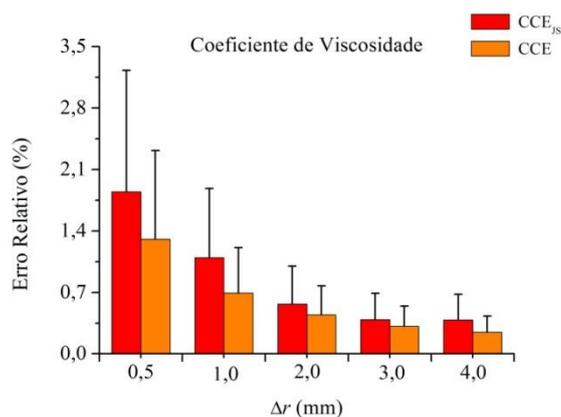


Figura 5.33 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade estimado para o coágulo de plasma em função de Δr .

5.4 COMPARAÇÃO DAS TÉCNICAS USADAS PARA ESTIMAR A VISCOELASTICIDADE

É possível observar nas Figuras 5.34 a 5.37 a média (coluna) e o desvio padrão (barra) do erro relativo dos coeficientes de elasticidade e viscosidade obtidos a partir

dos sinais de amplitude (CCE) e velocidade de vibração (CCE_{JS}) extraídos dos sinais de RF simulados com SNR de 30 e 10 dB, em função da técnica usada para estimar ξ e η . Não há diferença entre os valores de ξ e η medidos usando as funções `lsqnonlin.m` e `nlinfit.m` do Matlab no método de Vappou *et al.* (2009).

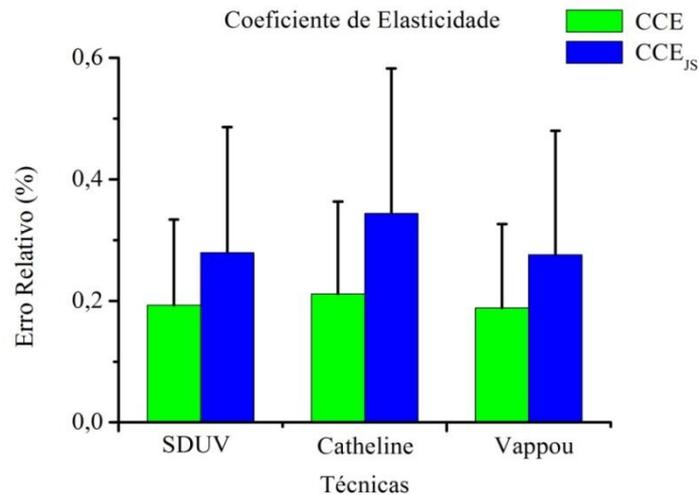


Figura 5.34 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de ξ obtido aplicando CCE e CCE_{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 30 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.

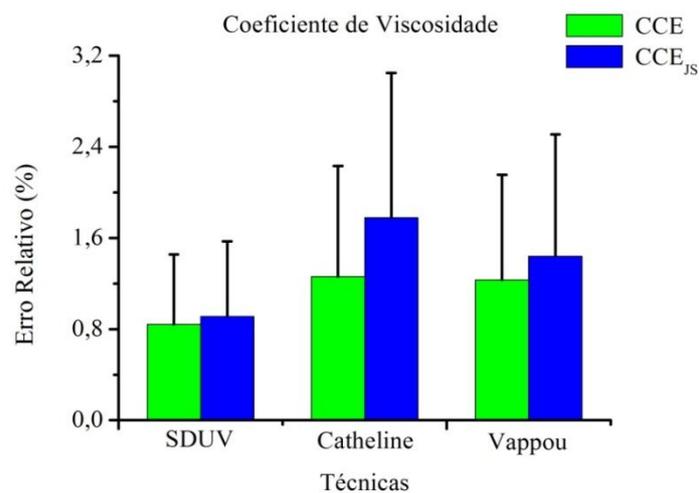


Figura 5.35 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de η obtido aplicando CCE e CCE_{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 30 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.

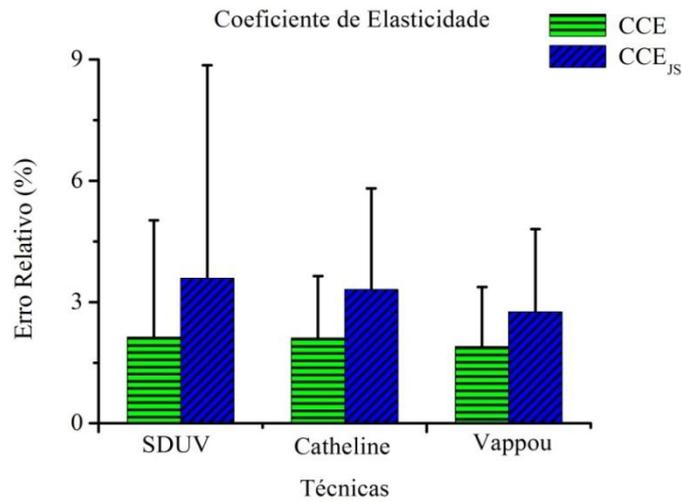


Figura 5.36 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de ξ obtido aplicando CCE e CCE_{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 10 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.

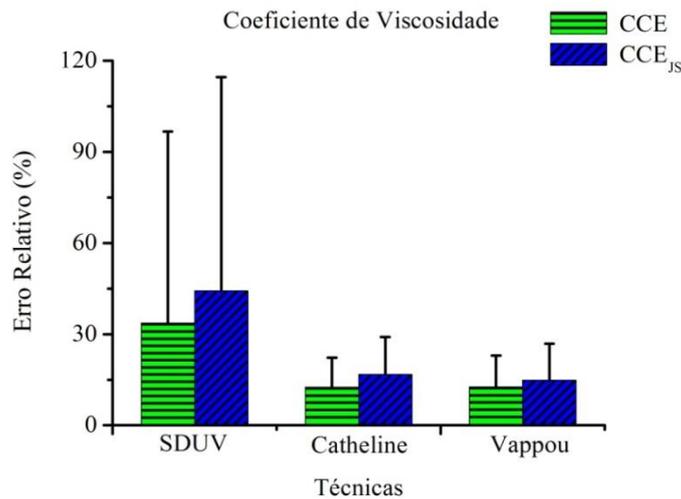


Figura 5.37 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo de η obtido aplicando CCE e CCE_{JS} nos sinais de RF simulados com SNR de 10 dB, e em função das técnicas: SDUV, Catheline e Vappou.

5.5 CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA

O módulo da impedância do transdutor T_f para a frequência de 2,104 MHz foi de 10,72 Ω e a fase de -72,05 $^\circ$. Quando a impedância foi inspecionada pelo medidor de impedância com o transdutor acoplado ao circuito de casamento de impedância, baseado na rede π , o módulo foi de 40 Ω e a fase de -0,66 $^\circ$. A Figura 5.38 mostra o módulo (vermelho) e a fase (azul), em função da frequência, do transdutor ultrassônico com frequência central de 2,104 MHz sem o circuito de casamento de impedância e a Figura

5.39 apresenta os mesmos parâmetros, porém com o circuito de casamento de impedância.

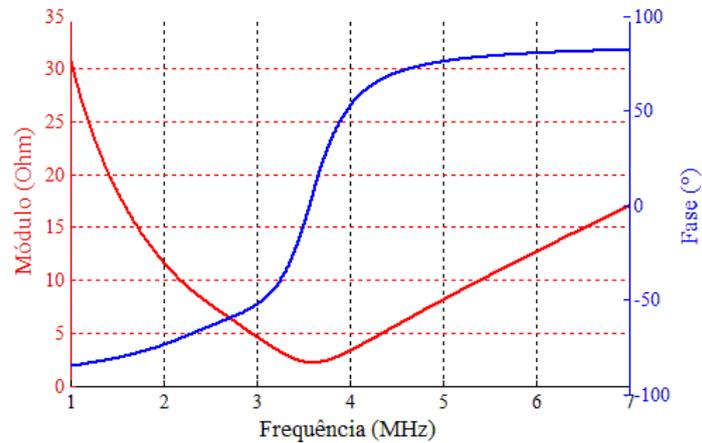


Figura 5.38 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico com frequência de 2,104 MHz.

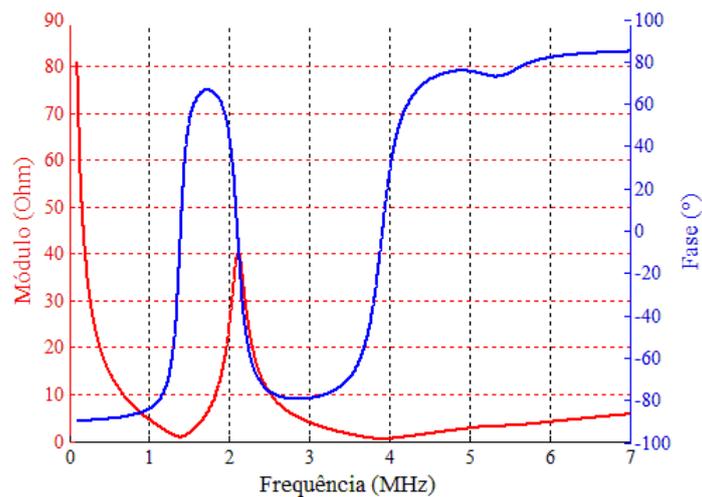


Figura 5.39 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico (2,104 MHz) com o circuito de casamento de impedância.

A impedância do transdutor T_p também foi medida usando o medidor de impedância e os resultados para a frequência de 4,89 MHz foram $13,21 \Omega$ e $-39,72^\circ$ para o módulo e a fase, respectivamente. Os resultados obtidos do módulo e da fase da impedância medidos com o circuito de casamento de impedância formado por um transformador e um capacitor foram $47,62 \Omega$ e $-0,03^\circ$, respectivamente. A Figura 5.40 exhibe o módulo (vermelho) e a fase (azul), em função da frequência, do transdutor ultrassônico com frequência 4,89 MHz sem o circuito de casamento de impedância e a

Figura 5.41 mostra os mesmos parâmetros, porém com o circuito de casamento de impedância.

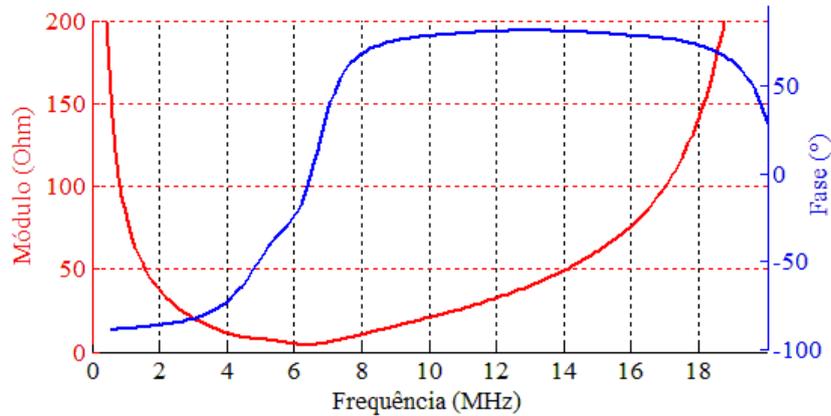


Figura 5.40 - Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico com frequência de 4,89 MHz.

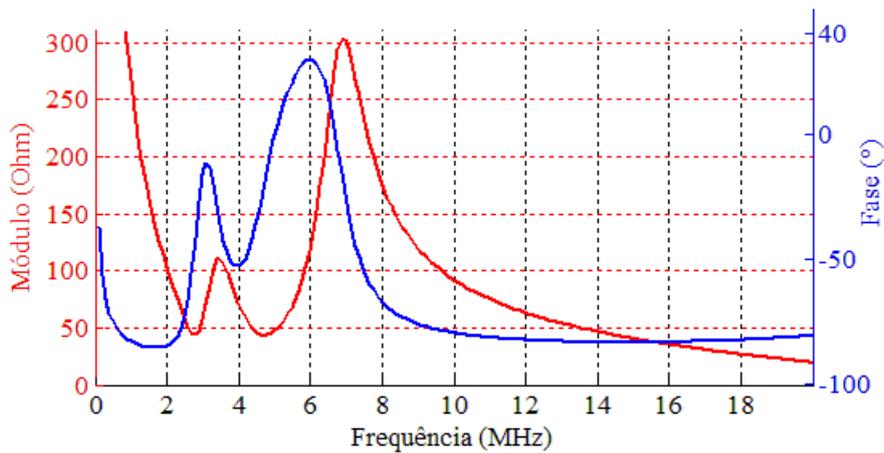


Figura 5.41 – Módulo (vermelho) e fase (azul) da impedância do transdutor ultrassônico (4,89 MHz) com o circuito de casamento de impedância.

5.6 SISTEMA ULTRASSÔNICO DE PROSPECÇÃO

A Figura 5.42 (i) exibe o sinal com forma de onda quadrada com frequência de 20 MHz produzido pelo gerador de funções (HP 8116A), ao passo que as Figuras 5.42 (ii) a (v) ilustram os sinais de sincronismo com frequências nominais de 2, 4, 5 e 10 kHz, os quais foram produzidos pelo circuito de comando. Esses sinais são sincronizados com o de 20 MHz e a borda de subida (inclinação positiva) desses sinais é utilizada para sincronizar o SUP com outros equipamentos, como por exemplo, o osciloscópio.

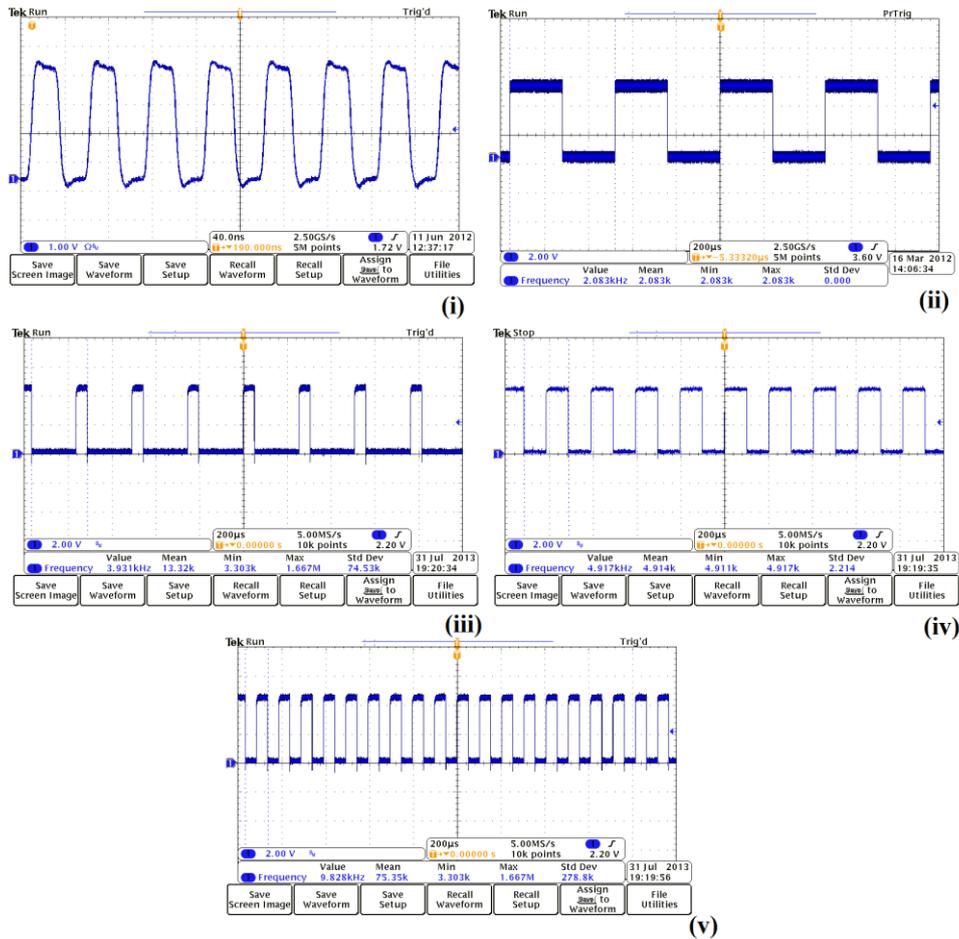


Figura 5.42 – Sinal original (20 MHz) (i), Sinais de Sincronismo (2 kHz) (ii), (4 kHz) (iii), (5 kHz) (iv) e (10 kHz) (v).

Os sinais de 5 MHz, com FRP de 2 kHz, obtidos com o circuito de comando são mostrados na Figura 5.43. Nela pode-se observar o atraso de um sinal em relação ao outro de 180° , o que é necessário para o funcionamento do gerador de pulsos bipolar. Os dois sinais da Figura 5.43 são gerados em sincronismo com o sinal em 20 MHz.

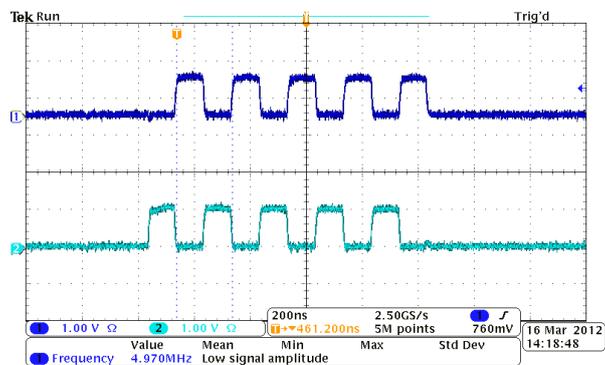


Figura 5.43 – Sinais com frequência de 5 MHz, FRP de 2 kHz e atrasos de 180° entre si, usados como entrada do gerador de pulsos bipolar que por sua vez gera o sinal de excitação de T_p .

A Figura 5.44 exibe o sinal produzido pelo gerador de pulsos bipolares (HV738DB1) utilizando-se os sinais de 5 MHz com atrasos de 0 e 180° na sua entrada. Por outro lado, a Figura 5.45 ilustra o sinal de eco coletado pelo sistema ultrassônico de prospecção.

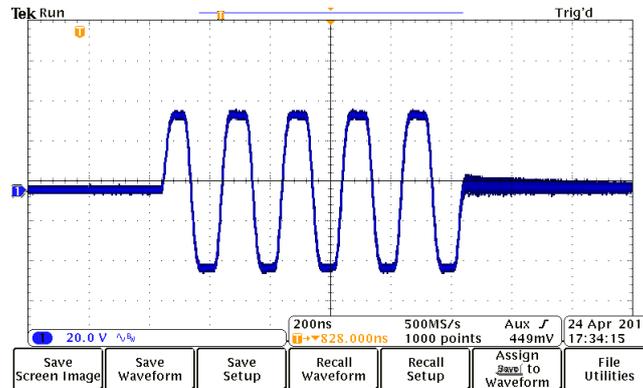


Figura 5.44 – Sinal de excitação gerado pelo gerador de pulsos bipolares (HV738DB1).

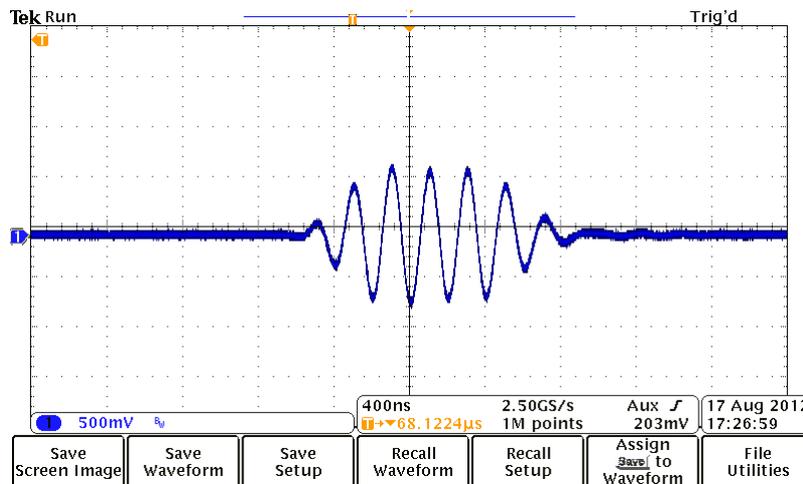


Figura 5.45 – Sinal de eco coletado pelo sistema ultrassônico de prospecção.

5.7 TESTE DO SUP: DEMODULAÇÃO EM FASE E QUADRATURA

As Figuras 5.46 e 5.47 ilustram os componentes em fase e os componentes em fase e quadratura na forma fasorial, referentes à demodulação do sinal de eco oriundo da membrana de poliuretano, estando a mesma em repouso. Já a Figura 5.48 ilustra o sinal $D_h(t)$, o qual foi obtido dividindo-se o sinal calculado com (35) usando os

componentes em fase e quadratura representados na Figura 5.47, correspondente à membrana de poliuretano em repouso, $V_h(t)$, pela frequência angular de vibração.

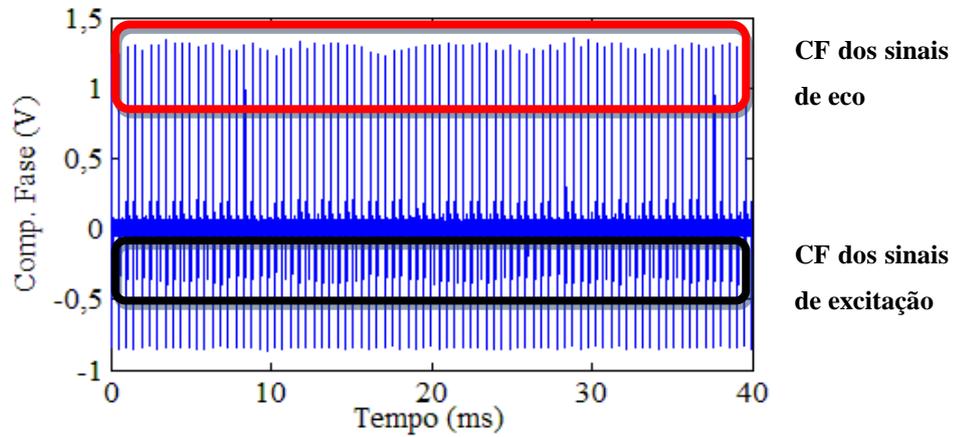


Figura 5.46 – Componentes em Fase (CF) referentes aos sinais de eco da membrana em repouso (vermelho) e aos sinais de excitação de T_p (preto).

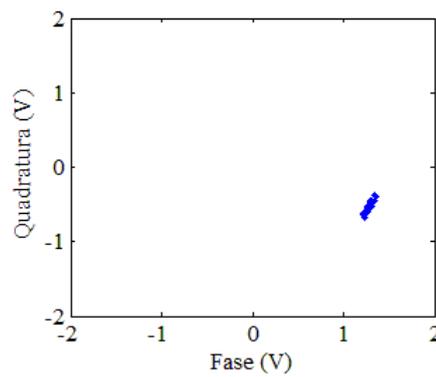


Figura 5.47 – Componentes em Fase e Quadratura, na forma fasorial e referentes aos sinais de eco da membrana em repouso.

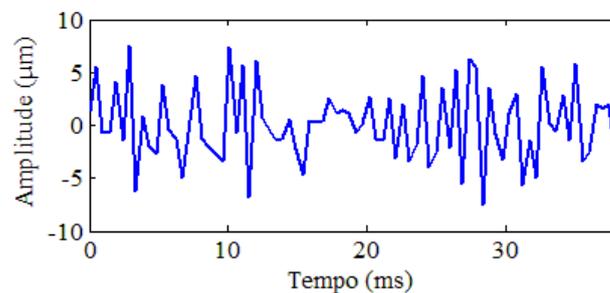


Figura 5.48 – Sinal de ruído, $D_h(t) = V_h(t) / \omega_T$ com $V_h(t)$ calculado em (35), referente aos pulsos de eco oriundo da membrana em repouso.

As Figuras de 5.49 a 5.50 exibem os componentes em fase, os componentes em fase e quadratura, na forma fasorial, referentes ao sinal de eco oriundo da membrana e o

sinal de representação da vibração da membrana de poliuretano quando o alto-falante acoplado a ela foi excitado com um sinal senoidal com frequência de 100 Hz e amplitude de 10 V_{pp}, respectivamente.

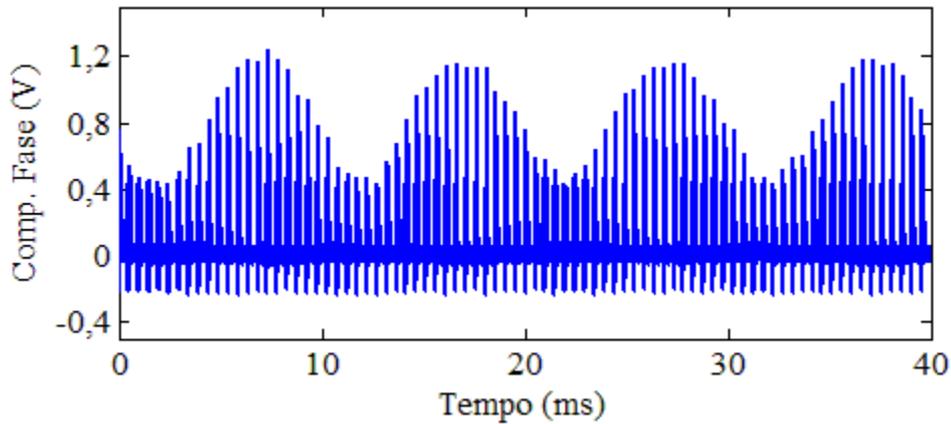


Figura 5.49 – Componentes em fase referentes aos ecos da membrana de poliuretano vibrando.

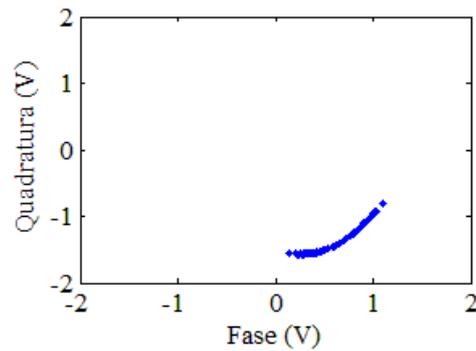


Figura 5.50 – Componentes em fase e quadratura, na forma fasorial e referentes ao sinal de eco da membrana em vibração.

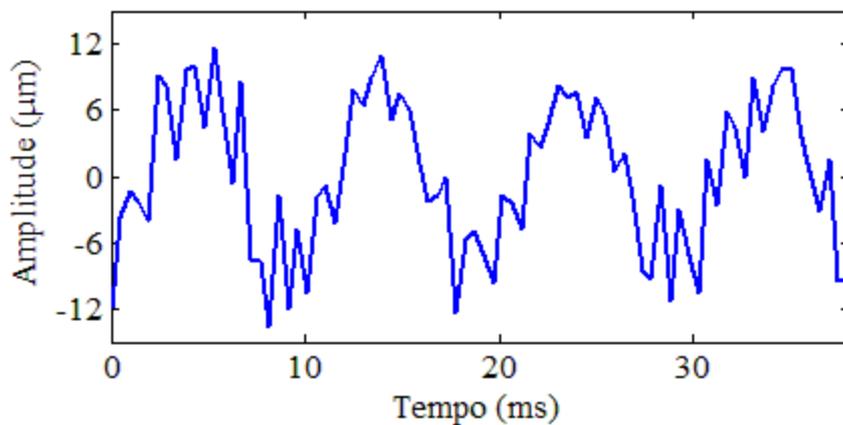


Figura 5.51 – Sinal de representação da vibração, $D_h(t)$, da membrana de poliuretano vibrando pela ação do alto-falante.

O sinal ilustrado na Figura 5.51, representação da vibração, é aplicado em FKMMQ para estimar a frequência de vibração da membrana. Com objetivo de verificar se o movimento da membrana ocorreu em apenas uma frequência, realizou-se uma varredura na variável de frequência, entre 1 Hz e 1 kHz e com passos de 1 Hz empregando FK. O resultado dessa varredura em frequência é apresentado na Figura 5.52 na forma da amplitude de vibração em função do valor usado para a variável frequência no FK. A frequência de vibração estimada por FKMMQ, FFT e FK foram 101,28, 102,57 e 100,43 Hz, respectivamente. Observa-se que o erro relativo da frequência estimada por FKMMQ, FFT e FK são de 1,28, 2,51 e 0,43 %, respectivamente, em relação a frequência exibida no painel do gerador de funções. A técnica FKMMQ estimou a frequência do sinal senoidal simulado com exatidão e precisão ligeiramente superior a FK, então a frequência fornecida por FKMMQ será considerada como sendo a vibração da membrana, em vez de 100,43 estimada por FK ou da frequência nominal (100 Hz). Não obstante, observou-se que FK estimou a frequência de vibração da membrana com menor erro relativo. Considera-se que essa diferença entre as frequências nominal e estimada por FKMMQ deve-se ao erro de exibição do valor de frequência no painel do gerador de sinais usado para excitar o alto-falante.

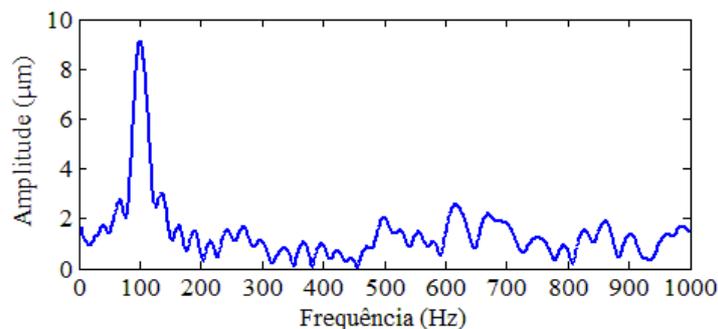


Figura 5.52 – Amplitude de vibração da membrana em função de uma varredura de valores de frequência usados em FK para estimar a frequência de vibração da membrana.

Após estimativa da frequência de vibração da membrana, o sinal $D_h(t)$ da Figura 5.51 é novamente usado pelo filtro de Kalman, porém, agora, considerando-se a frequência de 101,28 Hz, e a estimativa do sinal de vibração da membrana (verde) é apresentada na Figura 5.53 sobreposta pelo sinal contaminado por ruído (azul), $D_h(t)$.

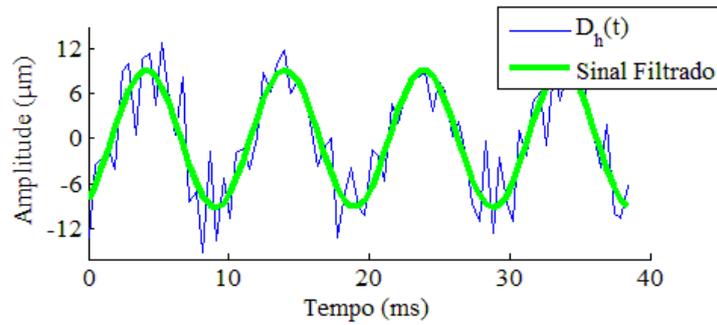


Figura 5.53 – Sinal de vibração da membrana estimado (verde) com filtro de Kalman, tendo como entrada o sinal de vibração (azul) e considerando-se em 101,28 Hz a frequência de vibração da membrana.

Os valores da amplitude de vibração da membrana estimados pelo Filtro de Kalman quando a membrana foi excitada por sinais senoidais com frequências de 50,91 e 101,28 Hz (estimadas com FKMMQ) foram 10,88 e 8,44 μm , respectivamente.

A Tabela 5.2 apresenta os resultados para a estimativa, usando o FKMMQ para estimar a frequência, da amplitude de vibração da membrana, estando a mesma excitada por um sinal de 150 Hz e para dois valores da amplitude do sinal de excitação do alto-falante, 6 e 9 V_{PP} . Sendo que as frequências de vibração estimadas por FKMMQ, para os valores de amplitude de excitação do alto-falante de 6 e 9 V_{PP} foram 152,78 e 152,17 Hz (erro relativo de 1,85 e 1,45 %), respectivamente. Ao passo que as frequências estimadas por FK foram 152,87 e 152,75 Hz resultando em erros relativos de 1,91 e 1,83 %, respectivamente.

Tabela 5.2 – Amplitude de vibração da membrana (μm) estimada para dois valores da amplitude de excitação do alto-falante (V_{PP}), com a membrana vibrando em 150 Hz

Tensão V_{PP}	D (μm)
6	13,46
9	22,54

Este método possibilita verificar, por meio dos componentes em fase e quadratura exibidos no osciloscópio, se o meio está vibrando antes de iniciar o processamento dos sinais. A Figura 5.54 exhibe os componentes em fase e quadratura da vibração da membrana.

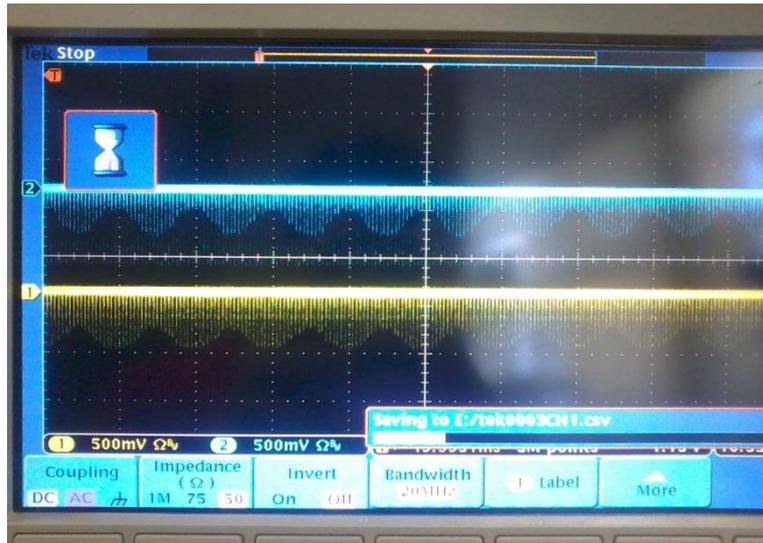


Figura 5.54 – Componentes em fase e quadratura da vibração da membrana visualizados no osciloscópio.

5.8 TESTE DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA: *PHANTOM A*

A amplitude de vibração da esfera estimada dividindo-se (35) por ω_T , em função da amplitude do sinal de excitação de T_F , pode ser visualizada na Figura 5.53. O transdutor T_F foi excitado por uma salva de senoides com frequência de 2,104 MHz, 10.000 ciclos, FRP de 100,1 Hz e amplitudes de 45, 67,5, 92,5 e 118,6 V_{pp}.

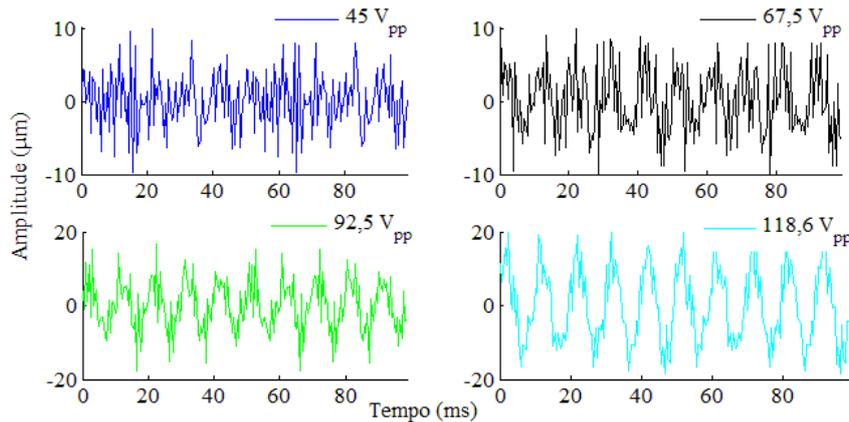


Figura 5.55 – Sinal da amplitude de vibração da esfera obtida por DQ_{JS} em função da amplitude de Excitação de T_F .

A amplitude e a fase de vibração foram obtidas com a aplicação do filtro de Kalman, usando as frequências calculadas com FK, FKMMQ e FFT, nos sinais que

representam a amplitude de vibração do meio (Figura 5.55). A média e o desvio padrão desses parâmetros são apresentados nas Figuras 5.56 e 5.57 em função do quadrado da amplitude de excitação de T_F .

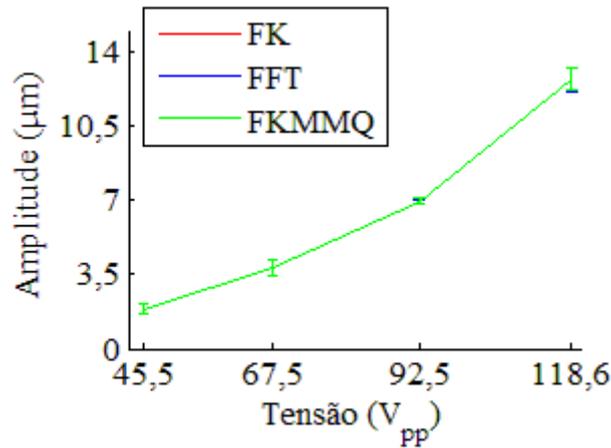


Figura 5.56 – Média e desvio padrão da amplitude de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da amplitude de excitação de T_F (curvas sobrepostas).

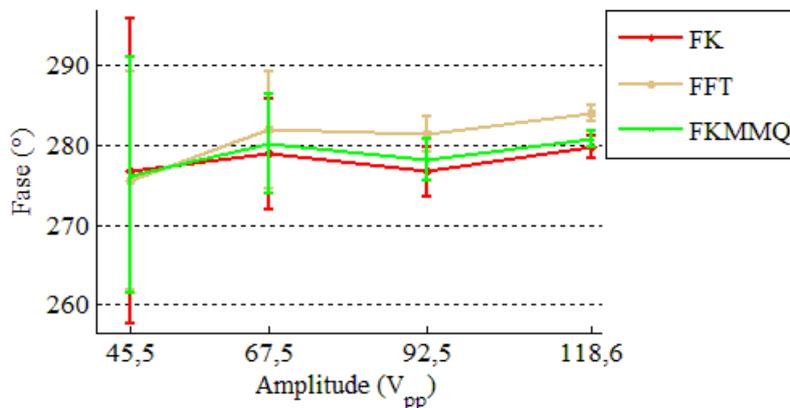


Figura 5.57 – Média e desvio padrão da fase de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da amplitude de excitação de T_F .

Novamente, o resultado da divisão da velocidade de vibração da esfera obtido com (35) por ω_T ; porém em função da FRP de T_p pode ser visualizada na Figura 5.58. O transdutor T_F foi excitado por uma salva de senoides com frequência de 2,104 MHz, 10.000 ciclos, 92,5 V_{pp} e FRP de aproximadamente 100 Hz.

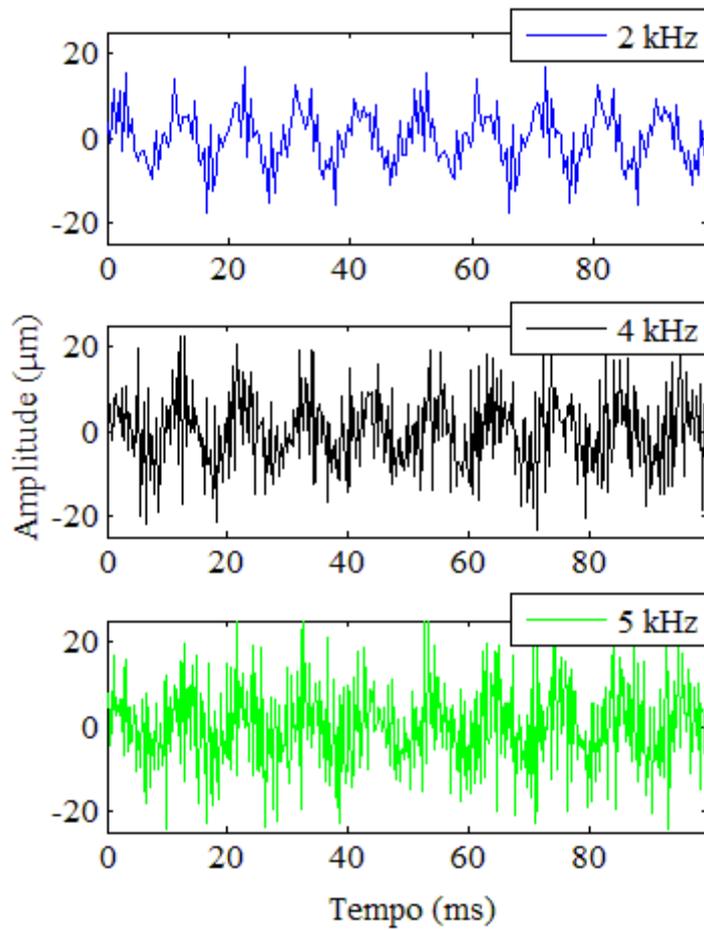


Figura 5.58 – Sinal da amplitude de vibração da esfera estimado com o filtro de Kalman em função da FRP de T_p .

As Figuras de 5.59 e 5.60 exibem a média e o desvio padrão da fase e da amplitude de vibração da esfera, os quais foram estimados pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para estimar a frequência e da FRP de T_p .

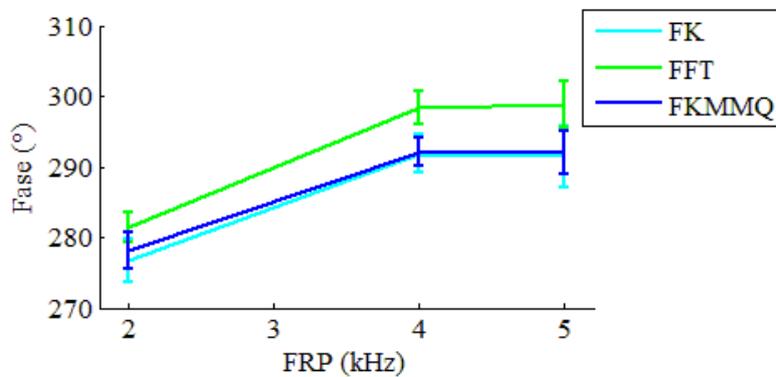


Figura 5.59 – Média e desvio padrão da fase de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da FRP de T_p .

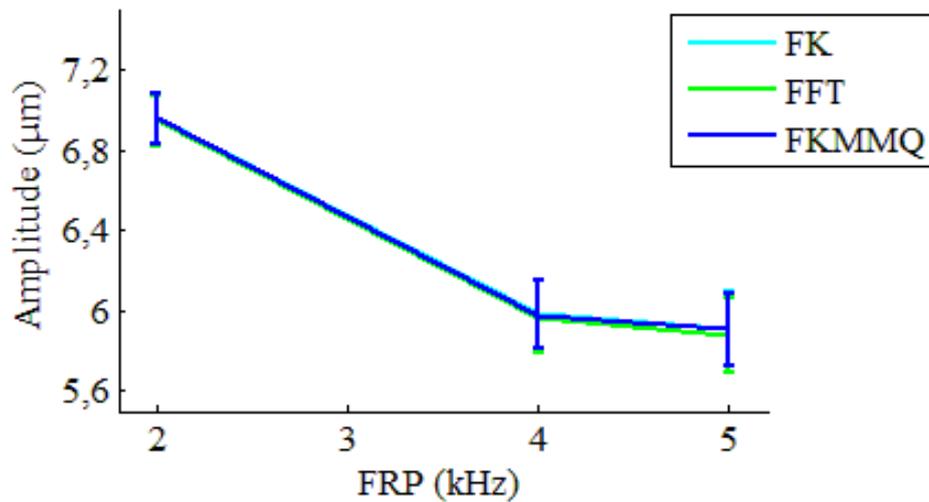


Figura 5.60 – Média e desvio padrão da amplitude de vibração da esfera estimada pelo filtro de Kalman em função da técnica usada para calcular a frequência e da FRP de T_p .

O teste de Shapiro-Wilk revelou que todos os valores de amplitude e fase de vibração estimados pelo filtro de Kalman apresentavam distribuição normal, independente da FRP de T_p , da amplitude do sinal de excitação de T_F e do método empregado para estimar a frequência de vibração.

5.8.1 Influência da Amplitude de Excitação de T_F sobre as Técnicas de Estimar a Frequência

O teste sugerido por Moore (2006) para avaliar se os resultados da ANOVA de um critério forneceriam resultados confiáveis foi aplicado aos grupos organizados em função de uma determinada amplitude de excitação de T_F e a razão entre o maior e o menor desvio padrão foi menor que 1,1. Então, aplicou-se ANOVA aos valores de amplitude (Figura 5.56) e fase (Figura 5.57) obtidos em uma mesma amplitude de excitação de T_p , com objetivo de comparar as técnicas de estimação da frequência: FK, FKMMQ e FFT. Esse teste evidenciou a existência de grupos relacionados à fase estimada que apresentam diferença significativa, Tabela 5.3. Sendo assim, realizaram-se comparações múltiplas (2 a 2) desses valores usando o teste de Tukey, Figura 5.61.

Tabela 5.3 – Estatística do teste (Fisher - F) e o valor p calculado usando a ANOVA de um critério para comparar as médias dos valores de amplitude e fase obtidos pelo filtro de Kalman usando a frequência estimada por FK, FKMMQ e FFT em função da amplitude de Excitação de T_F

Tensão		Amplitude	Fase
V_{pp}			
45	F	0,00	0,05
	valor p	1,00	0,96
67,5	F	0,00	0,21
	valor p	1,00	0,82
92,5	F	0,02	4,02
	valor p	0,98	<0,05
118,6	F	0,00	13,69
	valor p	1,00	<0,05

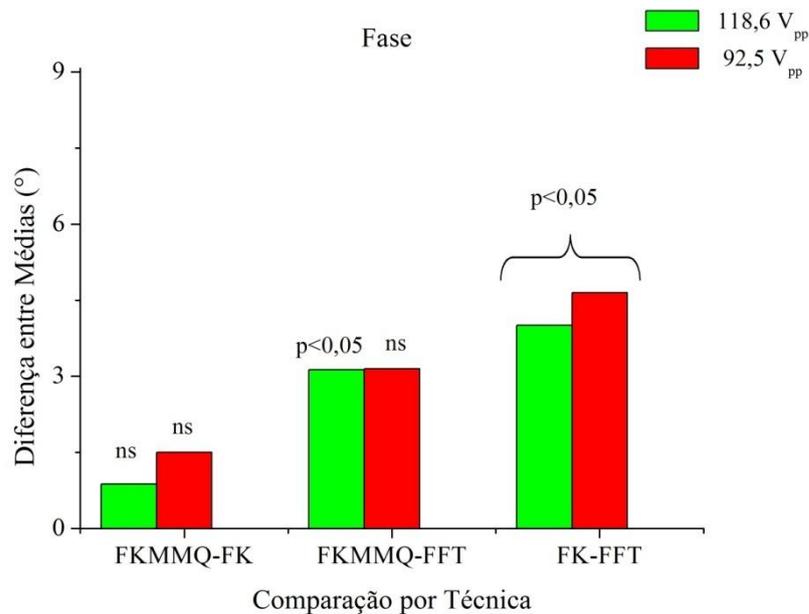


Figura 5.61 - Resultado das comparações múltiplas das fases estimadas obtidas com o teste de Tukey.

5.8.2 Influência da Amplitude do Sinal de Excitação de T_f

Os grupos que não atenderam à condição mencionada por Moore (2006), apesar de apresentarem distribuição normal, foram avaliados pelo teste de Kruskal-Wallis, o qual verificou se havia diferença significativa entre a amplitude (Figura 5.56) ou a fase (Figura 5.57) estimada pelo filtro de Kalman, a partir dos sinais de vibrações do meio gerados por quatro condições de excitação de T_f , Tabela 5.4.

Tabela 5.4 – Estatística do teste (Chi-Quadrado - χ^2) e o valor p calculado usando o teste de Kruskal-Wallis para comparar as médias dos valores da fase obtidos por cada amplitude de excitação de T_f

Técnica		Fase
FKMMQ	χ^2	1,15
	valor p	0,77
FK	χ^2	1,13
	valor p	0,77
FFT	χ^2	1,54
	valor p	0,67

5.8.3 Influência da FRP de T_p sobre Técnica de Estimar Frequência

A razão entre o maior e menor desvio padrão dos grupos organizados em função de uma determinada FRP de T_p foi menor que 1,1. Sendo assim, a ANOVA foi usada para avaliar se os valores de amplitude (Figura 5.60) ou fase (Figura 5.59) estimados para cada FRP de T_p apresentavam diferença significativa, com objetivo de comparar as técnicas de estimação da frequência: FK, FKMMQ e FFT. Os resultados deste teste indicaram que a fase estimada pelas 3 técnicas de processamento apresentam diferença significativa, Tabela 5.5. Diante deste fato, foi empregado o teste de comparações múltiplas de Tukey, Figura 5.62.

Tabela 5.5 – Estatística do teste (Fisher - F) e o valor p calculado usando a ANOVA de um critério para comparar as médias dos valores de amplitude e fase obtidos por cada método de estimação da frequência (FK, FKMMQ e FFT) em função da FRP de T_p

FRP kHz		Amplitude	Fase
2	F	0,02	4,02
	valor p	0,98	<0,05
4	F	0,01	41,75
	valor p	0,99	<0,05
5	F	0,04	7,49
	valor p	0,96	<0,05

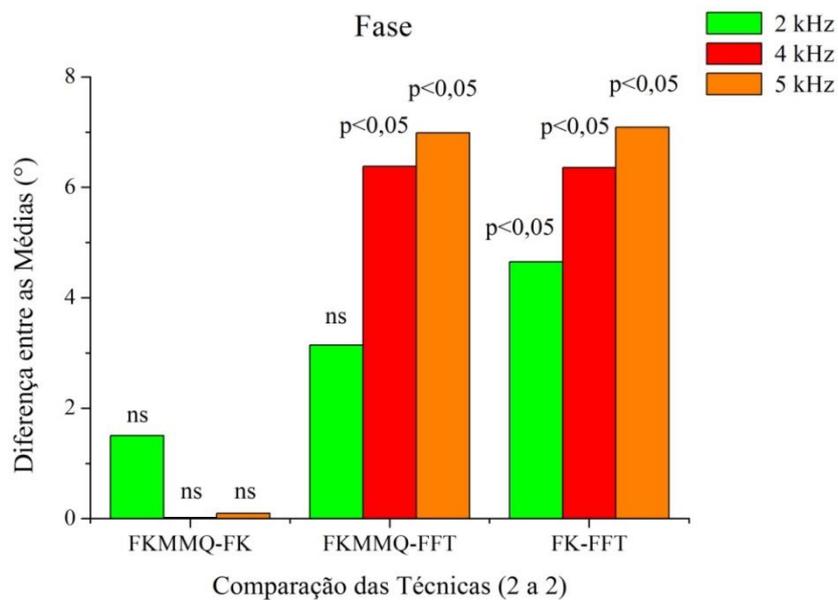


Figura 5.62 - Resultado das comparações múltiplas das fases estimadas realizadas pelo teste de Tukey. Quando não houve diferença significativa usou-se a abreviação ns.

5.8.4 Influência da FRP de T_p

Por outro lado, quando os conjuntos de dados foram agrupados em função da técnica empregada para estimar a frequência de vibração do meio, como, por exemplo,

FKMMQ, a razão entre o maior e o menor desvios padrão foi maior que 2,3. Então, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis, com intuito de comparar os valores de amplitude (Figura 5.60) e fase (Figura 5.59) estimados em cada FRP de T_p , Tabela 5.6. Quando este teste apresentou diferença significativa foi aplicado o teste de comparações múltiplas de Student-Newman-Keuls nos valores de fase e amplitude, Figura 5.63 e Figura 5.64, respectivamente.

Tabela 5.6 – Estatística do teste (Chi-Quadrado - χ^2) e o valor p calculado usando o teste de Kruskal-Wallis para comparar as médias dos valores de amplitude e fase obtidos por cada FRP de T_p

Técnica		Amplitude	Fase
FKMMQ	χ^2	9,98	9,50
	valor p	<0,05	<0,05
FK	χ^2	9,98	9,38
	valor p	<0,05	<0,05
FFT	χ^2	9,98	9,78
	valor p	<0,05	<0,05

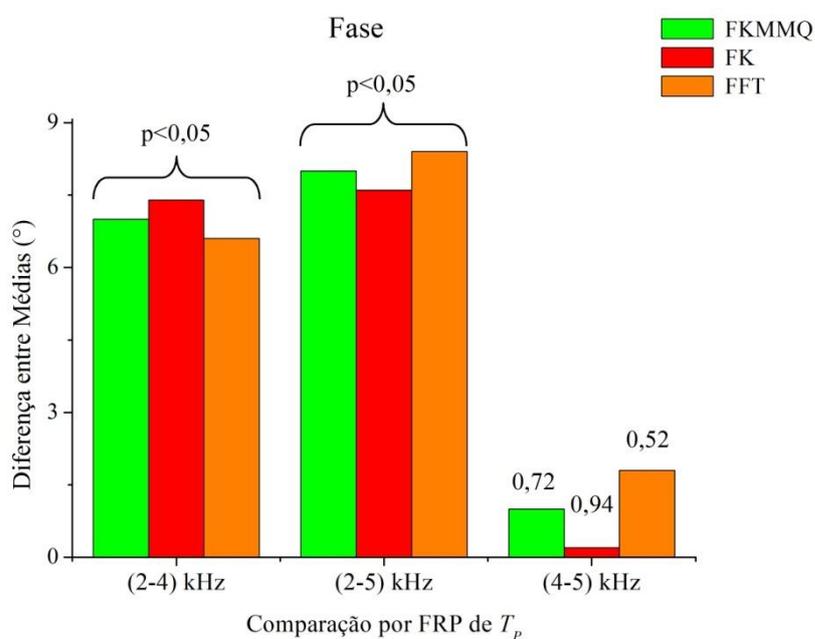


Figura 5.63 - Resultado das comparações múltiplas das fases estimadas realizadas pelo teste de Student-Newman-Keuls.

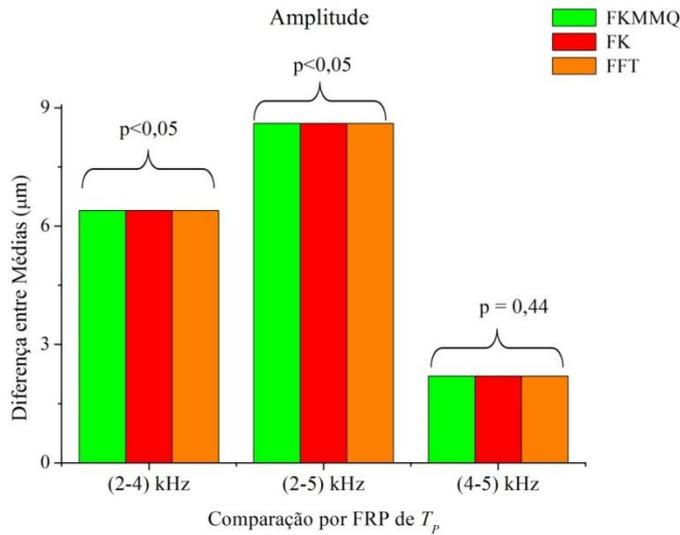


Figura 5.64 - Resultado das comparações múltiplas das amplitudes estimadas realizadas pelo teste de Student-Newman-Keuls.

A Figura 5.65 exibe o sinal, $D_h(t)$, que representa a oscilação da esfera, com frequência fundamental de 50 Hz (i), 100 Hz (ii) e 200 Hz (iii) obtido pelo método de processamento DQ_{IS}, e os sinais correspondentes (em verde) estimado pelo filtro de Kalman usando a frequência estimada por FK. O transdutor T_F foi excitado por um sinal com amplitude de 92,5 V_{pp}, frequência central de 2,104 MHz, 5.000 ciclos e FRP de 50, 100 ou 200 Hz. O espectro em frequência desses sinais pode ser visualizado na Figura 5.66.

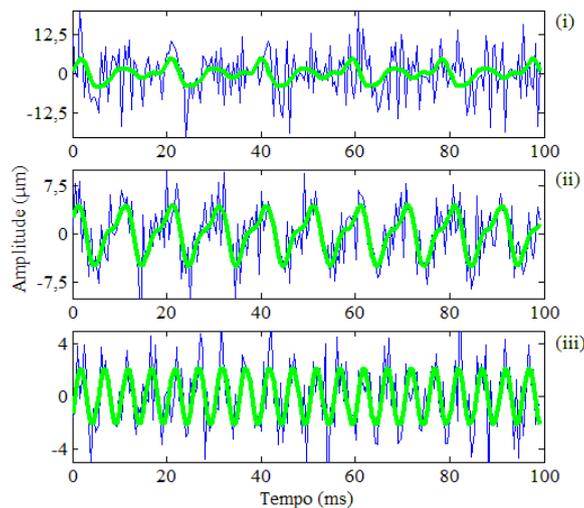


Figura 5.65 – Sinal, $D_h(t)$, de representação da oscilação da esfera, com frequência fundamental de: 50 Hz (i), 100 Hz (ii) e 200 Hz (iii), e os sinais correspondentes (em verde) estimado pelo filtro de Kalman usando a frequência estimada por FK. Excitação de T_F de 92,5 V_{pp}, frequência central de 2,104 MHz, 5.000 ciclos e FRP de 50, 100 e 200 Hz.

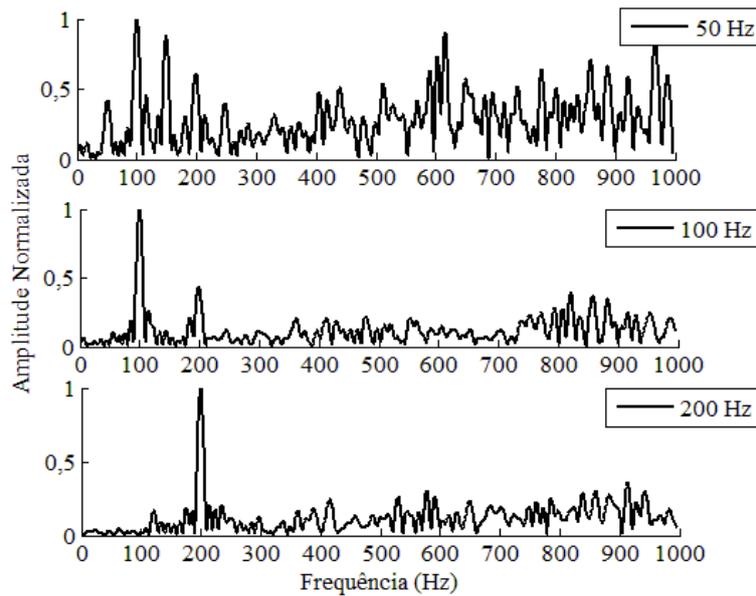


Figura 5.66 – Espectro de frequência dos sinais de vibração da esfera obtidos quando T_F foi excitado com um sinal com frequência de 2,104 MHz, amplitude de 92,5 V_{pp}, 5.000 ciclos e com FRP de 50, 100 e 200 Hz.

Na Figura 5.67 estão a média e o desvio padrão dos valores da amplitude de vibração da esfera metálica imersa em um *phantom* de gelatina, a qual foi estimada pelo filtro de Kalman usando as frequências fundamental (F0) e harmônicas (F1, F2, F3 e F4, sendo essas múltiplas de F0) calculadas com FK, para um sinal de excitação de T_F com frequência central de 2,104 MHz e 5.000 ciclos e FRP de 49,9, 100,1, e 199,6 Hz.

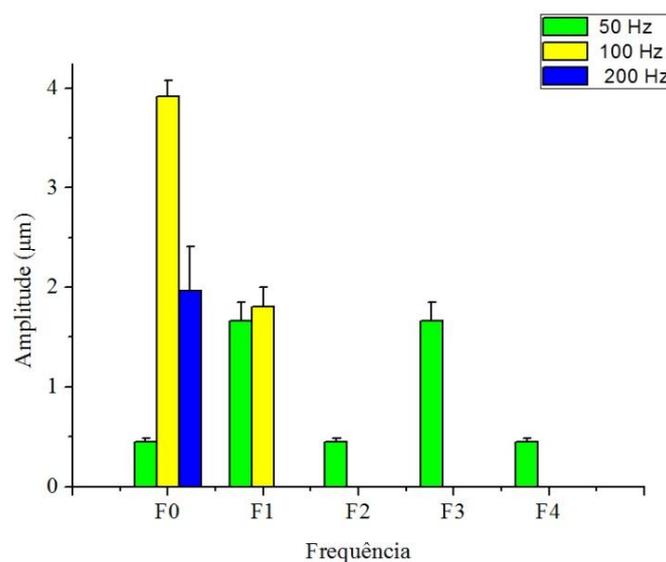


Figura 5.67 – Média e desvio padrão da amplitude estimada pelo filtro de Kalman da vibração senoidal (azul) e harmônicas (verde e amarelo) da esfera de aço. T_F foi excitado com um sinal com frequência de 2,104 MHz, amplitude de 92,5 V_{pp}, 5.000 ciclos e com FRP de 50, 100 e 200 Hz.

5.9 VIBRAÇÃO HARMÔNICA E ONDA DE CISALHAMENTO: *PHANTOM B*

A Figura 5.68 exibe os espectros de frequência da vibração da esfera de plástico, com 3,92 mm de diâmetro, localizada no interior do *phantom B*, em função do número de ciclos do sinal de excitação do transdutor T_F .

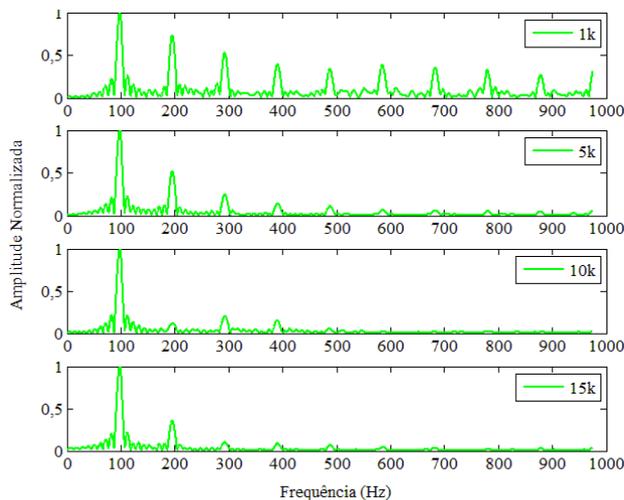


Figura 5.68 – Espectro em frequência da vibração da esfera de plástico em função do número de ciclos do sinal de excitação de T_F .

A Figura 5.69 exibe a amplitude de vibração da esfera (superior), obtida pela técnica de processamento CCE, e o espectro em frequência dessa vibração (inferior) do sinal de RF de eco coletado pelo SUP quando o foco de T_F foi posicionado sobre a esfera e o foco de T_p foi posicionado sobre as partículas e a 9,5 mm do foco de T_F .

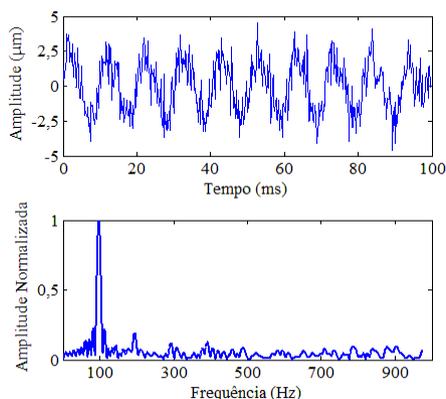


Figura 5.69 – Amplitude de vibração da esfera (superior) e seu espectro de frequência (inferior) quando o foco de T_F foi posicionado sobre a esfera e o foco de T_p foi ajustado para incidir sobre as partículas e a uma distância de 9,5 mm do foco de T_F .

A Tabela 5.7 exhibe os valores médios e os respectivos desvios padrão de c_T , α_T , ξ ou η do *phantom* B obtidos a partir de diferentes parâmetros de excitação de T_F (PE₁ = 170 V_{PP} e 10.000 ciclos, PE₂ = 140V_{PP} e 15.000 ciclos, e PE₃ = 140V_{PP} e 5.000 ciclos).

Tabela 5.7 – Média e desvio padrão dos parâmetros acústicos e viscoelásticos do *phantom* B em função da PE

PE	c_T m·s ⁻¹	α_T Np·m ⁻¹	ξ kPa	η Pa·s
PE ₁	1,32±0,01	70,18±6,81	1,66±0,02	0,84±0,08
PE ₂	1,33±0,04	60,05±17,38	1,72±0,11	0,74±0,21
PE ₃	1,27±0,03	59,94±13,44	1,58±0,05	0,66±0,17

O teste de Shapiro-Wilk indicou que apenas os dados de ξ de PE₂ não apresenta distribuição normal, porém a razão entre o maior e o menor desvios padrão foi maior que 2,5 para α_T e η . Sendo assim, a ANOVA foi aplicada somente nos dados de c_T , ou seja, nos valores de α_T , ξ e η foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis. A estatística do teste (ET) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) são exibidos na Tabela 5.8.

Tabela 5.8 – Estatística do teste (ET) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) para as propriedades acústicas e mecânicas do *phantom* B obtidas por cada PE de T_F

Estatística	Parâmetros Acústicos e			
	Viscoelásticos			
	c_T	α_T	ξ	η
ET	8,71	1,69	13,59	4,15
valor p	p<0,05	0,43	p<0,05	0,13

Empregaram-se os testes de comparações múltiplas (*post hoc*) de Tukey nos dados de c_T , Figura 5.70, e de Student-Newman-Keuls em ξ , Figura 5.71.

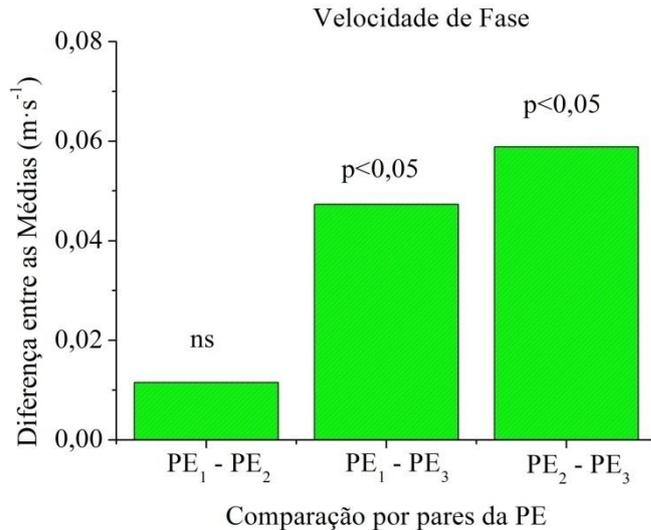


Figura 5.70 – Resultado das comparações múltiplas de c_T pelo teste de Tukey. Quando não houve diferença significativa usou-se a abreviação ns.

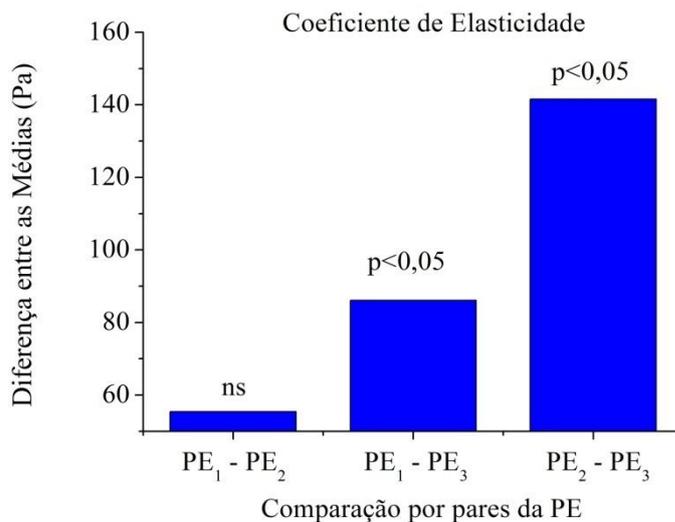


Figura 5.71 – Resultado das comparações múltiplas de ξ pelo teste de Student-Newman-Keuls. Quando não houve diferença significativa usou-se a abreviação ns.

5.10 ONDA DE CISALHAMENTO: *PHANTOM C*

As Figuras de 5.72 a 5.75 exibem os valores da média (barra colorida) e do desvio padrão (barra) da velocidade de fase e dos coeficientes de atenuação, elasticidade e viscosidade do *phantom* de gelatina, respectivamente, em função dos dois valores de amplitude inicial de vibração (D_0) usados na simulação. Empregou-se a frequência nominal de vibração no filtro de Kalman.

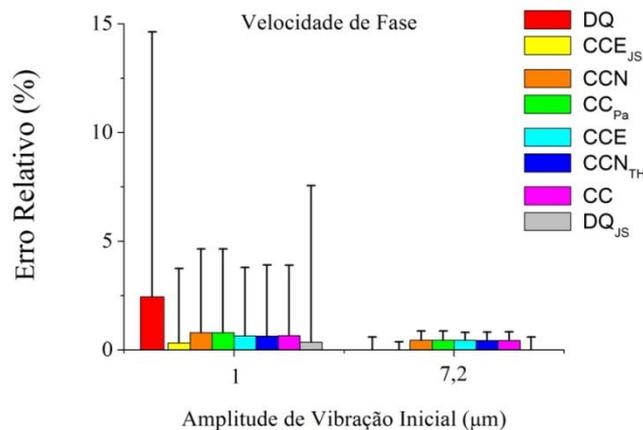


Figura 5.72 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo da velocidade de fase em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.

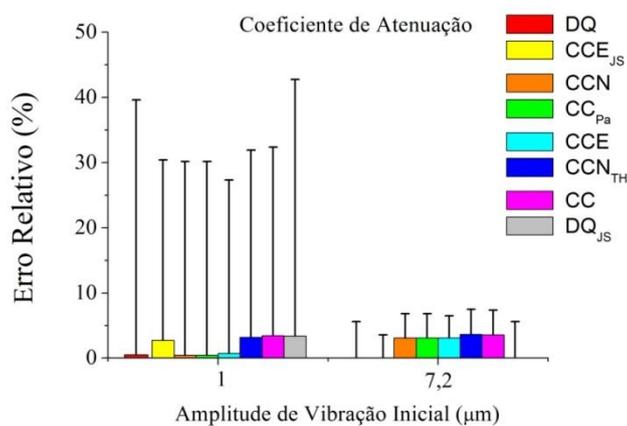


Figura 5.73 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de atenuação em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.

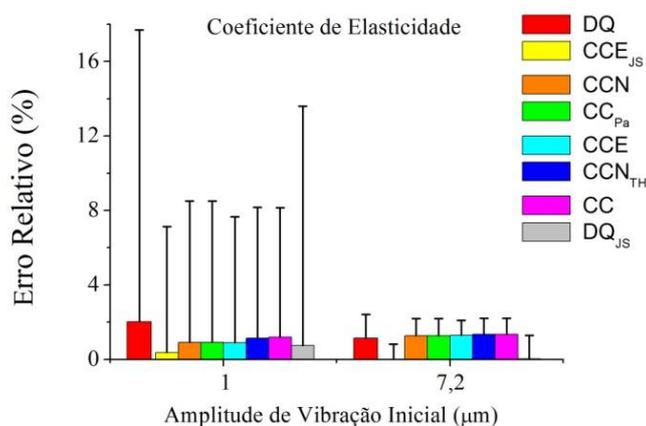


Figura 5.74 - Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de elasticidade em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.

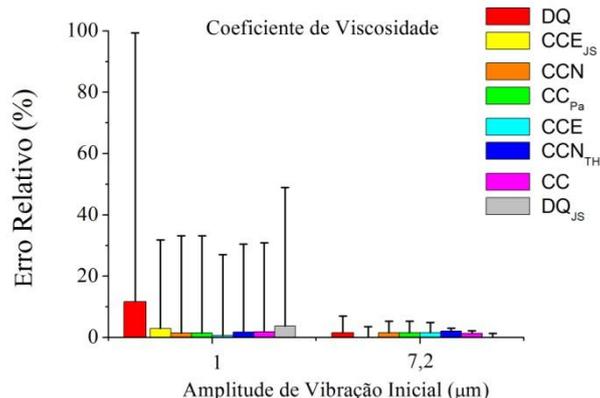


Figura 5.75 – Média (coluna colorida) e desvio padrão (barra) do erro relativo do coeficiente de viscosidade em função da técnica de processamento empregada e da amplitude inicial de vibração do meio.

A média e o desvio padrão dos valores dos parâmetros acústicos e viscoelásticos medidos ($n=10$) do *phantom* de gelatina são apresentados nas Figuras 5.76 e 5.77, respectivamente, considerando as oito técnicas empregadas para extrair a vibração do meio e devido a diferentes configurações dos parâmetros de excitação de T_F ($PE_1 = 170 V_{pp}$, $PE_2 = 140 V_{pp}$, $PE_3 = 110 V_{pp}$ e $PE_4 = 170 V_{pp}$, com PE_1 , PE_2 e PE_3 usando 10 k ciclos e PE_4 com 1 k ciclos).

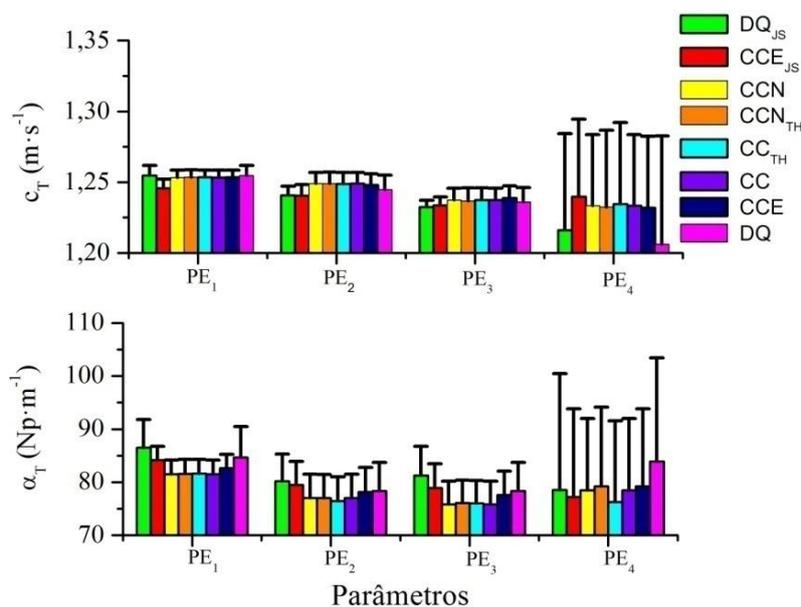


Figure 5.76 – Média (coluna vertical) e desvio padrão (barra vertical) dos parâmetros acústicos (velocidade de fase e coeficiente de atenuação) do *phantom* de gelatina em função das oito técnicas de processamento empregadas para extrair o sinal que representa a vibração do meio e devido a diferentes configurações dos parâmetros de excitação de T_F ($PE_1 = 170 V_{pp}$, $PE_2 = 140 V_{pp}$, $PE_3 = 110 V_{pp}$ e $PE_4 = 170 V_{pp}$, com PE_1 , PE_2 e PE_3 usando 10 k ciclos e PE_4 com 1 k ciclos).

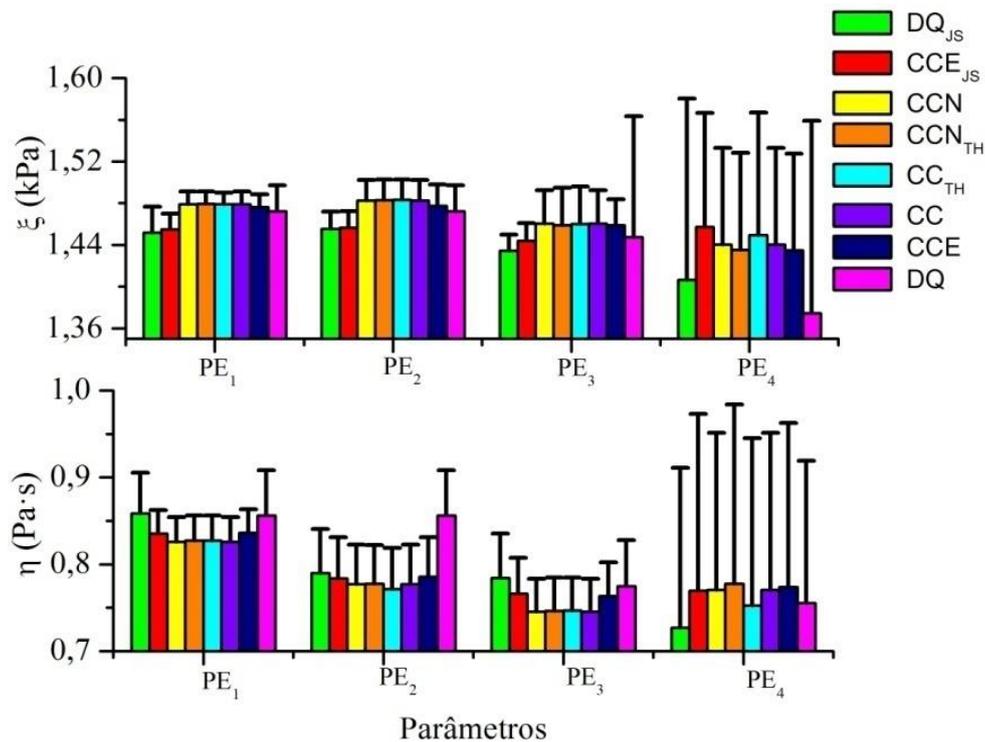


Figure 5.77 – Média (coluna vertical) e desvio padrão (barra vertical) dos parâmetros viscoelásticos (coeficientes de elasticidade e viscosidade) do *phantom* de gelatina em função das oito técnicas de processamento empregadas para extrair o sinal que representa a vibração do meio e devido a diferentes configurações dos parâmetros de excitação de T_F ($PE_1 = 170 V_{pp}$, $PE_2 = 140 V_{pp}$, $PE_3 = 110 V_{pp}$ e $PE_4 = 170 V_{pp}$, com PE_1 , PE_2 e PE_3 usando 10 kciclos e PE_4 com 1 kciclos).

5.10.1 Influência da Configuração dos Parâmetros de Excitação de T_F

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado aos 128 grupos (4 propriedades acústicas e mecânicas x 4 configurações de PE x 8 métodos de processamento) e indicou que apenas 2 grupos não apresentavam distribuição normal. Além disso, a razão entre o maior e o menor desvio padrão foi maior que 2 para todos os grupos comparados. Então, o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para comparar os resultados de c_T , α_T , ξ e η obtidos com cada técnica de processamento e em função das quatro configurações de excitação de T_F . Os resultados são apresentados na Tabela 5.9.

Tabela 5.9 – Estatística do teste (Chi-Quadrado - χ^2) e o valor p calculado usando o teste de Kruskal-Wallis para as propriedades acústicas e mecânicas do *phantom C* obtidas por cada PE de T_F

Técnica de Processamento	Estatística	Parâmetros Acústicos e Viscoelásticos			
		c_T	α_T	ξ	η
DQ _{JS}	χ^2	11,46	6,11	6,03	8,99
	valor p	<0,05	0,11	0,11	<0,05
CCE _{JS}	χ^2	8,55	7,39	7,10	1,96
	valor p	<0,05	0,06	0,07	0,58
NCC	χ^2	11,46	6,11	6,03	8,99
	valor p	<0,05	0,11	0,11	<0,05
NCC _{TH}	χ^2	11,20	5,86	6,09	9,06
	valor p	<0,05	0,12	0,11	<0,05
CC _{TH}	χ^2	10,48	5,74	6,66	8,83
	valor p	<0,05	0,12	0,08	<0,05
CC	χ^2	11,46	6,11	6,03	8,99
	valor p	<0,05	0,11	0,11	<0,05
CCE	χ^2	9,91	5,12	5,19	7,19
	valor p	<0,05	0,16	0,16	0,07
DQ	χ^2	18,07	4,99	5,73	8,25
	valor p	<0,05	0,17	0,13	<0,05

O teste de comparações por pares (*post hoc*) de Student–Newman-Keuls foi usado quando o resultado do teste de Kruskal-Wallis foi significativo ($p < 0,05$). Os resultados do teste de Student–Newman-Keuls com $p < 0,05$ e para comparações múltiplas da configuração dos parâmetros de excitação são exibidos na Tabela 5.10. De acordo com a Tabela 5.9, os coeficientes de atenuação e elasticidade medidos não apresentam diferença significativa alterando-se a configuração de excitação de T_F .

Tabela 5.10 – Resultado do teste de Student–Newman-Keuls, com comparações por pares das configurações de PE e $p < 0,05$

Técnicas de Processamento	PE Comparadas	c_T	η
DQ _{JS}	PE ₁ - PE ₃	✓	✓
	PE ₂ - PE ₃	✓	
	PE ₃ - PE ₄		✓
CCE _{JS}	PE ₁ - PE ₃	✓	
	PE ₁ - PE ₃	✓	✓
NCC	PE ₂ - PE ₃	✓	
	PE ₃ - PE ₄		✓
	PE ₁ - PE ₃	✓	✓
NCC _{TH}	PE ₁ - PE ₄	✓	
	PE ₂ - PE ₃	✓	
	PE ₁ - PE ₃	✓	✓
CC _{TH}	PE ₁ - PE ₄	✓	
	PE ₂ - PE ₃	✓	
	PE ₁ - PE ₃	✓	✓
CC	PE ₂ - PE ₃	✓	
	PE ₃ - PE ₄		✓
	PE ₁ - PE ₃	✓	
CCE	PE ₁ - PE ₄	✓	
	PE ₁ - PE ₂	✓	✓
DQ	PE ₁ - PE ₃	✓	✓
	PE ₁ - PE ₄	✓	✓

✓: $p < 0,05$

5.10.2 Influência das Técnicas de Processamentos de Sinais

A dependência dos parâmetros acústicos e viscoelásticos medidos com a técnica de processamento usada para extrair a vibração do meio, de sinais de RF de eco, foi investigada para cada uma das quatro configurações de excitação de T_F . Neste caso, a maioria dos grupos apresentou distribuição normal, e a razão entre o maior e menor

desvios padrão foi menor que 2. Diante destas condições, o teste ANOVA de um critério foi empregado para analisar as diferenças nos parâmetros acústicos ou viscoelásticos medidos usando diferentes técnicas de processamento. Por outro lado, apenas um grupo de c_T (usando a técnica DQ e com PE₂) e outro de α_T (utilizando DQ_S e com PE₁) não apresentaram distribuição normal, portanto estes grupos não satisfazem as condições necessárias para serem investigados com a ANOVA, sendo assim, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis seguido do pós-teste de Student–Newman-Keuls para determinar quais medidas foram significativamente diferentes. A estatística do teste (ET) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) são exibidos na Tabela 5.11.

Tabela 5.11 – Estatística do teste (ET) e o valor p dos testes de Kruskal-Wallis e ANOVA (negrito) sobre os parâmetros acústicos e viscoelásticos medidos em função da técnica de processamento

Parâmetro de Excitação	Estatística	Parâmetros Acústicos e Viscoelásticos			
		c_T	α_T	ξ	η
PE ₁	ET	2,51	11,97	23,84	1,50
	valor p	<0,05	0,10	<0,05	0,18
PE ₂	ET	19,24	0,78	3,60	3,36
	valor p	<0,05	0,61	<0,05	<0,05
PE ₃	ET	3,05	1,75	1,83	1,30
	valor p	0,88	0,11	0,09	0,26
PE ₄	ET	0,37	0,19	0,46	0,08
	valor p	0,92	0,99	0,86	1,00

De acordo com os resultados da Tabela 5.11, as medições do coeficiente de atenuação não foram afetadas pela técnica de processamento, independentemente da configuração de excitação de T_F .

Os resultados dos pós-testes de Student-Newman-Keuls (✓) e Tukey (✖) com $p < 0,05$ para comparações múltiplas dos métodos de processamento são apresentados na Tabela 5.12.

Tabela 5.12 – Resultados dos testes de Student-Newman-Keuls (✓) e Tukey (✗) com comparações múltiplas dos métodos de processamento e em função das configurações de excitação de T_F que apresentaram $p < 0,05$

Técnicas de processamento comparadas	Parâmetros acústicos e viscoelásticos				
	c_T		ξ		η
	PE ₁	PE ₂	PE ₁	PE ₂	PE ₂
CCE-DQ _{JS}		✓	✓		
CCE-CCE _{JS}		✓	✓		
CCE-DQ					✗
CC _{TH} -DQ _{JS}		✓	✓	✗	
CC _{TH} -CCE _{JS}		✓	✓		
CC _{TH} -DQ					✗
DQ _{JS} -NCC		✓	✓		
DQ _{JS} -CCE _S	✗				
DQ _{JS} -NCC _{TH}		✓	✓		
DQ _{JS} -CC		✓	✓		
DQ _{JS} -DQ			✓		✗
CCE _{JS} -NCC		✓	✓		
CCE _{JS} -NCC _{TH}		✓	✓		
CCE _{JS} -CC		✓	✓		
CCE _{JS} -DQ	✗		✓		✗
NCC-DQ					✗
NCC _{TH} -DQ					✗
CC-DQ					✗

5.11 FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA: PHANTOM D, E e F

Os erros calculados na primeira etapa, com varreduras em ξ e η com passos de 1 Pa e 0,1 Pa·s, respectivamente, por meio da aplicação do método de mínimos

quadrados (MMQ) da diferença entre as curvas teóricas e a curva experimental são ilustrados na Figura 5.78. Por outro lado, os erros obtidos na segunda etapa, com varreduras em η de 0,01 Pa·s são exibidos na Figura 5.79.

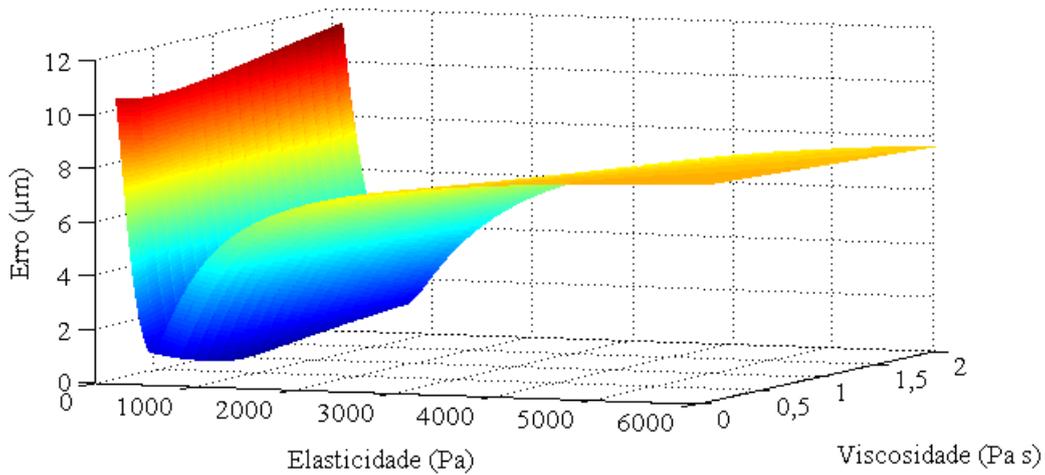


Figura 5.78 – Erro oriundo da aplicação do MMQ entre as curvas teóricas e a curva experimental em função dos valores de elasticidade e de viscosidade de cisalhamento empregados na primeira etapa.

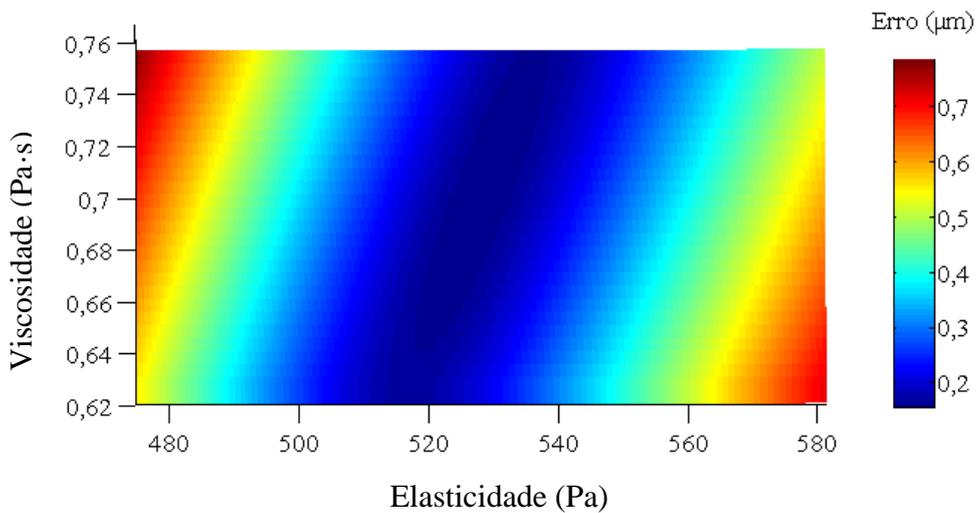


Figura 5.79 – Erro calculado com o uso de MMQ entre as curvas teóricas e a curva experimental em função dos valores de ξ e de η usados na segunda etapa.

Para avaliar melhor os resultados apresentados na Figura 5.79, o valor de ξ que exhibe o menor erro (diferença entre as curvas teóricas e a curva experimental) foi usado para investigar o erro do par de parâmetros viscoelásticos na Equação (8) em função de η , Figura 5.80 (Superior). Além disso, essa figura exhibe a diferença entre as curvas para o menor erro de η para avaliar o par de parâmetros em (8) em função de ξ (Inferior).

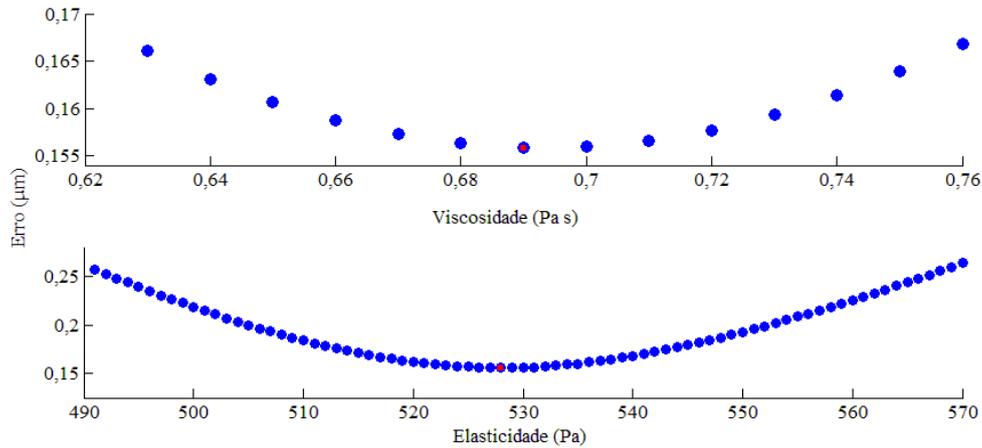


Figura 5.80 - Erro (diferença entre as curvas teóricas e a curva experimental) em função da viscosidade (superior) com a elasticidade fixa e da elasticidade (inferior) com a viscosidade fixa.

Observam-se nas Figuras 5.81 e 5.82 (com valores experimentais e teóricos, respectivamente) o comportamento temporal da esfera posicionada no interior do *phantom* D em função da temperatura do *phantom*. Os valores dos coeficientes de elasticidade e viscosidade estimados para cada temperatura também estão exibidos nas figuras. A linha pontilhada preta exibe o instante em que T_F foi excitado pelo SiFRA para induzir o deslocamento da esfera. Por outro lado, a linha pontilhada rosa indica o tempo que foi cessado a excitação de T_F .

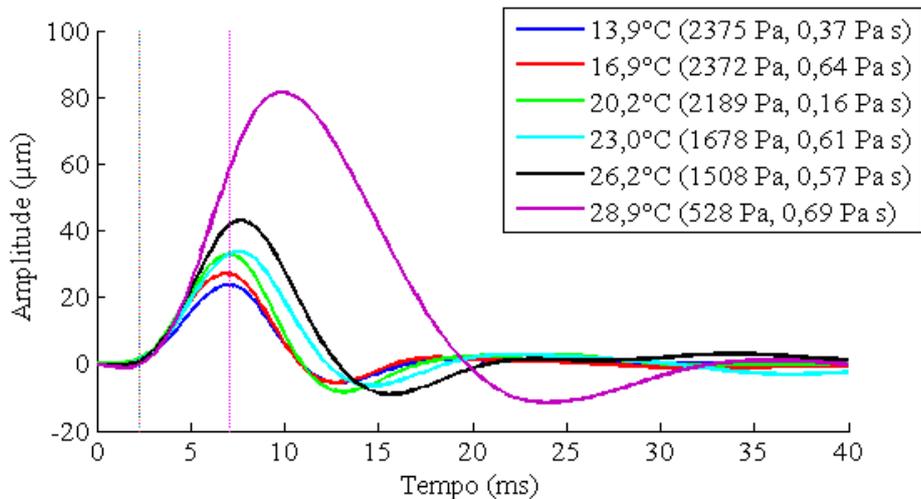


Figura 5.81 – Curva experimental do deslocamento da esfera de plástico gerado pela força de radiação acústica instantânea aplicada sobre ela, em função da temperatura.

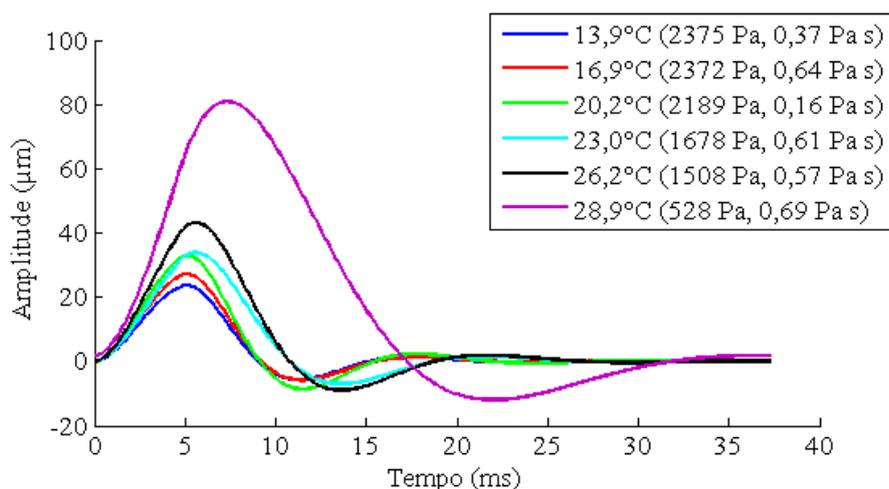


Figura 5.82 - Curva teórica do deslocamento da esfera de plástico gerado pela força de radiação acústica instantânea aplicada sobre ela, em função da temperatura.

A Figura 5.83 exibe o comportamento temporal da esfera devido à concentração de gelatina dos *phantoms* E (3%) e F (4%). O ajuste das curvas teórica (obtida com a Equação 8) e experimental possibilitou estimar os coeficientes de elasticidade e viscosidade dos *phantoms* E e F, os quais apresentaram os seguintes valores: 0,92 kPa e 3,64 kPa, e 0,20 Pa·s e 0,07 Pa·s, respectivamente.

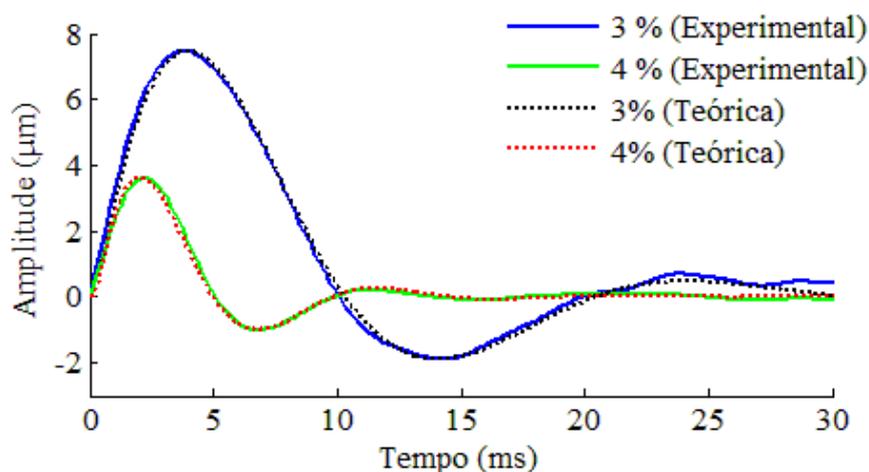


Figura 5.83 – Curvas experimental e teórica do deslocamento da esfera de aço inox gerado pela força de radiação acústica instantânea aplicada sobre ela, em função da concentração de gelatina.

É possível observar na Figura 5.84 a influência do número de ciclos do sinal de excitação de T_F sobre o comportamento temporal da esfera, quando o *phantom* D foi

mantido a uma temperatura de 13,9 °C. Observa-se também que o deslocamento da esfera, induzido pela força de radiação acústica instantânea gerou a propagação de um pulso que foi refletido pelo molde de alumínio e se propagou em direção a esfera. A linha preta exibe o instante em que T_F foi excitado pelo SiFRA para induzir o deslocamento da esfera.

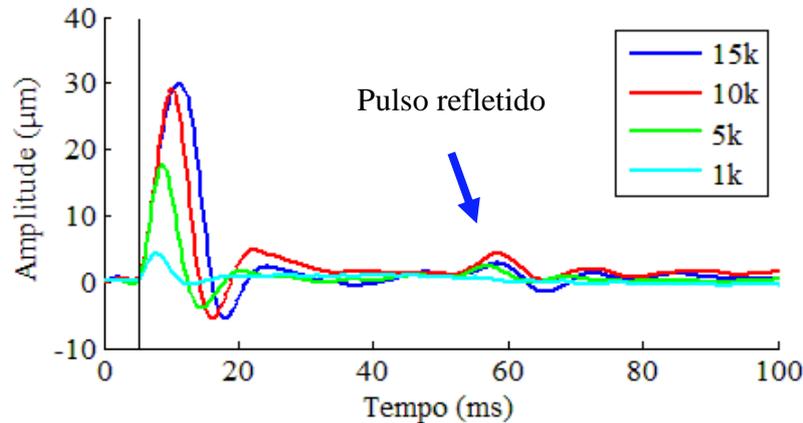


Figura 5.84 – Medidas experimentais do deslocamento da esfera inserida no *phantom* D com 4 diferentes números de ciclos do sinal de excitação de T_F . É possível observar o pulso refletido pela parede de alumínio.

6 DISCUSSÃO

6.1 SIMULAÇÃO: MÉTODOS DE ESTIMAÇÃO DA FREQUÊNCIA

6.1.2 Sinal Senoidal

A simulação de sinais senoidais contaminados por ruído possibilitou a realização do estudo sobre os métodos usados para estimar a frequência. A técnica FKMMQ, desenvolvida neste trabalho, apresentou maiores exatidão e precisão na medição da frequência do sinal senoidal, Figura 5.11. Apesar disso, o método FK desenvolvido por Costa Júnior e Machado (2011) também foi capaz de estimar a frequência da senoide com *jitter* inferior a 2,5 Hz. Por outro lado, a técnica FFT não foi capaz de estimar a frequência do sinal quando a SNR foi menor que -10 dB. Vale frisar que é comum se obterem figuras de espectro em frequências de dados experimentais envolvendo a propagação de ondas de cisalhamento, como os exibidos nas Figuras 5.9 e 5.10,

reforçando assim a motivação no desenvolvimento de um método que estimasse a frequência de um sinal com exatidão e precisão, independente da SNR.

A Figura 6.1 ilustra o motivo pelo qual a técnica FFT não é capaz de estimar a frequência do sinal senoidal (com duração de 102,4 ms) quando a SNR é de -15 dB. A transformada de Hilbert (curva vermelha) do espectro de frequência do sinal senoidal (curva azul) com SNR de -15 dB apresenta vários cruzamentos por zeros (Figura 6.1i), ao passo que na Figura (6.1ii), senoide com SNR de 20 dB, é possível observar apenas um cruzamento por zero, o qual corresponde ao pico do espectro em frequência. Se o intervalo analisado for reduzido para 95 até 105 Hz, a técnica será capaz de detectar a frequência, porém para sinais de vibração com SNR de -20 dB, isso não será possível.

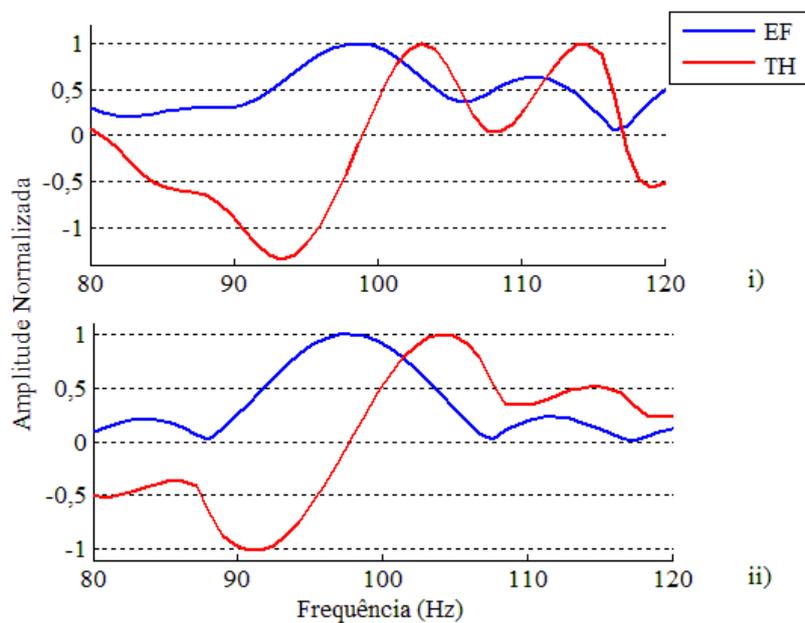


Figura 6.1 – Espectro de frequência da senoide (vermelho) e o sinal resultante da transformada de Hilbert do espectro de frequência (azul). i) senoide com SNR de -15 dB e ii) senoide com SNR de 20 dB.

6.1.2 Sinal Harmônico

O erro relacionado a utilização do método de mínimos quadrados entre o sinal harmônico simulado e o sinal filtrado torna possível observar a importância do sinal de vibração possuir uma alta SNR (Figura 5.14). As Figuras 5.15 e 5.16 exibem um efeito muito interessante e que provavelmente ocorre na prática. Quando o método SDUV é empregado, são realizadas aquisições de sinais de RF do meio em no mínimo 4 posições ao longo da direção da propagação da onda de cisalhamento. Com isso o sinal de RF

coletado na posição mais afastada de onde é gerada essa onda apresentará, após o devido processamento, o sinal que representa a vibração do meio gerada pela propagação da onda de cisalhamento, com um menor valor de SNR, pois a onda vai sendo atenuada a medida que se afasta de onde foi gerada. Porém, isso não significa que os harmônicos não existam.

A técnica FK estimou a frequência fundamental do sinal harmônico simulado com o erro relativo inferior a 0,3 % para sinais com SNR de -10 e 20 dB. Porém, a técnica FKMMQ também apresentou bons resultados, pois o maior erro relativo foi de 2,03 % para um sinal harmônico com SNR de 20 dB. Considerando os sinais harmônicos, não foi possível usar a técnica FFT para estimar a frequência fundamental de um sinal com SNR de -10 dB. Nota-se, com isso, que a FFT não foi uma boa técnica para estimar a frequência dos sinais.

6.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

6.2.1 Propagação de Onda de Cisalhamento em Músculo

As técnicas de processamento de sinais de RF baseadas nas diferenças de fase ou de tempo, entre sinais de eco sucessivos, apresentam um comportamento de filtro passa alta (olhar Anexo), por isso os sinais de vibração obtidos com estes métodos são mais corrompidos por ruído, como pode ser visualizado na Figura 5.17 (ao comparar o método DQ_{JS} com o método DQ).

As simulações realizadas considerando a propagação da onda de cisalhamento ao longo de fibras musculares mostraram que todos os métodos de processamento apresentaram valores médios do erro relativo da velocidade de fase e do coeficiente de elasticidade abaixo de 5 %, independente da SNR. Além disso, a média do erro desses parâmetros é menor que 2 % para valores da SNR entre 20 e 30 dB, Figuras 5.18 e 5.21. Porém as técnicas DQ, DQ_{JS} e CCE_{JS} mostraram ser mais sensíveis, chegando a apresentar valores médios do erro relativo aproximadamente 2 vezes maiores que os valores obtidos com as outras técnicas, quando a SNR do sinal de RF de eco foi de 10 dB e o parâmetro avaliado foi a velocidade de fase. Os coeficientes de atenuação e viscosidade foram mais afetados pela redução da SNR, pois apresentaram valores da

média do erro relativo abaixo de 10 % somente quando a SNR do sinal de RF simulado foi maior ou igual a 15 dB, exceto os valores obtidos utilizando-se as técnicas DQ_{JS} e CCE_{JS} .

Como os parâmetros acústicos e viscoelásticos estimados a partir dos sinais que representam a vibração do meio apresentaram maiores exatidão e precisão quando o método de processamento usado foi CCE, este método foi empregado no estudo das técnicas para medir a frequência de vibração do meio. A análise das Figuras 5.22 e 5.23 evidencia que as técnicas FN e FKMMQ apresentaram valores da média do erro relativo da elasticidade e da viscosidade inferiores a 3,5 e 9 %, respectivamente. Os valores da média do erro obtida com a técnica FK para ξ e η foram menores que 10 e 13,5%, respectivamente.

Quando o objeto de estudo foi a comparação das técnicas de processamento em função de Δr , observou-se que somente os métodos DQ_{JS} e CCE_{JS} apresentaram valores acima de 10 % quando os parâmetros acústicos e viscoelásticos foram investigados. Os valores da média do erro de c_T , α_T , ξ e η das fibras do músculo praticamente não exibiram grandes variações utilizando-se um valor de Δr entre 2,0 e 5,0 mm (média do erro abaixo de 4,5%). E, novamente, apenas as técnicas FN e FKMMQ mediram a frequência de vibração com a média do erro das propriedades viscoelásticas abaixo de 10 %.

A média do erro relativo dos coeficientes de elasticidade e viscosidade estimados a partir dos sinais obtidos por todas as técnicas de processamento, em função do número de ciclos de vibração do meio, foi menor que 7 %. A partir de 8 ciclos praticamente só a precisão das estimativas reduzem um pouco (considerando a técnica CCE, o erro de ξ para 8 ciclos foi de 0,80 % e de 0,69 % para 16 ciclos). Os maiores erros das estimativas da viscoelasticidade foram obtidos com as técnicas DQ_{JS} e CCE_{JS} .

Urban *et al.* (2009) relataram a influência de vários parâmetros, tais como SNR e Δr , sobre a medição das propriedades viscoelásticas, quando a técnica usada para extrair a vibração do meio foi CCE_{JS} . Estes autores recomendaram que a SNR dos sinais de RF fosse maior ou igual a 35 dB e o valor de Δr estivesse entre 3 e 6 mm para otimizar a estimativa da viscoelasticidade do meio, porém enfatizaram que os valores ótimos desses parâmetros são dependentes do meio analisado, ou seja, cada meio tem

seu parâmetro ótimo. No presente trabalho, observou-se que uma SNR igual ou superior a 20 dB e o valor de Δr entre 2 e 5 mm e fornece resultados com boa exatidão e precisão para o músculo.

É possível observar ainda nas Figuras de 5.18 a 5.21 que os valores das propriedades acústicas e mecânicas obtidos a partir da técnica DQ apresentam a média do erro relativo maior que as outras técnicas de processamento que extraem a amplitude de vibração do meio, o que está de acordo com os resultados de Pinton *et al.* (2005; 2006), quando estes pesquisadores compararam as técnicas DQ e alguns tipos de correlação cruzada normalizada.

6.2.2 Propagação de Onda de Cisalhamento em Coágulo de Plasma

Os valores da média do erro relativo da elasticidade e da viscosidade foram inferiores a 0,3 e 2,0 % para qualquer valor de Δr . Se o valor escolhido para Δr estiver entre 2 e 4 mm, os valores do erro relativo de ξ e η são menores que 0,1 e 0,6 %, respectivamente. Porém, vale frisar que o valor de Δr não pode ser muito grande, pois a região de interesse deve ter alguns milímetros, devido ao elevado coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento (neste caso $64,58 \text{ Np}\cdot\text{m}^{-1}$) no coágulo de plasma sanguíneo e às condições de contorno. Uma cubeta de quartzo, por exemplo, tem dimensões de 12,51 x 12,51 x 45,22 mm.

6.2.3 Comparação das Técnicas Usadas para Estimar a Viscoelasticidade

Quando a SNR dos sinais simulados foi de 30 dB, a média do erro relativo da elasticidade foi menor que 0,35 %, independente da técnica usada para estimar ξ e a diferença entre a melhor (Vappou) e a pior (Catheline) técnica, considerando os métodos de processamento CCE e CCE_{JS}, foi de 0,02 e 0,07 %, respectivamente. Por outro lado, a média do erro relativo da viscosidade foi inferior a 1,8 %, independente da técnica empregada para estimar η e a diferença entre a melhor (SDUV) e a pior (Catheline), para os métodos de processamento CCE e CCE_{JS} foi de 0,42 e 0,87 %, respectivamente.

Por outro lado, quando a SNR do sinal simulado foi reduzido para 10 dB, a média do erro relativo dos coeficientes de elasticidade e viscosidade ficou abaixo de 5 e 45 %, respectivamente, para todas as técnicas usadas para estimar ξ e η . A diferença entre a melhor (Vappou) e a pior (SDUV) técnicas usadas para estimar ξ foi de 0,23 e 0,83 %, para os métodos de processamento CCE e CCE_{JS}, respectivamente. Uma grande e importante diferença (21,1 %) foi observada quando a melhor (Catheline) e a pior (SDUV) técnicas empregadas para estimar η foram comparadas em função da técnica de processamento CCE. E um valor ainda maior foi calculado quando η foi estimado a partir da velocidade de vibração do meio obtida com a técnica CCE_{JS}, a diferença entre a melhor (Vappou) e a pior (SDUV) técnica foi de 29,47 %.

Diante desses resultados, observou-se que não é recomendado utilizar a técnica SDUV quando a SNR do sinal de RF for baixa. Os componentes da onda harmônica com frequências em 300 e 400 Hz causaram uma menor vibração na terceira e na quarta posições ao longo do caminho de propagação da onda, devido ao elevado coeficiente de atenuação (516,86 e 841,43 Np·m⁻¹, respectivamente). Apesar da SNR do sinal de RF ser a mesma em todas as posições, a SNR do sinal que representa a vibração diminui à medida que coleta-se sinal em posições afastadas do local onde a onda de cisalhamento é gerada, por isso a amplitude do ruído passou a interferir mais nas estimativas da fase do sinal de vibração.

Os resultados obtidos com a modificação da técnica Vappou, proposta nesta Tese, não apresentaram diferença da técnica original, porém sua implementação é mais fácil e apresenta um melhor desempenho computacional.

6.3 CIRCUITO DE CASAMENTO DE IMPEDÂNCIA

Os circuitos de casamento de impedância baseados na rede π e na associação de um transformador com capacitor foram confeccionados e, posteriormente, testados utilizando o medidor de impedância Bode 100. Os valores obtidos são mais próximos da impedância dos geradores de funções/pulsos (50 Ω), com isso houve uma maior transferência de energia do gerador para o transdutor ultrassônico.

6.4 SISTEMA ULTRASSÔNICO DE PROSPECÇÃO

O circuito de comando foi confeccionado e testado. Os sinais produzidos com esse circuito foram utilizados pelo gerador de pulsos bipolar para gerar o sinal de excitação do transdutor ultrassônico, T_p , usado para prospecção da vibração do meio causada pela força de radiação. A FRP do sinal de excitação de T_p é selecionada por meio de chaves seletoras conectadas ao CiC e pode assumir os seguintes valores: 2, 4, 5 e 10 kHz. A placa demoduladora (AD8333) forneceu os componentes em fase e quadratura dos sinais de eco adquiridos pelo transdutor T_p . O SUP também fornece os sinais de RF coletados por T_p .

6.5 TESTE DO SUP: DEMODULAÇÃO EM FASE E QUADRATURA

O SUP foi capaz de detectar a vibração da membrana de poliuretano acoplada ao tanque acústico e fornecer os componentes em fase e quadratura dos sinais de RF refletidos pela membrana. As principais vantagens dessa técnica são: (1) os componentes em fase e quadratura têm baixa frequência, então é possível reduzir a frequência de amostragem dos sinais exibidos no osciloscópio para 25 MHz (ou menos), ou seja, a duração dos componentes capturados pode ser de 200 ms. (2) É possível saber quando o meio está vibrando apenas visualizando os componentes em fase e quadratura exibidos no osciloscópio, como pode ser observado comparando-se as Figuras 5.46 e 5.49. Uma das desvantagens da utilização desta técnica é que a aquisição de sinais dura o dobro do tempo da aquisição de um sinal de RF.

Considerando a frequência nominal como sendo a frequência exibida no *display* do gerador de funções (100 Hz), os erros relativos da frequência de vibração da membrana estimados por FK (100,27), FKMMQ (101,28 Hz) e FFT (102,57) foram menores que 3%. Quando o gerador de funções foi configurado para excitar a membrana com um sinal com frequência de 150 Hz, as frequências estimadas pelas técnicas FK e FKMMQ exibiram erro relativo menor que 2%.

Este sistema foi testado também diminuindo-se a amplitude do sinal de excitação da membrana de 9 para 6 V_{pp} , o que acarretou em uma redução na amplitude de

vibração na membrana de 22,54 para 13,46 μm . Houve uma redução da amplitude de vibração da membrana, também, quando a frequência de vibração foi alterada de 50,91 Hz para 101,28 Hz. Uma possível explicação para este efeito é a resposta em frequência do alto-falante acoplado à janela de poliuretano do tanque acústico.

6.6 TESTE DA FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA: *PHANTOM A*

O *phantom A* foi usado no estudo da influência das condições de excitação de T_f sobre a amplitude e a fase de vibração estimada pelo filtro de Kalman a partir dos sinais de velocidade de vibração obtidos com a técnica de processamento DQ_{IS}.

A Figura 5.56 exibiu o mesmo comportamento linear visualizado na literatura (AMADOR *et al.*, 2011a); Porém, vale frisar que o passo entre duas amplitudes de excitação consecutivas foi ligeiramente diferente (45,0, 50,0 e 52,2 V_{pp}).

Os sinais que representam a vibração da esfera, exibidos na Figura 5.58, apresentam um efeito interessante. O aumento da FRP do sinal de excitação de T_p reduz a SNR do sinal de vibração. Este efeito ainda não foi abordado na literatura, então necessita ser estudado para seu esclarecimento. Apesar disso, Urban e Greenleaf (2008) mostraram que o aumento da FRP do sinal diminui o erro nas estimativas da amplitude e na fase de vibração do meio, pois o incremento na frequência de amostragem do sinal que representa a vibração faz com que o filtro de Kalman estime a amplitude e a fase com mais exatidão e precisão. Isso justifica a diferença nos valores estimados de amplitude e fase (Figuras 5.59 e 5.60) entre os sinais com FRP de 2 kHz e os sinais com 4 e 5 kHz.

Considerando os métodos para estimar a frequência de vibração da esfera, para cada valor da amplitude de excitação de T_f , observou-se que a fase medida é menos sensível quando a amplitude de excitação é 67,5 ou 45,0 V_{pp} , e os resultados da ANOVA não mostraram diferença significativa entre os valores de amplitude estimados pelo filtro de Kalman usando as frequências calculadas por FK, FKMMQ e FFT, como apresentado na Tabela 5.3. O teste de Tukey indicou que houve diferença significativa sempre que os valores de fase estimados pelo filtro de Kalman usando a frequência

calculada por FFT foram comparados com as fases obtidas com as outras técnicas empregadas para estimar a frequência.

O teste estatístico de Kruskal-Wallis não indicou diferença significativa entre os valores de fase ou amplitude quando a influência da amplitude do sinal de excitação de T_F foi investigada para cada técnica de estimação da frequência, como podemos observar na Tabela 5.4.

É possível visualizar nas Figuras 5.59 e 5.60 que há uma grande diferença entre os valores de fase e amplitude medidos quando a FRP de T_p é de 4 ou 5 kHz e os valores obtidos com a FRP de 2 kHz, independente da técnica usada para medir a frequência. Os resultados estatísticos corroboram esta observação, pois os dados apresentados nas Figuras 5.63 e 5.64 indicam que há diferença significativa entre os valores de fase ou amplitude estimados tanto com a FRP do SUP de 4 kHz quanto de 5 kHz com os valores estimados quando a FRP de T_p foi de 2 kHz. Com isso, nota-se que esta FRP não é adequada para caracterizar a oscilação da esfera inserida em um *phantom* com concentração de gelatina de 5%, em termos de fase e amplitude.

A força de radiação acústica gerada pelo SiFRA foi capaz de produzir vibrações da esfera inserida no *phantom* A do tipo senoidal com frequência de 200 Hz e harmônicas com frequência fundamental em 50 e 100 Hz. O filtro de Kalman foi modificado para estimar as fases e amplitudes de todos os harmônicos presentes no sinal. Nota-se na Figura 5.67 que este filtro calculou a amplitude dos harmônicos dos sinais, com frequência fundamental de 50, 100 e 200 Hz, com um desvio padrão máximo de 25%, em relação a média.

6.7 VIBRAÇÃO HARMÔNICA E ONDA DE CISALHAMENTO: *PHANTOM B*

A Figura 5.68 possibilita observar que para gerar ondas harmônicas com mais de uma frequência é necessário reduzir a quantidade de ciclos do sinal de excitação de T_F ; porém, isso acarreta em uma diminuição da energia do sinal. Então, para compensar essa redução na quantidade de ciclos pode-se aumentar a amplitude do sinal de

excitação. Se isso não for possível, tanto o valor de Δr usado para medir a velocidade de fase da onda de cisalhamento deverá ser reduzido quanto a posição inicial do transdutor T_p , ou seja, o foco do transdutor T_p deverá estar mais próximo do foco de T_F .

Os resultados experimentais do *phantom* B obtidos com a configuração de excitação PE_1 são bem próximos dos valores encontrados na literatura (AMADOR *et al.*, 2011a) para o mesmo material ($1,32 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $1,61 \text{ kPa}$ e $0,85 \text{ Pa}\cdot\text{s}$).

Tanto os valores da velocidade de fase quanto os valores do coeficiente de elasticidade apresentaram diferença significativa quando as configurações de excitação de T_F foram alteradas. Acredita-se que isso ocorre devido a redução na *signal-to-noise ratio* (SNR), como pode ser visualizado na Figura 6.2, por meio dos espectros de frequências do sinal de vibração do meio na posição mais afastada da esfera de 4 mm e com PE_1 e PE_3 .

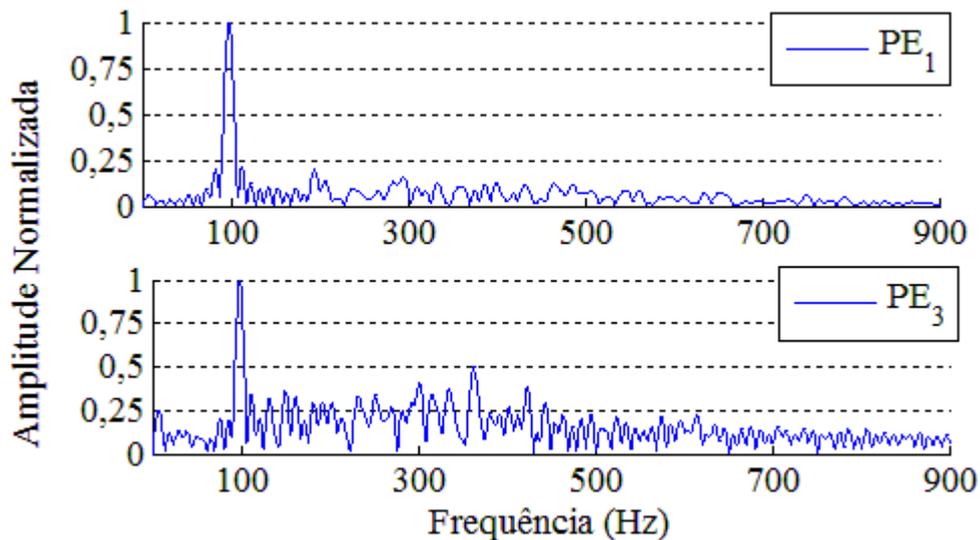


Figura 6.2 – Espectro de frequência da vibração do meio na posição mais afastada da esfera.

Sendo assim, a interferência desses sinais de pequena amplitude com a frequência de 97,644 Hz pode conduzir o Filtro de Kalman a estimar incorretamente a fase da onda de cisalhamento, a qual é empregada no cálculo da velocidade.

Apesar dos resultados do teste estatístico de comparações múltiplas, Tukey, indicar que os valores das médias da velocidade de fase apresentam diferença

significativa (Figura 5.70), quando os parâmetros de excitação do transdutor T_F são comparados, nota-se que na prática esta diferença é desprezível, uma vez que a maior diferença (PE_2-PE_3) é inferior a $0,07 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Futuramente, o sistema elastográfico desenvolvido será empregado para gerar e detectar a propagação de ondas de cisalhamento em tecido biológico (peito de frango fresco - músculo) inserido em *phantoms* de gelatina e para investigar as alterações das propriedades mecânicas de uma amostra de plasma sanguíneo durante o processo de coagulação.

6.8 ONDA DE CISALHAMENTO: *PHANTOM C*

Na presente Tese foram implementadas simulações computacionais e realizaram-se experimentos para comparar oito técnicas de processamento, as quais são usualmente empregadas para extrair os sinais que representam a amplitude ou velocidade de vibração, de sinais de RF de eco refletidos por um meio com microvibrações causadas pela propagação de ondas de cisalhamento.

A simulação computacional da caracterização da propagação da onda de cisalhamento em *phantom* de gelatina (na concentração de 3% e mantida à $20 \text{ }^\circ\text{C}$) foi realizada empregando-se os valores dos parâmetros experimentais. Surgiu, nos resultados experimentais, uma vibração com frequência de aproximadamente 11 Hz, apenas nos sinais que representam a amplitude de vibração do meio. Então foram adicionados filtros Butterworth, passa alta, com frequência de corte de 36 Hz nas técnicas DQ, CCE, CC, CC_{Pa} , CCN e CCN_{TH} . A adição desse filtro associado aos parâmetros viscoelásticos do *phantom* fez com que a eficiência das técnicas de processamento mudasse se comparada com a simulação da propagação da onda em músculo. Acredita-se que o sinal com frequência de aproximadamente 11 Hz estava sendo gerado pelas obras de construção da passarela suspensa que liga dois prédios, CT1 e CT2, do Centro de Tecnologia, e que será utilizada por trem de levitação magnética. Observou-se que durante a interrupção da obra, alguns sinais que representam a vibração do meio, com frequência de 97,644 Hz, não apresentavam o sinal com frequência de 11 Hz. Outro fato que fortalece esta hipótese é o valor da amplitude do sinal com frequência de 11 Hz, a qual assume diferentes valores (de 0 até

o mesmo valor do sinal com frequência de 97,644 Hz) apesar dos sinais de RF serem capturados em uma mesma posição.

Os resultados da simulação computacional evidenciaram que, considerando os parâmetros utilizados na simulação, a técnica DQ apresenta os maiores valores da média do erro relativo, exceto quando a velocidade de fase da onda de cisalhamento foi estimada. Além disso, excluindo a técnica de processamento DQ, todas as outras técnicas apresentam o valor da média do erro relativo menor que 3,5 %, isso considerando tanto os resultados dos parâmetros acústicos quanto os viscoelásticos e as amplitudes de vibração. A precisão das técnicas de processamento se deteriora substancialmente quando a amplitude de vibração é reduzida de 7,2 para 1,0 μm . As observações mencionadas anteriormente, considerando a técnica DQ, coincide com as relatadas por Pinton *et al.* (2005; 2006), pois estes pesquisadores compararam a técnica DQ com correlação cruzada normalizada e concluíram que a técnica de processamento DQ apresentava altos valores de *bias* e *jitter* (média e desvio padrão do erro, respectivamente).

Considerando os resultados experimentais, o módulo de elasticidade do *phantom* C foi $1,48 \pm 0,02$ kPa, quando estimado sobre as condições de utilização da técnica de processamento CCE e da excitação do transdutor T_F com 140 V_{pp} . Este resultado para o módulo de elasticidade é similar ao valor, de aproximadamente de 1,5 kPa, medido em 20 °C por Karpouk *et al.* (2009) usando um sistema de teste eletromecânico modelo In-Spec 2200 (Instron Inc., Norwood, MA, EUA).

Os resultados experimentais relacionados a um determinado parâmetro e exibidos nas Figuras 5.76 e 5.77 apresentam valores muito próximos, independente da técnica de processamento e da configuração de excitação de T_F . Os coeficientes de variação de c_T , α_T , ξ e η do *phantom* C foram 2,45, 11,27, 10,67 e 12,94 %, respectivamente.

Apesar disso, os resultados estatísticos apresentados nas Tabelas 5.9 e 5.11 indicam que há diferença significativa entre alguns dos parâmetros medidos com diferentes técnicas de processamento ou condições de excitação de T_F . Considerando os resultados dos testes estatísticos (teste de comparações múltiplas) dos parâmetros

acústicos e viscoelásticos em função do parâmetro de excitação de T_F (Tabela 5.10), pode-se afirmar que os parâmetros medidos α_T e ξ não foram afetados pela alteração da configuração de excitação de T_F .

Considerando as técnicas de processamento, observou-se que os parâmetros medidos são menos sensíveis quando as técnicas CCE e CCE_{JS} são utilizadas, como apresentando da Tabela 5.10. De fato, foi detectada diferença significativa dos parâmetros estimados somente uma vez para a técnica CCE e duas vezes para CCE_{JS}.

Uma vantagem adicional de se utilizar os métodos CCE e CCE_{JS}, em relação aos outros métodos, consiste no tempo computacional envolvido, o qual é menor para estas duas técnicas. Esta é uma constatação da afirmação feita por Urban *et al.* (2008), uma vez que eles não mediram o tempo computacional de processamento de cada técnica.

Vale a pena ressaltar que as técnicas DQ_{JS} e CCE_{JS} têm um comportamento inerente de filtro passa alta. Isto ocorre porque ambas as técnicas são baseadas na subtração de quantidades, como por exemplo, fase, de sinais de RF de ecos sucessivos. Assim, sinais de baixa frequência presentes nos sinais de RF de eco podem ser atenuados, o que torna estas técnicas mais eficientes na eliminação de artefatos resultantes de movimentos respiratórios ou cardíacos durante aplicações práticas envolvendo a caracterização do tecido usando onda de cisalhamento.

6.9 FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA INSTANTÂNEA: *PHANTOMS D, E e F*

Karpiouk *et al.* (2009) mencionaram que a magnitude da força de radiação acústica altera a amplitude do deslocamento da esfera, porém o coeficiente de elasticidade não é modificado. Sendo assim, nesta Tese os deslocamentos da esfera, teórico e experimental, foram normalizados, para em seguida serem ajustados com intuito de estimar os coeficientes viscoelásticos.

As Figuras 5.78 e 5.79 exibem a superfície que representa a diferença entre as curvas teóricas e a curva experimental (erro), quando a temperatura da água do tanque acústico foi mantida em 28,9 °C. Essa superfície foi calculada usando o método de

mínimos quadrados, e nela é possível observar que houve uma convergência para um valor mínimo do erro. A Figura 5.80 torna evidente que a superfície mencionada apresenta apenas um valor mínimo do erro.

Os resultados experimentais obtidos com a utilização do *phantom* D, mostraram que há uma redução na elasticidade do meio à medida que sua temperatura aumenta. Este efeito também foi relatado por Karpouk *et al.* (2009) ao estudar o comportamento temporal de uma esfera, localizada no interior de um *phantom* com concentração de gelatina de 3 %, com a temperatura mantida em 12, 17 e 21 °C. Nesta Tese, ocorreu uma redução de 2375 Pa com o *phantom* mantido a uma temperatura de 13,9 °C para 528 Pa com a temperatura em 28,9 °C. Porém, o coeficiente de variação da viscosidade, considerando todas as temperaturas, foi de 40 %. Se as viscosidades do meio estimadas quando o *phantom* foi mantido a 13,9 e 20,2 °C forem excluídas, o coeficiente de variação é reduzido para 8,1 %, ou seja, a viscosidade do meio não apresenta grandes variações com a alteração da temperatura, o que já havia sido relatado na literatura (KARPIOUK *et al.*, 2009). Porém, se apenas a viscosidade estimada quando a temperatura do *phantom* foi 20,2 °C for excluída, o coeficiente de variação foi de 21,4 %. Essa variação pode ter ocorrido devido à monitoração da temperatura da água do tanque acústico e não do interior do *phantom*. O que também pode explicar a pequena diferença dos valores de elasticidade do *phantom* estimados com as temperaturas do tanque mantidas em 13,9 e 16,9 °C.

Amador *et al.* (2011a) mostraram, por meio da técnica SDUV, que os coeficientes viscoelásticos do meio são diretamente proporcionais à concentração de gelatina do *phantom*. Para concentrações de 7, 10 e 15% os valores dos coeficientes de elasticidade foram 1,61, 3,30 e 5,37 kPa, já os coeficientes de viscosidade foram 0,85, 1,43 e 2,14 Pa·s, respectivamente. Nesta Tese, força de radiação acústica instantânea foi utilizada e o mesmo efeito foi observado para ξ , ou seja, houve um aumento na elasticidade com o incremento da concentração de gelatina. Os valores dos coeficientes de elasticidade estimados para os *phantoms* E e F foram de 0,92 e 3,64 kPa com a temperatura mantida em aproximadamente 20 °C.

A substituição dos coeficientes viscoelásticos estimados a partir das curvas experimentais apresentadas na Figura 5.84, em (10) e considerando a frequência do deslocamento de 50 Hz, a velocidade de fase do pulso seria aproximadamente $1,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Como o diâmetro do cilindro é de 95 mm, o pulso deveria deslocar a esfera novamente após 52,7 ms. Os trabalhos desenvolvidos por Karpouk *et al.* (2009) e Aglyamov *et al.* (2007) exibiram o deslocamento de uma esfera localizada no interior de um molde com dimensão de 55x55x50 mm por no máximo 20 ms, sendo que a maioria dos deslocamentos apresentados tem duração de 8 ms. Empregando os valores dos coeficientes viscoelásticos, 3110 Pa e 0,1 Pa·s, obtidos a uma temperatura de 6 °C e assumindo que o deslocamento tem frequência de 50 Hz, a velocidade de fase é $1,76 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Logo, se a esfera estiver localizada no centro do *phantom*, o pulso refletido pela parede de acrílico (a impedância acústica do acrílico é praticamente 2 vezes a impedância da água) deveria deslocar a esfera após 31,2 ms. Talvez se os autores tivessem apresentado as figuras com o deslocamento apresentando uma duração maior fosse possível observar o pulso refletido pelo molde. Considerando as mesmas condições de excitação do transdutor que gera a força de radiação acústica e esferas semelhantes, certamente o formato do molde e a impedância do alumínio contribuiriam para que a amplitude do pulso refletido no nosso experimento fosse maior.

Segundo Karpouk *et al.* (2009), se a viscosidade do meio fosse maior, provavelmente o pulso refletido não teria sido exibido na Figura 5.84, pois a viscosidade atua como um filtro reduzindo ou eliminando as oscilações do deslocamento.

7 CONCLUSÃO

O sistema ultrassônico de prospecção (SUP) e o sistema ultrassônico de geração de força de radiação acústica (SiFRA) foram capazes de caracterizar, em termos de elasticidade e viscosidade, *phantoms* de gelatina. De acordo com os resultados experimentais e das simulações computacionais do *phantom* de gelatina, excluindo a técnica de processamento DQ, todas as técnicas apresentam resultados equivalentes. Apesar disso, a técnica CCE_{JS} tem como vantagens o melhor desempenho computacional e a característica de filtro passa alta. A modificação realizada na técnica Vappou não alterou os resultados obtidos, porém sua implementação é mais fácil e apresenta um melhor desempenho computacional.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGLYAMOV S. R., KARPIOUK, A. B., ILINSKII, Y. A. *et al.*, 2007, "Motion of a Solid Sphere in a Viscoelastic Medium in Response to Applied Acoustic Radiation Force: Theoretical Analysis and Experimental Verification", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 122, n. 4 pp. 1927-1936.
- AMADOR C., URBAN, M. W., CHEN, S. *et al.*, 2011a, "Shear Elastic Modulus Estimation From Indentation and SDUV on Gelatin Phantoms", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 58, n. 6 pp. 1706-1714.
- AMADOR C., URBAN, M. W., CHEN, S. *et al.*, 2011b, "Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) on Swine Kidney", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, v. 58, n. 12 pp. 2608-2619.
- AMADOR C., URBAN, M. W., CHEN, S. *et al.*, 2012, "Loss Tangent and Complex Modulus Estimated by Acoustic Radiation Force Creep and Shear Wave Dispersion", *Physics in Medicine and Biology*, v. 57, n. 5 pp. 1263-1282.
- AN J., SONG, K., ZHANG, S. *et al.*, 2014, "Design of a Broadband Electrical Impedance Matching Network for Piezoelectric Ultrasound Transducers Based on a Genetic Algorithm", *Sensors*, v. 14, n. 4 pp. 6828-6843.
- ANDERSON, W. A. D., 1985, *Pathology*. 8th ed. Saint Louis, CW Mosby Co.
- AYRES, M., AYRES JÚNIOR, M., AYRES, D. L. *et al.*, 2007, *BioEstat 5.0: Aplicações estatísticas nas áreas das ciências biológicas e médicas*. Belém, Sociedade Civil Mamirauá/CNPq.
- BAMBER, J. C., 2004, "Attenuation and Absorption". In: HILL, C. R., Bamber, J. C., and HAAR, G. R. T. (eds), *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, 2 ed., chapter 4, Londres, John Wiley and Sons Ltd.
- BAUMBERGER T., CAROLI C. and MARTINA D., 2006, "Solvent control of crack dynamics in a reversible hydrogel", *Nature Materials*, v.5, n. 7 (Jun), pp. 552-555.
- BEHLER R. H., NICHOLS, T. C., ZHU, H. *et al.*, 2009, "ARFI Imaging for Noninvasive Material Characterization of Atherosclerosis. Part II: Toward in Vivo Characterization", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 35, n. 2 pp. 278-295.
- BERCOFF J., CHAFFAI, S., TANTER, M. *et al.*, 2003a, "In Vivo Breast Tumor Detection Using Transient Elastography", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 29, n. 10 (Apra), pp. 1387-1396.

- BERCOFF, J., MULLER, M., TANTER, M. *et al.*, 2003b, "Study of viscous and elastic properties of soft tissues using supersonic shear imaging". In: *2003 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 925-928, Honolulu, Hawaii, Oct.
- BERCOFF J., TANTER, M., and FINK, M., 2004, "Supersonic Shear Imaging: A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 51, n. 4 pp. 396-409.
- BERNAL, M., GENNISSON, J. L., FINK, M. *et al.*, 2013a, "Cross validation of Supersonic Shear Wave Imaging (SSI) with classical rheometry during blood coagulation over a very large bandwidth". In: *2013 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1773-1776, Praga, República Tcheca, Jul.
- BERNAL M., GENNISSON, J. L., FLAUD, P. *et al.*, 2012, "Shear Wave Elastography Quantification of Blood Elasticity During Clotting", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 38, n. 12 pp. 2218-2228.
- BERNAL M., GENNISSON, J. L., FLAUD, P. *et al.*, 2013b, "Correlation Between Classical Rheometry and Supersonic Shear Wave Imaging in Blood Clots", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 39, n. 11 pp. 2123-2136.
- BERNAL M., NENADIC, I., URBAN, M. W. *et al.*, 2011, "Material Property Estimation for Tubes and Arteries Using Ultrasound Radiation Force and Analysis of Propagating Modes", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 129, n. 3 pp. 1344-1354.
- BONNEFOUS O. and PESQUE, P., 1986, "Time Domain Formulation of Pulse-Doppler Ultrasound and Blood Velocity Estimation by Cross Correlation", *Ultrasonic imaging*, v. 8, n. 2 pp. 73-85.
- BROWN, R. G. and HWANG, P. Y. C., 1992, *Introduction to Random Signals and Applied Kalman Filtering*. 2 ed. New York, John Wiley and Sons.
- BRUFAU-PENELLA J. and PUIG-VIDAL, M., 2009, "Piezoelectric Energy Harvesting Improvement With Complex Conjugate Impedance Matching", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, v. 20, n. 5 pp. 597-608.
- BRUM J., GENNISSON, J. L., NGUYEN, T. M. *et al.*, 2012, "Application of 1-D Transient Elastography for the Shear Modulus Assessment of Thin-Layered Soft Tissue: Comparison With Supersonic Shear Imaging Technique", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 59, n. 4 pp. 703-714.
- CABOT R., 1981, "A Note on the Application of the Hilbert Transform to Time Delay Estimation", *IEEE Transactions on Acoustics Speech and Signal Processing*, v. 29, n. 3 pp. 607-609.

- CASTERA L., FORNS, X., and ALBERTI, A., 2008, "Non-Invasive Evaluation of Liver Fibrosis Using Transient Elastography", *Journal of Hepatology*, v. 48, n. 5 (May), pp. 835-847.
- CATHELINE S., GENNISSON, J. L., DELON, G. *et al.*, 2004, "Measuring of Viscoelastic Properties of Homogeneous Soft Solid Using Transient Elastography: an Inverse Problem Approach", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 116, n. 6 (Dec), pp. 3734-3741.
- CATHELINE S., GENNISSON, J. L., and FINK, M., 2003, "Measurement of Elastic Nonlinearity of Soft Solid With Transient Elastography", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 114, n. 6 (Dec), pp. 3087-3091.
- CESPEDES I., HUANG, Y., OPHIR, J. *et al.*, 1995, "Methods for Estimation of Subsample Time Delays of Digitized Echo Signals", *Ultrasonic imaging* v. 17, n. 2 pp. 142-171.
- CHAMMING'S F., LATORRE-OSSA, H., LE FRERE-BELDA, M. A. *et al.*, 2013, "Shear Wave Elastography of Tumour Growth in a Human Breast Cancer Model With Pathological Correlation", *European Radiology*, v. 23, n. 8 pp. 2079-2086.
- CHEN, P. Y., SHIH, C. C., and HUANG, C. C., 2012, "Assessing the viscoelastic properties of thrombus using shear wave dispersion ultrasound vibrometry". In: *2012 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1-4, Dresden, Alemanha, Oct.
- CHEN, S., FATEMI, M., and GREENLEAF, J., 2002a, "Shear property characterization of viscoelastic media using vibrations induced by ultrasound radiation force". In: *2002 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1871-1875, Munich, Alemanha, Oct.
- CHEN S., FATEMI, M., and GREENLEAF, J. F., 2002b, "Remote Measurement of Material Properties From Radiation Force Induced Vibration of an Embedded Sphere", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 112, n. 3 Pt 1 (Sepb), pp. 884-889.
- CHEN S., FATEMI, M., and GREENLEAF, J. F., 2004, "Quantifying Elasticity and Viscosity From Measurement of Shear Wave Speed Dispersion", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 115, n. 6 (Jun), pp. 2781-2785.
- CHEN S., URBAN, M., PISLARU, C. *et al.*, 2009a, "Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for Measuring Tissue Elasticity and Viscosity", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 56, n. 1 pp. 55-62.
- CHEN S., URBAN, M. W., PISLARU, C. *et al.*, 2009b, "Liver Elasticity and Viscosity Quantification Using Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV)", *Conf. Proc. IEEE Eng Med. Biol. Soc.*, v. 2009, n. pp. 2252-2255.

- COBBOLD, R. S. C., 2007, *Foundations of Biomedical Ultrasound*. 1 ed. New York, Oxford University Press.
- COSTA J. and MACHADO, J. C., 2011, "Ultrasonic Method of Microvibration Detection: Development of the Method", *Revista Brasileira De Engenharia Biomedica*, v. 27, n. 1 pp. 46-56.
- DAHL J. J., DUMONT, D. M., ALLEN, J. D. *et al.*, 2009, "Acoustic Radiation Force Impulse Imaging for Noninvasive Characterization of Carotid Artery Atherosclerotic Plaques: a Feasibility Study", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 35, n. 5 pp. 707-716.
- DE JONG P. G., ARTS, T., HOEKS, A. P. *et al.*, 1990, "Determination of Tissue Motion Velocity by Correlation Interpolation of Pulsed Ultrasonic Echo Signals", *Ultrasonic imaging* v. 12, n. 2 pp. 84-98.
- DEWALL R. J., JIANG, J., WILSON, J. J. *et al.*, 2014a, "Visualizing Tendon Elasticity in an Ex Vivo Partial Tear Model", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 40, n. 1 pp. 158-167.
- DEWALL R. J., SLANE, L. C., LEE, K. S. *et al.*, 2014b, "Spatial Variations in Achilles Tendon Shear Wave Speed", *Journal of Biomechanics*, v.
- DICKINSON R. J. and HILL, C. R., 1982, "Measurement of Soft Tissue Motion Using Correlation Between A-Scans", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 8, n. 3 pp. 263-271.
- ECKERSLEY, R. J. and BAMBER, J. C., 2004, "Methodology for Imaging Time-Dependent Phenomena". In: HILL, C. R., Bamber, J. C., and HAAR, G. R. T. (eds), *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, 2 ed., chapter 10, Londres, John Wiley and Sons Ltd.
- EMETERIO J. L. S., RAMOS, A., SANZ, P. T. *et al.*, 2002, "Evaluation of Impedance Matching Schemes for Pulse-Echo Ultrasonic Piezoelectric Transducers", *Ferroelectrics*, v. 273, n. 1 (Jun), pp. 297-302.
- FATEMI M. and GREENLEAF, J. F., 1998, "Ultrasound-Stimulated Vibro-Acoustic Spectrography", *Science*, v. 280, n. 5360 (Apr), pp. 82-85.
- FERTNER A. and SJOLUND, A., 1986, "Comparison of Various Time Delay Estimation Methods by Computer Simulation", *IEEE Transactions on Acoustics Speech and Signal Processing*, v. 34, n. 5 pp. 1329-1330.
- FOSTER S. G., EMBREE, P. M., and O'BRIEN, W. R., 1990, "Flow Velocity Profile Via Time-Domain Correlation: Error Analysis and Computer Simulation", *IEEE*

- Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 37, n. 3 pp. 164-175.
- GARCIA-RODRIGUEZ M., GARCIA-ALVAREZ, J., YA+|EZ, Y. *et al.*, 2010, "Low Cost Matching Network for Ultrasonic Transducers", *Physics Procedia.*, v. 3, n. 1 pp. 1025-1031.
- GENNISSON J. L., CATHELINE, S., CHAFFAI, S. *et al.*, 2003, "Transient Elastography in Anisotropic Medium: Application to the Measurement of Slow and Fast Shear Wave Speeds in Muscles", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 114, n. 1 pp. 536-541.
- GENNISSON J. L. and CLOUTIER, G., 2006, "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.
- GENNISSON J. L., DEFFIEUX, T., FINK, M. *et al.*, 2013, "Ultrasound Elastography: Principles and Techniques", *Diagnostic and Interventional Imaging*, v. 94, n. 5 pp. 487-495.
- GENNISSON J. L., DEFFIEUX, T., MACE, E. *et al.*, 2010, "Viscoelastic and Anisotropic Mechanical Properties of in Vivo Muscle Tissue Assessed by Supersonic Shear Imaging", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 36, n. 5 pp. 789-801.
- GENNISSON J. L., LEROUGE, S., and CLOUTIER, G., 2006, "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.
- GENNISSON, J. L., YU, F., and CLOUTIER, G., 2004, "Analysis of blood clot formation with transient elastography: Similarity with sol-gel transition in Agar-gelatin phantoms". In: *2004 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1134-1137, Montreal, Canada, Aug.
- GIANNOULA, A., 2008, *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
- GIURGIUTIU, V., 2007, *Structural Health Monitoring: with Piezoelectric Wafer Active Sensors*. Elsevier Science.
- GRANDT, A. F., 2003, *Fundamentals of Structural Integrity: Damage Tolerant Design and Nondestructive Evaluation*. John Wiley & Sons.
- GRENIER N., GENNISSON, J. L., CORNELIS, F. *et al.*, 2013, "Ultrasound Elastography of the Kidney", *Ultrasound Clinics*, v. 8, n. 4 pp. 551-564.

- GRENBERG A. and SANDELL, M., 1994, "Estimation of Subsample Time Delay Differences in Narrowband Ultrasonic Echoes Using the Hilbert Transform Correlation", *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, v. 41, n. 5 pp. 588-595.
- GUERJOUMA, R., MOUCHTACHI, A., JAYET, Y. *et al.*, 1992, "Nondestructive evaluation of graphite by ultrasonic velocity measurement using cross-correlation and Hilbert transform methods". In: *1992 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 829-832, Tucson, EUA, Oct.
- HASEGAWA H. and KANAI, H., 2006, "Improving Accuracy in Estimation of Artery-Wall Displacement by Referring to Center Frequency of RF Echo", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 53, n. 1 pp. 52-63.
- HSU S. J., BOUCHARD, R. R., DUMONT, D. M. *et al.*, 2007, "In Vivo Assessment of Myocardial Stiffness With Acoustic Radiation Force Impulse Imaging", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 33, n. 11 pp. 1706-1719.
- HUANG C. C., CHEN, P. Y., and SHIH, C. C., 2013, "Estimating the Viscoelastic Modulus of a Thrombus Using an Ultrasonic Shear-Wave Approach", *Medical Physics*, v. 40, n. 4 .
- HUANG C. C., SHIH, C. C., LIU, T. Y. *et al.*, 2011, "Assessing the Viscoelastic Properties of Thrombus Using A Solid-Sphere-Based Instantaneous Force Approach", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 37, n. 10 pp. 1722-1733.
- HUANG H. and PARAMO, D., 2011, "Broadband Electrical Impedance Matching for Piezoelectric Ultrasound Transducers", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 58, n. 12 pp. 2699-2707.
- ILINSKII Y. A., MEEGAN, G. D., ZABOLOTSKAYA, E. A. *et al.*, 2005, "Gas Bubble and Solid Sphere Motion in Elastic Media in Response to Acoustic Radiation Force", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 117, n. 4 Pt 1 pp. 2338-2346.
- JOLY-DUHAMEL C., HELLIO D., AJDARI A. *et al.*, 2002, "All Gelatin Networks: 2. The Master Curve for Elasticity", *Langmuir*, v. 18, n. 19 (Jul), pp. pp 7158–7166.
- KARPIOUK A. B., AGLYAMOV, S. R., ILINSKII, Y. A. *et al.*, 2009, "Assessment of Shear Modulus of Tissue Using Ultrasound Radiation Force Acting on a Spherical Acoustic Inhomogeneity", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 56, n. 11 pp. 2380-2387.
- KASAI C., NAMEKAWA, K., KOYANO, A. *et al.*, 1985, "Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique", *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics* , v. 32, n. 3 pp. 458-464.

- LAWRY, T. J., WILT, K. R., ROA-PRADA, S. *et al.*, 2010, "Electrical optimization of power delivery through thick steel barriers using piezoelectric transducers". In: *SPIE 7683, Energy Harvesting and Storage: Materials, Devices, and Applications*, pp. 768314.1-768314.12, Orlando, EUA, Apr.
- MARINHO, R., SEREJO, F., VELOSA, J. *et al.*, 2007, "Utilidade da elastografia hepática transitória (FibroScan®) na cirrose hepática", *Jornal Português de Gastrenterologia*, v. 14, n. 1, pp. 16-21.
- MELODELIMA D., BAMBER, J. C., DUCK, F. A. *et al.*, 2007, "Transient Elastography Using Impulsive Ultrasound Radiation Force: A Preliminary Comparison With Surface Palpation Elastography", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 33, n. 6 pp. 959-969.
- MELODELIMA D., BAMBER, J. C., DUCK, F. A. *et al.*, 2006, "Elastography for Breast Cancer Diagnosis Using Radiation Force: System Development and Performance Evaluation", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 32, n. 3 pp. 387-396.
- MITRI F. G., URBAN, M. W., FATEMI, M. *et al.*, 2011, "Shear Wave Dispersion Ultrasonic Vibrometry for Measuring Prostate Shear Stiffness and Viscosity: an in Vitro Pilot Study", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 58, n. 2 pp. 235-242.
- MOLCHANOV V. Y. and MAKAROV, O. Y., 1999, "Phenomenological Method for Broadband Electrical Matching of Acousto-Optical Device Piezotransducers", *Optical. Engineering*, v. 38, n. 7 pp. 1127-1135.
- MOORE, D. S., 2006, *The Basic Practice Of Statistics*. 4 ed. W. H. Freeman & Co LTD.
- NEGRON L. A., VIOLA, F., BLACK, E. P. *et al.*, 2002, "Development and Characterization of a Vitreous Mimicking Material for Radiation Force Imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 49, n. 11 pp. 1543-1551.
- NIGHTINGALE K. R., PALMERI, M. L., NIGHTINGALE, R. W. *et al.*, 2001, "On the Feasibility of Remote Palpation Using Acoustic Radiation Force", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 110, n. 1 (Jul), pp. 625-634.
- NIGHTINGALE K., MCALEAVEY, S., and TRAHEY, G., 2003, "Shear-Wave Generation Using Acoustic Radiation Force: in Vivo and Ex Vivo Results", *Ultrasound in Medicine & Biology*, v. 29, n. 12 pp. 1715-1723.

- NIGHTINGALE K., SOO, M. S., NIGHTINGALE, R. *et al.*, 2002, "Acoustic Radiation Force Impulse Imaging: in Vivo Demonstration of Clinical Feasibility", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 28, n. 2 (Feb), pp. 227-235.
- OESTKEICHER H. L., 1951, "Field and Impedance of an Oscillating Sphere in a Viscoelastic Medium With an Application to Biophysics", *The Journal of the Acoustical Society of America*, v. 23, n. 6 (Nov), pp. 707-714.
- OKAMOTO R.J., CLAYTON E. H., AND BAYLY P.V., 2011, "Viscoelastic properties of soft gels: comparison of magnetic resonance elastography and dynamic shear testing in the shear wave regime", *Physics in Medicine and Biology*, v. 56, n. 19 (Oct), pp. 6379–6400.
- OPHIR J., CESPEDES, I., PONNEKANTI, H. *et al.*, 1991, "Elastography: a Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues", *Ultrasonic Imaging*, v. 13, n. 2 (Apr), pp. 111-134.
- PALMERI M. L., MCALEAVEY, S. A., TRAHEY, G. E. *et al.*, 2006, "Ultrasonic Tracking of Acoustic Radiation Force-Induced Displacements in Homogeneous Media", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 53, n. 7 pp. 1300-1313.
- PALMERI M. L., WANG, M. H., DAHL, J. J. *et al.*, 2008, "Quantifying Hepatic Shear Modulus in Vivo Using Acoustic Radiation Force", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 34, n. 4 (Apr), pp. 546-558.
- PINTON G. F., DAHL, J. J., and TRAHEY, G. E., 2006, "Rapid Tracking of Small Displacements With Ultrasound", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 53, n. 6 pp. 1103-1117.
- PINTON, G. F., MCALEAVEY, S. A., DAHL, J. J. *et al.*, 2005, "Real-time acoustic radiation force impulse imaging". pp. 226-235
- PINTON G. F. and TRAHEY, G. E., 2006, "Continuous Delay Estimation With Polynomial Splines", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 53, n. 11 pp. 2026-2035.
- SANDRIN L., FOURQUET, B., HASQUENOPH, J. M. *et al.*, 2003, "Transient Elastography: a New Noninvasive Method for Assessment of Hepatic Fibrosis", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 29, n. 12 pp. 1705-1713.
- SARVAZYAN A. P., RUDENKO, O. V., SWANSON, S. D. *et al.*, 1998, "Shear Wave Elasticity Imaging: a New Ultrasonic Technology of Medical Diagnostics", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 24, n. 9 (Nov), pp. 1419-1435.

- SCHMITT, C., BRUHAT, A., HADJ HENNI, A. *et al.*, 2008, "Viscoelastic characterization of soft tissues by Dynamic Micro-Elastography (DME) in the frequency range of 300-1500 Hz". In: *2008 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 2044-2047, Beijing, China, Nov.
- SCHMITT C., HENNI, A. H., and CLOUTIER, G., 2011, "Characterization of Blood Clot Viscoelasticity by Dynamic Ultrasound Elastography and Modeling of the Rheological Behavior", *Journal of Biomechanics*, v. 44, n. 4 pp. 622-629.
- SELZO M. R. and GALLIPPI, C. M., 2013, "Viscoelastic Response (VisR) Imaging for Assessment of Viscoelasticity in Voigt Materials", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 60, n. 12 pp. 2488-2500.
- SHIH C. C., HUANG, C. C., ZHOU, Q. *et al.*, 2013, "High-Resolution Acoustic-Radiation-Force-Impulse Imaging for Assessing Corneal Sclerosis", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 32, n. 7 pp. 1316-1324.
- SHIH, C. C., LIU, T. Y., and HUANG, C. C., 2010, "In vitro assessments of viscoelastic properties of fibrin clot by using acoustic radiation force on a solid sphere". In: *2010 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 479-482, San Diego, California, Oct.
- SHUNG, K. K., 2006, *Diagnostic ultrasound: imaging and blood flow measurements*. Boca Raton, CRC Press.
- SUGIMOTO, T., UEHA, S., and ITOH, K., 1990, "Tissue hardness measurement using the radiation force of focused ultrasound". In: *1990 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1377-1380, Honolulu, Hawaii, Dec.
- SVILAINIS L. and DUMBRAVA, V., 2007, "Evaluation of the Ultrasonic Transducer Electrical Matching Performance", *Ultrasonics*, v. 45, n. 4 pp. 16-21.
- TAMIM, N. S. M. and GHANI, F., 2009, "Hilbert transform of FFT pruned cross correlation function for optimization in time delay estimation". In: *2009 IEEE 9th Malaysia International Conference on Communications (MICC)*, pp. 809-814, Kuala Lumpur, Malásia, Dec.
- TANTER M., TOUBOUL, D., GENNISSON, J. L. *et al.*, 2009, "High-Resolution Quantitative Imaging of Cornea Elasticity Using Supersonic Shear Imaging", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 28, n. 12 pp. 1881-1893.
- TORR G. R., 1984, "The Acoustic Radiation Force", *American Journal of Physics*, v. 52, n. 5 (May), pp. 402-408.
- UNSER M., 1999, "Splines: a Perfect Fit for Signal and Image Processing", *Signal Processing Magazine, IEEE*, v. 16, n. 6 pp. 22-38.

- URBAN M. W., CHEN, S., and FATEMI, M., 2012, "A Review of Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) and Its Applications", *Current Medical Imaging Reviews*, v. 8, n. 1 pp. 27-36.
- URBAN M. W., CHEN, S., and GREENLEAF, J. F., 2009, "Error in Estimates of Tissue Material Properties From Shear Wave Dispersion Ultrasound Vibrometry", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 56, n. 4 (Apr), pp. 748-758.
- URBAN M. W., CHEN, S. G., and GREENLEAF, J. F., 2008, "Harmonic Motion Detection in a Vibrating Scattering Medium", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 55, n. 9 (Sep), pp. 1956-1974.
- URBAN M. W., FATEMI, M., and GREENLEAF, J. F., 2010a, "Modulation of Ultrasound to Produce Multifrequency Radiation Force", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 127, n. 3 pp. 1228-1238.
- URBAN M. W. and GREENLEAF, J. F., 2008, "Harmonic Pulsed Excitation and Motion Detection of a Vibrating Reflective Target", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 123, n. 1 pp. 519-533.
- URBAN, M. W., GREENLEAF, J. F., and MITRI, F. G., 2010b, "Measurement of prostate viscoelasticity using Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV): An in vitro study". In: *2010 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1141-1144, San Diego, California, Oct.
- VAPPOU J., MALEKE, C., and KONOFAGOU, E. E., 2009, "Quantitative Viscoelastic Parameters Measured by Harmonic Motion Imaging", *Physics in Medicine and Biology*, v. 54, n. 11 pp. 3579-3594.
- VIOLA F. and WALKER, W. F., 2003, "A Comparison of the Performance of Time-Delay Estimators in Medical Ultrasound", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 50, n. 4 pp. 392-401.
- WANG S., AGLYAMOV, S., KARPIOUK, A. *et al.*, 2013, "Assessing the Mechanical Properties of Tissue-Mimicking Phantoms at Different Depths As an Approach to Measure Biomechanical Gradient of Crystalline Lens", *Biomed. Opt. Express*, v. 4, n. 12 pp. 2769-2780.
- YAMAKOSHI Y., SATO, J., and SATO, T., 1990, "Ultrasonic Imaging of Internal Vibration of Soft Tissue Under Forced Vibration", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 37, n. 2 (Mar), pp. 45-53.
- YEH, C. L., SHEU, Y. L., KUO, P. L. *et al.*, 2012, "Tissue shear viscosity measurements using a spectral ratio method". In: *2012 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 2555-2558, Dresden, Alemanha, Oct.

- YOON S., AGLYAMOV, S., KARPIOUK, A. *et al.*, 2012, "A High Pulse Repetition Frequency Ultrasound System for the Ex Vivo Measurement of Mechanical Properties of Crystalline Lenses With Laser-Induced Microbubbles Interrogated by Acoustic Radiation Force", *Physics in Medicine and Biology*, v. 57, n. 15 pp. 4871-4884.
- YOON S., AGLYAMOV, S. R., KARPIOUK, A. B. *et al.*, 2011, "Estimation of Mechanical Properties of a Viscoelastic Medium Using a Laser-Induced Microbubble Interrogated by an Acoustic Radiation Force", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 130, n. 4 pp. 2241-2248.
- ZAHIRI A. R., BAGHANI, A., SALCUDEAN, S. E. *et al.*, 2010, "2-D High-Frame-Rate Dynamic Elastography Using Delay Compensated and Angularly Compounded Motion Vectors: Preliminary Results", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 57, n. 11 pp. 2421-2436.
- ZHAI L., MADDEN, J., FOO, W. C. *et al.*, 2010, "Acoustic Radiation Force Impulse Imaging of Human Prostates Ex Vivo", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 36, n. 4 pp. 576-588.
- ZHENG, Y., CHEN, S., TAN, W. *et al.*, 2003, "Kalman filter motion detection for vibro-acoustography using pulse echo ultrasound". In: *2003 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1812-1815, Honolulu, Hawaii, Oct.
- ZHENG Y., CHEN, S., TAN, W. *et al.*, 2007, "Detection of Tissue Harmonic Motion Induced by Ultrasonic Radiation Force Using Pulse-Echo Ultrasound and Kalman Filter", *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 54, n. 2 pp. 290-300.
- ZHENG, Y., CHEN, S., ZHANG, X. *et al.*, 2004, "Detection of shear wave propagation in an artery using pulse echo ultrasound and Kalman filtering". In: *2004 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1251-1253, Montreal, Canadá, Aug.
- ZHENG, Y., YAO, A., CHEN, S. *et al.*, 2008, "Rapid shear wave measurement for SDUV with broadband excitation pulses and non-uniform sampling". In: *2008 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 217-220, Beijing, China, Nov.

9 ANEXO – COMPORTAMENTO DE FILTRO PASSA ALTA

Admitindo-se que dois sinais de ecos sucessivos, $x[n]$ e $x[n-1]$, são representados por exponenciais complexas (z^n , sendo $z = j\omega T$) e que a diferença entre eles, $y[n]$, é empregada para estimar a velocidade de vibração do meio, temos:

$$y[n] = x[n] - x[n - 1]. \quad (68)$$

Aplicando a transformada Z neste sinal, obtemos:

$$Y[z] = X[z] - z^{-1}X[z] = \left(\frac{z-1}{z}\right)X[z], \quad (69)$$

$$Y[z] = (1 - z^{-1})X[z]$$

ou ainda,

$$Y(\omega) = (1 - e^{-j\omega T})X(\omega). \quad (70)$$

Com isso, a função de transferência pode ser escrita como:

$$H(\omega) = \frac{Y(\omega)}{X(\omega)} = (1 - z^{-1}) = (1 - e^{-j\omega T}). \quad (71)$$

A resposta em frequência é:

$$|H(\omega)| = \left| \frac{Y(\omega)}{X(\omega)} \right| = \left| e^{\frac{j\omega T}{2}} - e^{-\frac{j\omega T}{2}} \right| = |2 \operatorname{sen}(\omega T / 2)|. \quad (72)$$

A amplitude do sinal de saída é amplificada ou atenuada por $|H(\omega)|$. É possível observar que $|H(\omega)|$ cresce para ω de 0 a $+\pi$ (comportamento de filtro passa alta). A resposta em frequência, $|H(\omega)|$, aparece nas Equações (35) e (36).