



COPPE/UFRJ

DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO ULTRASSÔNICO PARA DETECÇÃO
DE MICROVIBRAÇÕES

José Francisco Silva Costa Júnior

Dissertação de Mestrado 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 Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: João Carlos Machado

Rio de Janeiro

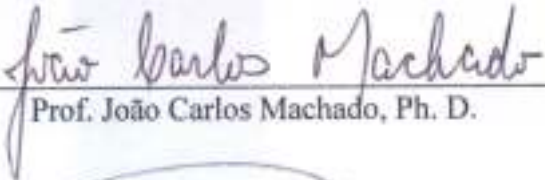
Abril de 2010

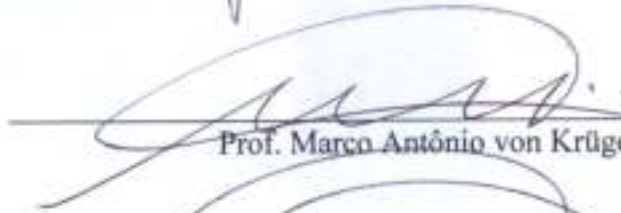
DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO ULTRASSÔNICO PARA DETECÇÃO
DE MICROVIBRAÇÕES

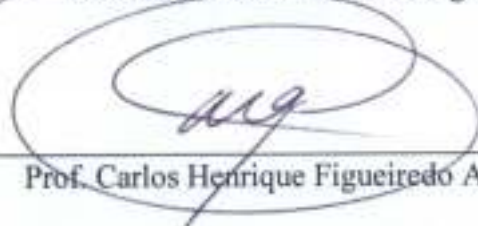
José Francisco Silva Costa Júnior

DISSERTAÇÃO 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 MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:


Prof. João Carlos Machado, Ph. D.


Prof. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.


Prof. Carlos Henrique Figueiredo Alves, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2010

Costa Júnior, José Francisco Silva

Desenvolvimento de um Método Ultrassônico para Detecção de Microvibrações / José Francisco Silva Costa Júnior. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XVIII, 85 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: João Carlos Machado

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 73-85.

1. Ultrassom. 2. Onda de Cisalhamento. 3 Filtro de Kalman I. Machado, João Carlos. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço principalmente a minha família (pai, mãe, irmãos e sobrinhas) por ter acreditado e me dado oportunidade de lutar por minhas metas.

Agradeço também a Silvia Danieli pela motivação e constante apoio, assim como a minha avó, Estelina, pelas palavras de conforto durante as madrugadas e pelas motivações.

Agradeço aos meus tios Carlos Roberto e Célia pela hospitalidade, além de todo o carinho, conselhos dados e pela confiança depositada em mim, pois foram os fiadores do imóvel no qual residi durante os últimos meses.

Agradeço ao Professor João Carlos Machado pela excelente orientação, sempre buscando me fazer enxergar mais distante, por meio do conhecimento transmitido. Além disso, agradeço pela paciência, atenção e pelos conselhos ao longo da jornada.

Agradeço ao CNPq pela bolsa de estudos concedida.

Agradeço aos amigos por fazerem companhia, pelo carinho, pelas confraternizações e por sempre estarem dispostos a ouvir e ajudar no que fosse necessário. Em especial aos amigos do Programa de Engenharia Biomédica, Kátia, Renata, Bruno, Tarcísio, Carlos e Mariana.

Agradeço ao Professor Fermin Velasco por ter me indicado essa área e pelo incentivo.

Agradeço também ao Professor Wagner por toda ajuda e conselhos ao longo de minha trajetória.

E por fim, agradeço a todas as pessoas que de uma forma ou de outra contribuíram para a minha formação. Merecem ser citados Raimundo Borges, meu tio Adalberto e os professores da Universidade Estadual de Santa Cruz, em especial, Agnes Fausto e Anderson Mol.

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

DESENVOLVIMENTO DE UM MÉTODO ULTRASSÔNICO PARA DETECÇÃO DE MICROVIBRAÇÕES

José Francisco Silva Costa Júnior

Abril/ 2010

Orientador: João Carlos Machado

Programa: Engenharia Biomédica

Desenvolveu-se um detector ultrassônico de microvibrações (DUMV), o qual usa um sistema ultrassônico (4,96 MHz) operando no modo pulso-eco e um filtro de Kalman, sendo este empregado para estimar a vibração do meio frente aos sinais coletados, normalmente contaminados por ruído. O DUMV foi testado, inicialmente, na detecção de microvibrações de uma membrana de poliuretano impostas por um alto-falante nela acoplado. Posteriormente, fixou-se uma das extremidades da haste metálica ao alto-falante e realizou-se a varredura com o filtro de Kalman para se detectar a frequência de vibração da extremidade livre da haste. Em seguida, a extremidade livre da haste foi colocada em contato com um tubo de silicone imerso em água e usou-se o DUMV para estimar os coeficientes de elasticidade, μ , e viscosidade, η , de cisalhamento a partir dos valores medidos para a velocidade de fase, c_s , e o coeficiente de atenuação, α_s , da onda de cisalhamento excitada na parede do tubo. Ele mostrou-se bastante promissor, pois conseguiu estimar vibrações, geradas pela propagação da onda de cisalhamento, com amplitudes ($\approx 10 \mu\text{m}$) na mesma ordem de grandeza que os valores encontrados em publicações voltadas à caracterização viscoelástica de tecidos biológicos. Perante os resultados obtidos nesta Dissertação, será possível em um estudo futuro estimar c_s e α_s para então se caracterizar um meio biológico através μ e η .

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

DEVELOPMENT OF AN ULTRASONIC METHOD FOR MICROVIBRATION
DETECTION

José Francisco Silva Costa Júnior

April/2010

Advisor: João Carlos Machado

Department: Biomedical Engineering

A method to detect microvibrations (UDmV) was developed based on a pulse-echo ultrasonic system, operating at a center frequency of 4.96 MHz, and a Kalman filter employed to estimate the medium vibrations from a signal contaminated with noise. The UDmV was tested, initially, to detect microvibrations of polyurethane membrane attached to a speaker. In a next step, a metal rod was attached through one of its tip to the speaker and the UDmV used to detect the free tip vibrations. In this case, a scan with the Kalman filter was performed to detect the vibration frequency of the rod tip. Finally, the free rod tip was placed in contact with a silicone tube immersed in water and the UDmV system was employed to estimate the shear elasticity, μ , and viscosity, η , coefficients through the measurements of the phase speed, c_s , and the attenuation coefficient, α_s , of the shear wave created on the tube wall. The UDmV demonstrated as a promising tool, since it was able to estimate vibrations in terms of amplitude ($\approx 10 \mu\text{m}$) with the same order of magnitude as those found in the literature and related to works dealing viscoelastic characterization of biological tissues. Considering the reliable results obtained in the present Dissertation, the method will be improved to estimate the c_s and α_s , which will be used to characterize biological media through μ and η .

SUMÁRIO

1. Introdução	1
2. Revisão Bibliográfica	4
3. Fundamentação Teórica	15
3.1. Elastografia	15
3.2. Módulos Volumétricos e de Cisalhamento	19
3.3. Viscoelasticidade	22
3.4. Modelos Viscoelásticos	24
3.5. Velocidade de Fase e Coeficiente de Atenuação da Onda de Cisalhamento	28
3.6. Extração de Informação da Vibração do Meio	30
3.7. Filtro de Kalman	33
4. Materiais e Métodos	38
4.1. Montagem Experimental I – Detecção de Vibração de uma Membrana	44
4.2. Montagem Experimental II – Detecção de Vibração da Extremidade de uma Haste Metálica	48
4.3. Montagem Experimental III – Detecção da Velocidade de Fase da Onda de Cisalhamento em um Tubo de Silicone	50
5. Resultados	55
5.1. Experimento I – Membrana.....	55
5.2. Experimento II – Haste Metálica	61
5.3. Experimento III – Tubo de Silicone	65
6. Discussão	70
6.1. Experimento I – Membrana	70
6.2. Experimento II – Haste Metálica	71
6.3. Experimento III – Tubo de Silicone	71
7. Conclusão	74
8. Referências	75

LISTA DE FIGURAS

- Figura 2.1 – Configuração experimental - a perturbação gerada pela vibração do agitador, na superfície do phantom, gera a onda transversal, a qual é detectada pelo transdutor ultrassônico acoplado ao eixo do agitador. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Gennisson and Cloutier (2006), *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, @2006 IEEE.....5
- Figura 2.2 – Esquema do método SWEI. O Transdutor FR excita a propagação da onda de cisalhamento, por meio da força de radiação acústica. Em seguida, ele pode operar no modo pulso-eco, para detectar o deslocamento da onda transversal de baixa frequência, ou então, usam-se transdutores de imagem ou detector acústico de superfície 7
- Figura 2.3 – Esquema da sequência de geração da força de radiação, com o sistema operando na forma *pushing*, e do modo de operação no modo *imaging* para detectar o deslocamento no *phantom* gerado pela propagação da onda de cisalhamento. O *phantom* é constituído de partículas de agar e gelatina, pois servem como espalhadores e matriz (a quantidade de gelatina estará associada com a *stiffness* do *phantom*), respectivamente. Ele pode ser considerado um meio elástico e possibilita a formação de ondas de cisalhamento de baixa frequência. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Bercoff *et al.* (2004), *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq*, @2004 IEEE 9
- Figura 2.4 – Transdutor emitindo dois feixes de ultrassom, confocais. Como consequência, a interferência dos feixes produz uma força de radiação, que é usada para gerar ondas de cisalhamento de baixas frequências. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Giannoula e Cobbold (2007), *IEEE Ultrasonics Symposium*, @2007 IEEE 11
- Figura 2.5 – Esquema da técnica SDUV: transdutor *push* gera força de radiação acústica no meio, gerando a propagação de ondas de cisalhamento e o detector detect, operando no modo pulso-eco permite obter a fase da onda em duas posições distintas, com isso estima-se a velocidade. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Chen *et al.* (2009), *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq*, @2009 IEEE 12

Figura 3.1 – Esquema mostrando um <i>stress</i> normal sendo aplicado em um bloco (sólido) e resultando em um <i>strain</i> normal que altera as dimensões do bloco (pontilhado)	16
Figura 3.2 – Princípio Elastográfico. a) Sinais RF de retroespalhamento antes da compressão e b) após a compressão (Adaptado de KONOFAGOU <i>et al.</i> , 2003)	17
Figura 3.3 – Montagem experimental mostrando uma técnica elastográfica transiente. Nele, o pistão acoplado ao alto-falante gera uma distribuição de <i>stress</i> transiente no <i>phantom</i> e o sistema ultrassônico, no qual há um transdutor de ultrassom operando no modo pulso-eco, é empregado para examinar a distribuição do <i>strain</i> . Versão adaptada, com permissão, de BENECH (2004)	18
Figura 3.4 – Variação dos módulos de cisalhamento e volumétrico para vários tipos de tecido do corpo humano. Adaptado de SARVAZYAN <i>et al.</i> (1998)	20
Figura 3.5 – Esquema exibindo um <i>stress</i> transversal sendo aplicado perpendicularmente à superfície lateral do bloco e o <i>strain</i> transversal resultante (Adaptado de FUNG, 1981)	22
Figura 3.6 – a) Modelo de Voigt b) Modelo de Maxwell (Adaptado de FUNG, 1981)	24
Figura 3.7 –Esquema utilizado para se estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no meio	28
Figura 4.1 – Instrumentação básica empregada no experimento	37
Figura 4.2 – Exemplo de um sinal ultrassônico coletado durante 10 ms	37
Figura 4.3 – Processos desenvolvidos para segmentar o sinal adquirido. As imagens exibem somente o trecho inicial do sinal	38
Figura 4.4 – Parte de um segmento típico do sinal adquirido, contendo a excitação e um sinal de eco.....	39
Figura 4.5 – Parte de três segmentos consecutivos alinhados, os quais possuem duração de 48 microssegundos	40
Figura 4.6 – Parte superior, primeiro segmento e o sinal de cosseno gerado. Na parte inferior detalhes do sinal cosseno e do sinal de excitação. Nota-se que eles se encaixam bem	41
Figura 4.7 – demodulador de quadratura aplicado aos n-segmentos, para se determinar as componentes em fase e quadratura.....	42

- Figura 4.8 – Exemplo da representação do sinal de vibração do meio e o sinal estimado pelo filtro de Kalman 43
- Figura 4.9 – Montagem experimental utilizada para estudar a vibração da membrana. O gerador excita o alto-falante com sinais senoidais de baixa frequência, o que provoca a vibração da membrana. Já a placa TB 1000 é configurada para operar no modo pulso-eco, sendo com isto capaz de excitar o transdutor ultrassônico e coletar os sinais de ecos capturados pelo transdutor Os sinais de eco fornecidos na saída *rec out* da placa são capturados pelo osciloscópio digital e transferidos ao microcomputador através de uma interface USB, onde são processados..... 44
- Figura 4.10 – Esquema experimental: alto-falante para produzir a vibração da membrana, à qual ele está acoplado. O ajuste linear e angular é utilizado para possibilitar que o feixe emitido pelo transdutor incida perpendicularmente na membrana, otimizando a amplitude da onda refletida. O transdutor opera na forma pulso-eco 45
- Figura 4.11 – Montagem experimental usada para analisar a vibração da extremidade haste metálica. O gerador produz um sinal senoidal, o qual passa por um resistor de 80Ω , para excitar o alto-falante. Este induz a vibração da haste acoplada a ele. Um sistema ultrassônico, pulso-eco, foi empregado para detectar essa vibração 47
- Figura 4.12 – Montagem experimental utilizada para gerar e detectar a propagação de onda de cisalhamento em um tubo de silicone, usando-se um sistema ultrassônico pulso-eco operando em 5 MHz. Os sinais de excitação da haste e de T_{det} são sincronizados. O sinal de eco da parede do tubo, coletado de duas regiões separadas de Δr , é usado para a detecção da vibração da parede do tubo 49
- Figura 5.1 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 1 V 52
- Figura 5.2 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 3 V 53
- Figura 5.3 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 6 V 53

Figura 5.4 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 9 V	53
Figura 5.5 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 12 V	54
Figura 5.6 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 15 V	54
Figura 5.7 – Amplitude de vibração obtida quando se procura pela frequência de vibração do meio e realiza-se uma varredura de 10 a 750 Hz, com passos de 1 Hz	55
Figura 5.8 – Vibração estimada a partir da representação do sinal de vibração extraída do meio, quando o gerador excitou o alto-falante com um sinal senoidal com frequência de 150 Hz e amplitude de 6 V	55
Figura 5.9 – Amplitude de vibração obtida quando se procura pela frequência de vibração do meio e realiza-se uma varredura de 10 a 400 Hz, com passos de 1 Hz, na variável frequência do filtro de Kalman aplicado no sinal de vibração da membrana.....	56
Figura 5.10 – O mesmo que a figura 5.1.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 130 Hz	56
Figura 5.11 – O mesmo que a figura 5.1.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 180 Hz	57
Figura 5.12 – O mesmo que a figura 5.1.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 200 Hz	57
Figura 5.13 – O mesmo que a figura 5.1.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 280 Hz	58
Figura 5.14 – sinais de representação da vibração do meio $s(n, t)$, para alguns valores de V_{pp} utilizados no gerador para excitar o alto-falante	59
Figura 5.15 – Sinal de vibração, $s(n, t)$, estimado pelo filtro com a haste excitada por um sinal senoidal com 140 Hz e 1 V	60
Figura 5.16 – Esquema utilizado para verificar se há acoplamento, pela água, entre a extremidade da haste e o tubo de silicone.....	62

- Figura 5.17 – Módulo da fase da onda de cisalhamento em função da distância de propagação ao longo do tubo. A reta representa o ajuste linear aos dados experimentais. O gráfico corresponde a haste excitada por um sinal com amplitude de 504 mV e frequência de 100 Hz 63
- Figura 5.18 – Ajuste linear dos dados estimados para a amplitude da onda de cisalhamento, quando o alto-falante foi alimentado por um sinal senoidal com amplitude pico a pico de 504 mV e frequência de 100 Hz. 64
- Figura 5.19 - Ajuste linear dos dados estimados para a amplitude da onda de cisalhamento quando o alto-falante foi excitado por sinais senoidais com amplitude pico a pico de 504 mV e frequências de 100, 120 e 150 Hz66

LISTA DE TABELA

Tabela 5.1 – Amplitude (média \pm desvio padrão) estimada da vibração da membrana, D , para uma frequência de vibração de 150 Hz, em função da amplitude de pico-pico do sinal de excitação do alto-falante, V_{pp}	52
Tabela 5.2 – Valores estimados pelo filtro para D quando o alto-falante foi excitado um sinal senoidal contínuo com frequência de 140 Hz e com diferentes V_{pp}	58
Tabela 5.3 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 40 Hz	60
Tabela 5.4 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 60 Hz	61
Tabela 5.5 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 80 Hz	61
Tabela 5.6 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 100 Hz	61
Tabela 5.7 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 120 Hz	61
Tabela 5.8 – Valores estimados para a amplitude de vibração do tubo para uma distância de 5 mm de separação entre a haste e o tubo	62
Tabela 5.9 – Valores estimados para a amplitude de vibração do tubo para uma distância de 2 mm de separação entre a haste e o tubo	63
Tabela 5.10 – Amplitude estimada (média \pm 1 std) para a onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, quando o alto-falante foi excitado com um sinal com 504 mV na frequência de 100 Hz	64
Tabela 5.11 – Amplitude estimada (média \pm 1 std) para a onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, quando o alto-falante foi excitado com um sinal com 504 mV na frequência de 120 Hz	65
Tabela 5.12 – Amplitude estimada (média \pm 1 std) para a onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, quando o alto-falante foi excitado com um sinal com 504 mV na frequência de 150 Hz	65
Tabela 5.13 – Média da velocidade da onda de cisalhamento no tubo de silicone em função de sua frequência	65

Tabela 5.14 – Coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento se propagando no tubo de silicone em função de sua frequência	65
Tabela 5.15 – Coeficiente de elasticidade de cisalhamento em função da frequência da onda de cisalhamento.....	66
Tabela 5.16 – Coeficiente de viscosidade de cisalhamento em função da frequência da onda de cisalhamento.....	67

LISTA DE SÍMBOLOS

- c - velocidade de fase da onda longitudinal no meio
 c_S - velocidade de propagação da onda de cisalhamento
 c_L - velocidade de propagação da onda longitudinal
 D - amplitude de vibração
 d_z - componente transversal do campo de deslocamento da onda de cisalhamento
 E - módulo de Young
 F - força externa aplicada
 FT - Transformada de Fourier
 $f_{\#}$ - relação entre a distância focal e a abertura do transdutor
 $g(t, n)$ - envelope complexo de $r(t, n)$
 H - vetor de medição
 $I(t, n)$ - componente em fase
 k - constante de propagação complexa da onda
 K - módulo volumétrico
 L - comprimento do meio após a força externa ser aplicada
 L_0 - comprimento inicial do meio
 n_n - ruído branco
 $Q(t, n)$ - componente em quadratura
 $r(t, n)$ - forma da onda do sinal de eco
 R - variância do ruído branco
 $s(t, n)$ - representação do sinal de vibração
 T_{det} - transdutor de detecção
 \vec{u} - vetor velocidade de uma partícula do fluido
 V_{pp} - amplitude de pico-pico do sinal de excitação do alto-falante
 z - eixo de deslocamento da onda
 w_n - sequência de ruídos brancos
 α_S - coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento
 β - amplitude de vibração estimada
 γ - tensor *stress* de viscosidade

Δr - variação da distância entre duas posições do transdutor ultrassônico

$\Delta\phi_s$ - diferença de fase

ε - *strain*

η - coeficiente de viscosidade de cisalhamento ou coeficiente de viscosidade

θ - ângulo entre o feixe ultrassônico e a direção de vibração

λ - primeiro coeficiente elástico de Lamé

μ - segundo coeficiente elástico de Lamé, módulo de cisalhamento, coeficiente elástico
ou coeficiente de elasticidade de cisalhamento

ν - razão de Poisson

ρ - densidade do meio

σ - *stress*

τ - *stress* transversal

ϕ_s - fase da vibração

ϕ_0 - fase inicial

ϕ_s - fase da vibração estimada

ω - frequência angular

ω_0 - frequência central do transdutor

∇p - gradiente de pressão

LISTA DE SIGLAS

ARFI – *Acoustic Radiation Force Impulse*

DF – Divisor de Frequência

DUmV – Detecção Ultrassônica de Microvibrações

RF – RadioFrequência

FRP – Frequência de Repetição de Pulsos

FRP_{IN} – Frequência de Repetição de Pulsos de entrada

FRP_{OUT} – Frequência de Repetição de Pulsos de saída

MMSE – *Minimum Mean Square Error*

PRP – Período de Repetição de Pulsos

SDUV – *Shear Dispersion Ultrasound Vibrometry*

SNR – Relação Sinal-Ruído

SSI – *Supersonic Shear Imaging*

SWEI – *Shear Wave Elasticity Imaging*

USB – *Universal Serial Bus*

1 INTRODUÇÃO

Neste trabalho iremos abordar uma das aplicações do ultrassom, sendo ela na técnica denominada elastografia dinâmica. Neste método, pode-se utilizar uma fonte de vibração externa para gerar a propagação de onda de cisalhamento no meio biológico, e por meio de um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco, é possível estudar o meio.

Ultimamente, tem havido um esforço da comunidade científica para usar ondas de cisalhamento para a caracterização da viscoelasticidade de meios biológicos. A motivação pelo emprego de ondas de cisalhamento deve-se a grande variabilidade (cerca de 7 ordens de grandeza) do módulo de cisalhamento entre os diferentes meios biológicos, ao passo que o módulo volumétrico varia apenas de uma ordem de grandeza. Com isto, a propagação das ondas de cisalhamento torna mais viável a caracterização de meios biológicos através de parâmetros viscoelásticos (SARVAZYAN *et al.*, 1998). Uma técnica bastante utilizada para examinar alterações nas propriedades mecânicas de um meio, como por exemplo, o coeficiente de elasticidade de cisalhamento do tecido mole, é a elastografia, a qual pode estar baseada na propagação de ondas de cisalhamento no meio (BENECH, 2004; BERCOFF *et al.*, 2003b; 2004a; 2004b; CHEN *et al.*, 2009; DEFFIEUX *et al.*, 2009; GENNISSON *et al.*, 2004; GENNISSON and CLOUTIER, 2006; 2008; 2009; GIANNOULA and COBBOLD, 2007; NIGHTINGALE *et al.*, 2003; RENGARAJU *et al.*, 2009; SARVAZYAN *et al.*, 1998; URBAN *et al.*, 2009).

Uma das motivações para isso reside no fato de ser consolidado, em medicina clínica, que propriedades mecânicas tais como a dureza ou módulo elástico são normalmente diferentes entre tecidos biológicos saudáveis e com anomalia, assim como entre os tecidos na vizinhança de alguma anomalia com aqueles que formam a própria anomalia (ANDERSON, 1984; CARSTENSEN *et al.*, 2008; GREENLEAF *et al.*, 2003; KRUSE *et al.*, 2000). Ao longo de aproximadamente 20 anos, a elastografia revelou-se um método de grande potencial para detectar anomalias no tecido biológico, por isso atualmente há na literatura vários trabalhos aplicando elastografia principalmente às detecções de câncer de mama (BERCOFF *et al.*, 2003a; GARRA *et al.*, 1997; MELODELIMA *et al.*, 2006; 2007; ZHU *et al.*, 2008), câncer de próstata (COCHLIN *et al.*, 2002; KAMOI *et al.*, 2008), coagulação sanguínea (GENNISSON *et al.*, 2004;

2006), fibrose hepática (CASTERA *et al.*, 2008; DE LÉDINGHEN *and* VERGNIOL, 2008; NITTA *et al.*, 2009; SPOREA *et al.*, 2008) e doenças pancreáticas (SAFTOIU *and* VILMAN, 2006).

Alguns pesquisadores propuseram configurações experimentais relacionadas a elastografia, nas quais foram empregadas uma fonte de vibração mecânica externa com baixa frequência, para induzir a propagação da onda transversal no meio e um sistema de ultrassom pulso-eco (BENECH, 2004; CATHELINE *et al.*, 1999a; 1999b; 2000; 2004; GENNISSON *et al.*, 2004; 2006; GENNISSON *and* CLOUTIER, 2006) ou o Doppler ultrassônico (1995; GAO *et al.*, 1993; YAMAKOSHI *et al.*, 1990), para detectar a vibração do meio imposta pela propagação da onda de cisalhamento.

Com o mesmo intuito, foi desenvolvido um método para detecção ultrassônica de microvibração (DUMV) do meio, o qual futuramente poderá ser aplicado à detecção de vibração no tecido biológico, podendo dessa forma extrair do meio, informações como os coeficientes viscoelásticos de cisalhamento, os quais são estimados a partir da medição da velocidade de fase e do coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento. A propagação de ondas de cisalhamento em meios biológicos induz, tipicamente (CHEN *et al.*, 2009; ZHENG *et al.*, 2003; 2007), vibrações da ordem de 10 μm .

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Há uma vasta lista de publicações a respeito dos métodos elastográficos dinâmicos, os quais se baseiam na propagação de ondas de cisalhamento para a caracterização de propriedades mecânicas do meio de propagação (BENECH, 2004; BERCOFF *et al.*, 2003b; CHEN *et al.*, 2009; DEFFIEUX *et al.*, 2009; GENNISSON *et al.*, 2004; GENNISSON and CLOUTIER, 2006; 2008; 2009; GIANNOULA and COBBOLD, 2007; NIGHTINGALE *et al.*, 2003; RENGARAJU *et al.*, 2009; SARVAZYAN *et al.*, 1998; URBAN *et al.*, 2007; 2009). Desde que a elastografia foi desenvolvida, há dois métodos elastográficos dinâmicos que são muito usados e baseados na propagação da onda de cisalhamento. Em um deles utiliza-se um agitador mecânico externo e em outro uma fonte de força de radiação acústica.

Este capítulo tem como objetivo apresentar as técnicas elastográficas dinâmicas, associadas à produção de onda de cisalhamento, as quais se desenvolveram ao longo de 22 anos.

Uma técnica denominada sonoelasticidade foi desenvolvida na década de 80. Nesta técnica, uma vibração mecânica de baixa frequência é aplicada em um meio para gerar ondas de cisalhamento. A vibração induzida pela propagação da onda foi detectada por um sistema Doppler (ELKATEB HACHEMI *et al.*, 2006; LERNER *et al.*, 1988 apud).

Quando um pistão é posto para funcionar de forma impulsiva na superfície de um meio elástico, uma onda de cisalhamento pode surgir propagando-se sobre o seu eixo. Baseando-se nisso, Benech (2004) elaborou uma montagem experimental na qual utilizou um pistão cilíndrico acoplado a um alto-falante (Nippon América de 70 W e 8 Ω), operando em baixa frequência, para gerar a onda de cisalhamento em um *phantom* de agar-gelatina. O alto-falante foi excitado com um sinal com forma de onda retangular, com duração de 2,6 ms e amplitude de 5,4 V. Foi utilizado um sistema ultrassônico (5 MHz), no modo pulso-eco, para detectar a vibração causada pelo deslocamento do meio imposto pela propagação da onda transversal. Em seguida repetiu-se o procedimento de investigação do material, porém usando outro transdutor com frequência de 2,5 MHz. A partir das aquisições dos sinais ultrassônicos, foi possível estimar a velocidade de propagação da onda de cisalhamento, seu coeficiente

de atenuação, o coeficiente de viscosidade de cisalhamento, o coeficiente de elasticidade de cisalhamento do meio e reconstruir o campo de deslocamento gerado pela onda.

Gennisson e Cloutier (2006) estudaram a transição líquido-gel, de uma mistura de agar-gelatina, utilizando a técnica elastográfica transiente. Esse método permite a investigação das propriedades viscoelásticas do tecido mole. A configuração experimental utilizada pode ser observada na figura 2.1 Ela consistiu de uma sonda de elasticidade transversal, a qual é composta de um transdutor ultrassônico de 10 MHz montado sobre um agitador (Brüel & Kjaer, 4810, Naerum, Denmark). A onda de cisalhamento, a qual podia ter frequência entre 25 e 200 Hz, foi induzida pela face do transdutor em contato com a amostra. Usou-se um algoritmo de autocorrelação dos sinais ultrassônicos retroespalhados para estimar o campo de deslocamento. Por meio desse campo, uma aproximação do problema inverso, baseado nas equações de onda, possibilitou estimar a velocidade de cisalhamento e o coeficiente de atenuação de cisalhamento dos meios estudados (GENNISSON *et al.*, 2004). O método foi aplicado para estimar as propriedades mecânicas de uma amostra de sangue de porco durante o processo de coagulação. Inicialmente, a velocidade da onda de cisalhamento e a atenuação foram estudadas, usando-se um *phantom* de gelatina, em função da concentração de gelatina, da amplitude e da frequência da onda de cisalhamento. Posteriormente, a velocidade de propagação e a atenuação da onda foram também analisadas em função do hematócrito e da quantidade de íons de cálcio adicionados à amostra de sangue.

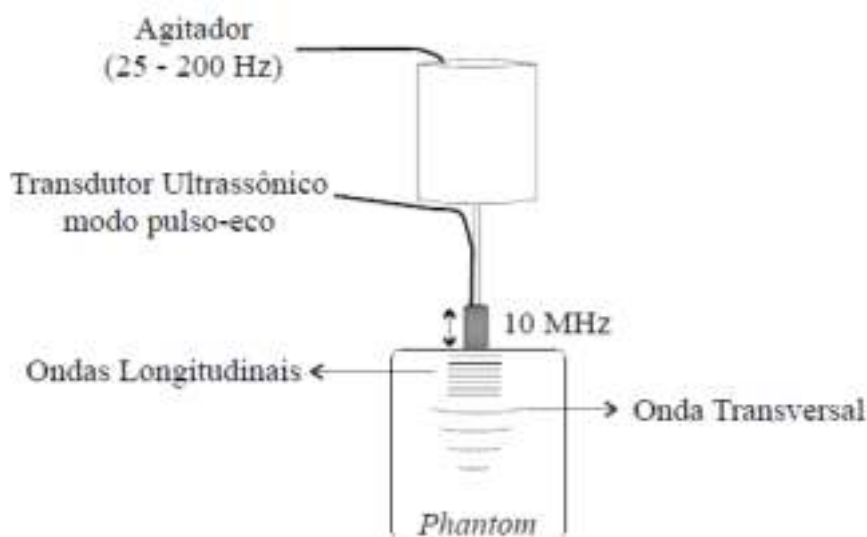


Figura 2.1 – Configuração experimental - a perturbação gerada pela vibração do agitador, na superfície do phantom, gera a onda transversal, a qual é detectada pelo transdutor ultrassônico acoplado ao eixo do agitador. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Gennisson and Cloutier (2006), *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, @2006 IEEE.

Benech *et al.* (2009) empregaram a técnica denominada *time-reversal approach* (TR) para extrair estimativas quantitativas das propriedades mecânicas do meio. Eles usaram um pistão, com raio de 5 mm, acoplado a um vibrador mecânico (4810, Brüel & Kjaer, Norcross, GA) vibrando com frequência abaixo de 1 kHz. Esse pistão ficava em contato com uma das superfícies do *phantom* de agar-gelatina. Na superfície oposta, foi posicionado um transdutor ultrassônico com a frequência central em 5 MHz operando no modo pulso-eco. Realizou-se uma correlação cruzada entre os sinais de RF de eco capturados pelo transdutor de 5 MHz, cujo resultado da correlação relaciona-se com os campos de deslocamentos, os quais são produzidos pela onda de cisalhamento. Os resultados obtidos com este experimento mostraram que a técnica empregada é quase independente do tipo da fonte (pistão) e de sua forma.

Rengaraju *et al.* (2009) avaliaram um método denominado *ultrasonic shear wave elastography* para detectar inclusões sólidas em *phantoms* de agar, usando um sistema comercial de ultrassom de imagem no modo *color flow*. Este modo possibilita a obtenção de imagens, com mapeamento em cores, as quais estão associadas às amplitudes da onda de cisalhamento ou aos *strains* gerados pela propagação da onda de

cisalhamento. Sendo assim, a visualização de lesões no tecido tornou-se mais clara, pois elas possuem menos deformações quando a onda de cisalhamento está se propagando. A idéia básica do método supracitado consistiu na utilização de um sistema de vibração comercial (TIRA GmbH), para gerar ondas de cisalhamento polarizadas verticalmente no *phantom*. Um transdutor ultrassônico (*array* linear) foi posicionado acima do *phantom*, com o eixo do transdutor perpendicular ao eixo do vibrador, para a detecção da vibração do meio.

Sugimoto *et al.* (1990) desenvolveram uma nova técnica para estimar a dureza do tecido. Essa técnica consistiu na utilização de um emissor de ultrassom contendo um transdutor transmissor focalizado, operando em 500 kHz e com 4,4 mm de largura a -6 dB do feixe, para gerar uma força de radiação acústica impulsiva no meio e com isto produzir deformações localizadas. Outro sistema de ultrassom, operando no modo pulso-eco e com um transdutor de 5 MHz, foi empregado para detectar as deformações supracitadas em função do tempo.

Na mesma década, outro método denominado *shear wave elasticity imaging* (SWEI), foi apresentado por Sarvazyan *et al.* (1998) em um estudo piloto. Esta técnica foi desenvolvida a partir do estudo dos trabalhos de Sarvazyan (1997) e Andreev *et al.* (1997a; 1997b), nos quais eles utilizaram a força de radiação acústica para excitar a propagação de ondas transversais em um meio. A SWEI foi usada para gerar imagens e caracterizar as estruturas dos tecidos (SARVAZYAN *et al.*, 1998). A figura 2.2 ilustra o esquema utilizado no método SWEI. Nela, um sinal de RF com modulação em amplitude é usado para excitar um transdutor ultrassônico (*phased array*) e gerar um feixe focalizado. Na região focal é produzida uma força de radiação acústica que por sua vez excita a onda de cisalhamento, na frequência do sinal de modulação, que se propaga no meio a partir do ponto focal. O sistema de ultrassom utilizava o mesmo transdutor, empregado para gerar a onda transversal, para a detecção da propagação da onda cisalhamento no tecido. Para validar esse método, foram descritas outras técnicas para captar a propagação da onda cisalhamento, sendo elas baseadas em um sistema óptico ou na obtenção de imagens por ressonância magnética.

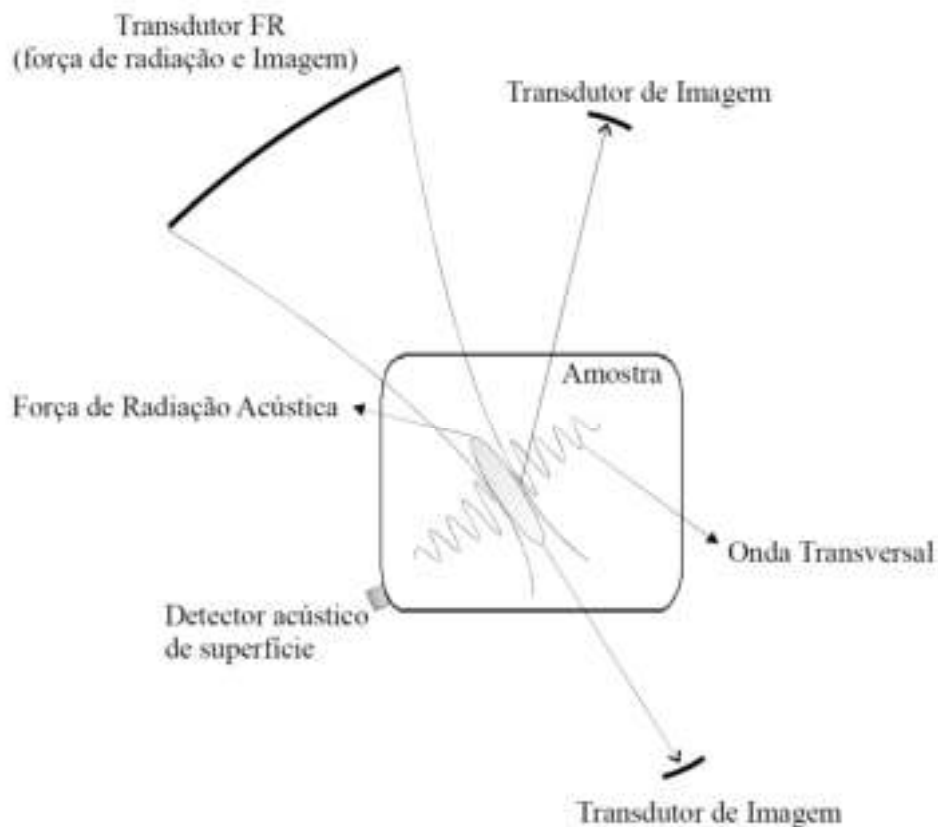


Figura 2.2 – Esquema do método SWEI. O Transdutor FR excita a propagação da onda de cisalhamento, por meio da força de radiação acústica. Em seguida, ele pode operar no modo pulso-eco, para detectar o deslocamento da onda transversal de baixa frequência, ou então, usam-se transdutores de imagem ou detector acústico de superfície. (Adaptado de SARVAZYAN et al., 1998).

No início do século XXI foi criada a técnica denominada *acoustic radiation force impulse* (ARFI), a qual se baseava em um equipamento comercial de imagem (Siemens Medical Systems, Ultrasound Group, Issaquah, WA) modificado para permitir controlar a sequência de emissão dos feixes ultrassônicos e as intensidades a serem utilizadas, além de possibilitar a coleta de dados brutos dos sinais de radiofrequência. No método utilizado pelos autores existiam duas opções de sequências de feixes acústicos emitidos pelo equipamento: os feixes de rastreamento (*tracking beams*) e os feixes de bombeamento (*pushing beams*). Quando o equipamento operava com os feixes de bombeamento, o transdutor tornava-se focalizado e a força de radiação acústica era gerada na região focal (volume da ordem de 2 mm^3) no meio, a qual induzia a geração e propagação da onda transversal. Já com o equipamento operando com os feixes de

rastreamento, todo o sistema funcionava de forma semelhante ao modo-B convencional. Neste caso, o sistema tornou possível a detecção da vibração no meio causada pela propagação da onda de cisalhamento. Para isso, foi empregada a técnica de correlação espacial entre quadros consecutivos de imagem para se detectar o deslocamento do meio *pixel a pixel*. O transdutor ultrassônico utilizado era composto por um *array* linear com 194 elementos e frequência central de 7,2 MHz. Este método forneceu imagens de campos de deslocamentos de *phantom* e de tecido biológico, *in vivo* e *in vitro*, possibilitando observar variações locais nas propriedades mecânicas desses meios (NIGHTINGALE *et al.*, 2003).

Bercoff *et al.* (2003b; 2004a; 2004b) utilizaram um método ultrassônico denominado *supersonic shear imaging* (SSI), com o qual é possível visualizar, em tempo real, as propriedades viscoelásticas do meio. Para isso, implementaram um sistema de ultrassom de imagem, operando em 4,3 MHz, ultrarrápido(até 5000 quadros de imagem por segundo). A figura 2.3 exibe o esquema de funcionamento desse sistema ultrassônico. Inicialmente, ele funcionava no modo *pushing*, no qual o transdutor ultrassônico é excitado por meio de um sinal senoidal com duração de $100\ \mu\text{s}$ e frequência de repetição de pulso (FRP) de 500 Hz, gerando um feixe focalizado e produzindo uma força de radiação acústica no meio, que por sua vez, excitava a propagação da onda de cisalhamento. Em seguida, o sistema operava no modo *imaging*, ou seja, ele funcionava na forma pulso-eco, com o transdutor excitado por um sinal senoidal com frequência de repetição de pulsos de 3000 Hz durante 20 ms, para detectar o deslocamento meio ocasionado pela propagação da onda de cisalhamento.

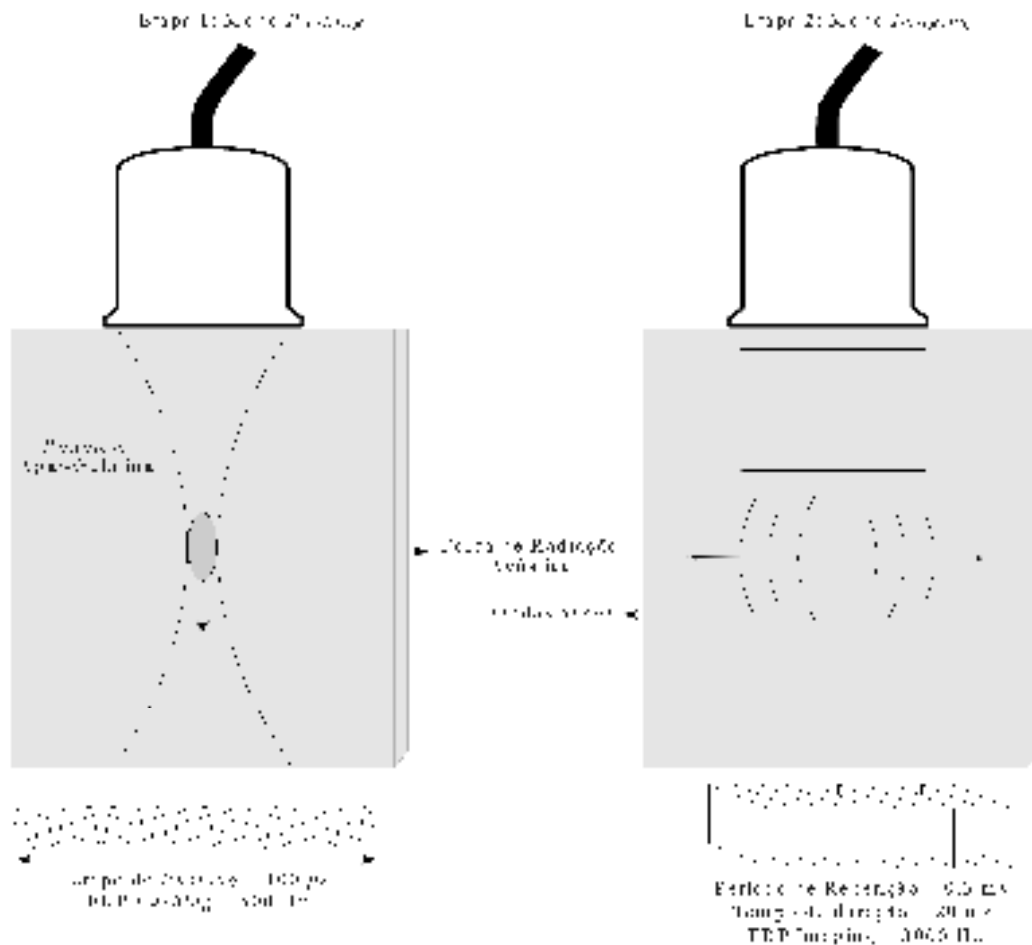


Figura 2.3 – Esquema da sequência de geração da força de radiação, com o sistema operando na forma *pushing*, e do modo de operação no modo *imaging* para detectar o deslocamento no *phantom* gerado pela propagação da onda de cisalhamento. O *phantom* é constituído de partículas de agar e gelatina, pois servem como espalhadores e matriz (a quantidade de gelatina estará associada com a *stiffness* do *phantom*), respectivamente. Ele pode ser considerado um meio elástico e possibilita a formação de ondas de cisalhamento de baixa frequência. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Bercoff *et al.* (2004), *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, @2004 IEEE.

O potencial da técnica SSI em gerar a propagação de ondas de cisalhamento foi bastante explorada por Deffieux *et al.* (2009) e por meio de algumas modificações foi possível realizar a quantificação, em tempo real, do coeficiente de elasticidade de cisalhamento e a dispersão da onda de cisalhamento no tecido biológico, *in vivo*. Eles elaboraram uma nova forma de realizar processamentos de sinais, cujo procedimento possibilitou a medição da dependência da velocidade da onda de cisalhamento com a frequência. Para induzir o surgimento de onda de cisalhamento no meio, um transdutor ultrassônico de 5 MHz gerava três feixes focalizados, com foco em três profundidades

distintas: 25, 30 e 35 mm. Para isso utilizou-se um transdutor com $f_{\#}$ de 1,5 (relação entre a distância focal e a abertura do transdutor). A duração do sinal de excitação do transdutor ultrassônico, para a indução da força de radiação acústica, foi de 200 μ s. Após gerar a força de radiação, o sistema operou no modo de imagem ultrarrápida, para coletar informações sobre a propagação da onda de cisalhamento.

Em um método proposto recentemente por Giannoula e Cobbold (2008; 2009; 2007), o qual é ilustrado na figura 2.4, dois feixes de ultrassom confocais, coaxiais e diferindo ligeiramente em suas frequências ($2 \text{ MHz} \pm 250 \text{ Hz}$), foram usados para gerar, no meio de propagação, uma força de radiação acústica modulada que, por sua vez, induziu a propagação de ondas de cisalhamento de baixa frequência (500 Hz). Como vantagem, essas ondas experimentam menos efeitos de dispersão, o que possibilitou a determinação da velocidade de propagação da onda transversal e do coeficiente de atenuação – dependentes da frequência – em uma frequência específica. Para isso foram examinados os atrasos de fase das ondas de cisalhamento e as mudanças na amplitude, em função de uma distância específica ao longo do meio de propagação. Os resultados, em diferentes frequências, foram usados em conjunto com um modelo de Voigt para um meio viscoelástico e permitiram a obtenção do coeficiente de elasticidade de cisalhamento e do coeficiente de viscosidade de cisalhamento. Giannoula e Cobbold (2009) repetiram esse método, porém a frequência de modulação empregada foi de $\Delta f = 200 \text{ Hz}$. Neste trabalho eles mostraram os resultados do estudo sobre a propagação de ondas de cisalhamento harmônicas em um meio viscoelástico, com ênfase no potencial deste método para caracterizar, mecanicamente, o tecido biológico.

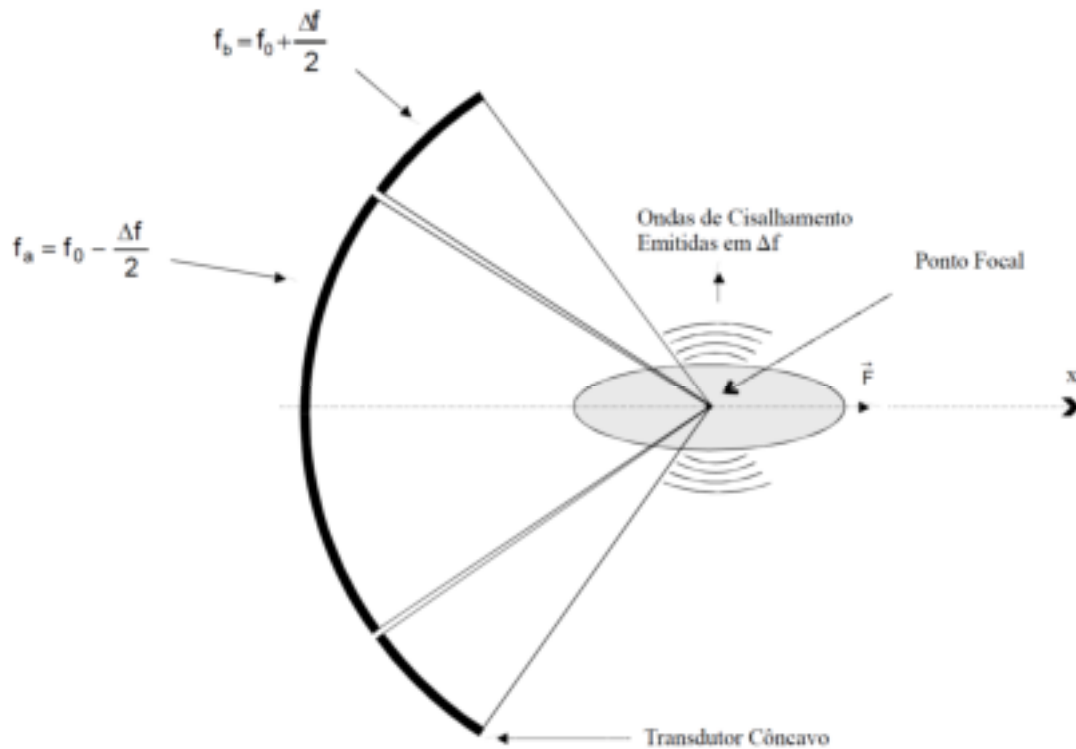


Figura 2.4 – Transdutor emitindo dois feixes de ultrassom, confocais. Como consequência, a interferência dos feixes produz uma força de radiação, que é usada para gerar ondas de cisalhamento de baixas frequências. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Giannoula e Cobbold (2007), *IEEE Ultrasonics Symposium*, @2007 IEEE.

Ainda recentemente foi elaborada uma nova técnica, denominada *shear dispersion ultrasound vibrometry* (SDUV), a qual faz uso de medidas da velocidade de propagação da onda de cisalhamento, em múltiplas frequências, para estimar parâmetros de viscoelasticidade do meio de propagação. A figura 2.5 exhibe o princípio de funcionamento desta técnica, no qual uma onda de cisalhamento é produzida dentro do meio, por intermédio da força de radiação gerada por um feixe de amplitude modulada e emitido por um transdutor (3 MHz) focalizado a 7 cm (*push beam*). A propagação da onda de cisalhamento é monitorada usando-se outro transdutor (5 MHz) focalizado a 9 cm (*detect beam*). A diferença de fase ($\Delta\phi_s$) da onda de cisalhamento em duas posições ao longo da direção de propagação e separadas de Δr é utilizada para calcular a velocidade da onda de cisalhamento (c_s) do meio de propagação em função da frequência (CHEN *et al.*, 2009).

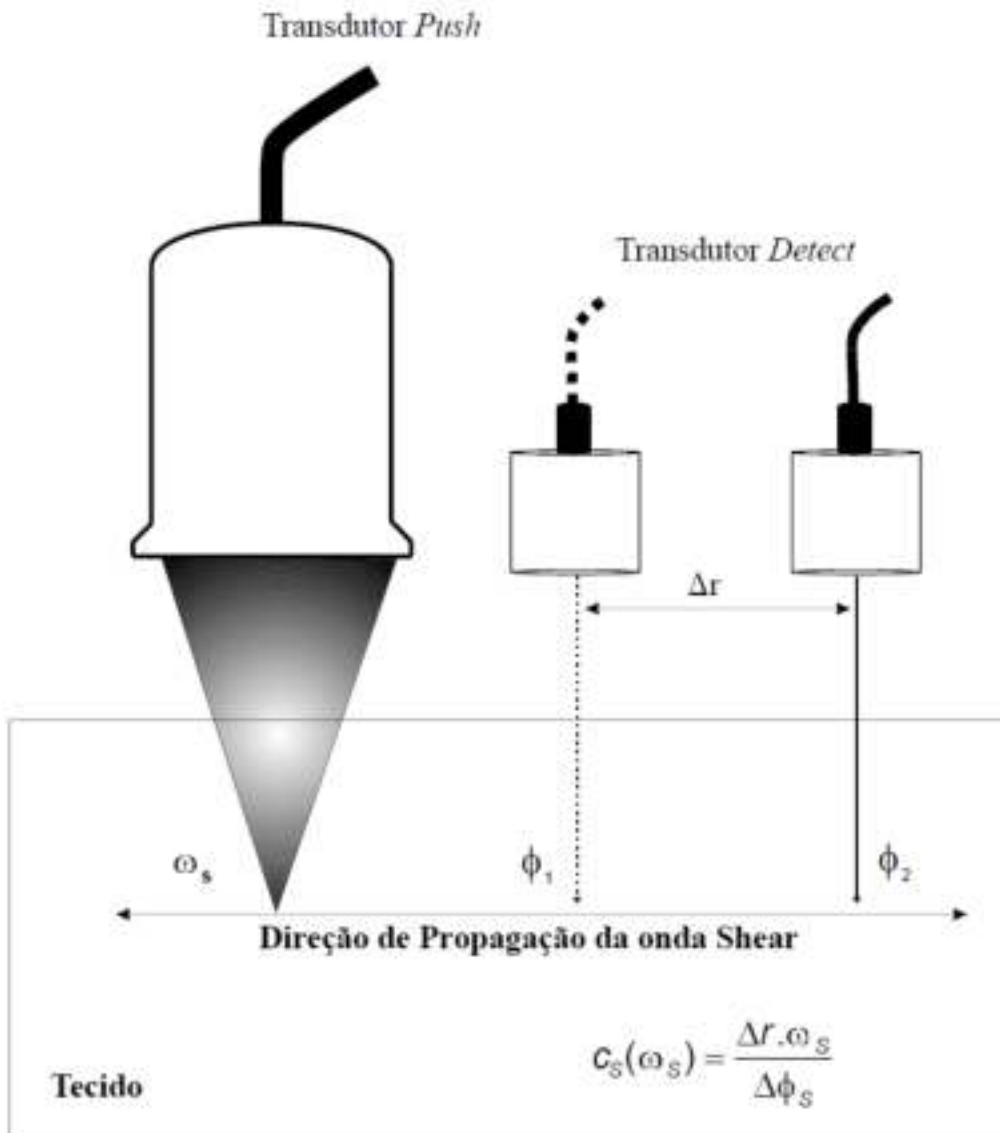


Figura 2.5 – Esquema da técnica SDUV: transdutor *push* gera força de radiação acústica no meio, gerando a propagação de ondas de cisalhamento e o detector *detect*, operando no modo pulso-eco permite obter a fase da onda em duas posições distintas, com isso estima-se a velocidade. Versão adaptada reproduzida, com permissão, de Chen *et al.* (2009), *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, @2009 IEEE.

Urban *et al.* (2009) desenvolveram um trabalho no qual verificaram a precisão do método SDUV. Os resultados revelaram que os erros nas estimativas da velocidade de propagação da onda de cisalhamento e das propriedades viscoelásticas do meio são minimizadas quando ocorre uma maximização na amplitude da onda de cisalhamento, na SNR (relação sinal-ruído), na Δr (variação da distância entre duas posições do transdutor ultrassônico) e na largura de banda da onda usada para medir os parâmetros

associados à propagação da onda de cisalhamento. Além disso, o estudo mostrou que para se obter uma maior precisão com este método, os parâmetros a serem utilizados devem ser: amplitude da onda transversal da ordem de alguns micrômetros, até $0,5 \mu\text{m}$, $\Delta r = 3 - 6 \text{ mm}$, $\text{SNR} \geq 35 \text{ dB}$ e faixa de frequência de 100 a 600 Hz.

Além dos trabalhos supracitados, vários outros pesquisadores (BARANNIK *et al.*, 2004; BERCOFF *et al.*, 2002; CALLÉ *et al.*, 2005; CHEN *et al.*, 2002a; 2002b; 2004; DUTT *et al.*, 1996; ELKATEB HACHEMI *et al.*, 2006; FATEMI and GREENLEAF, 1998; 1999; GENNISSON *et al.*, 2007; LIU and EBBINI, 2008; MELODELIMA *et al.*, 2006; 2007; 2002; NIGHTINGALE *et al.*, 2001; PALMERI *et al.*, 2005; 2006a; 2006b; 2008; URBAN *et al.*, 2007; 2008; WALKER *et al.*, 2000; ZHENG *et al.*, 2006) utilizaram um método elastográfico dinâmico, no qual fizeram uso da força de radiação acústica para investigar as propriedades mecânicas de um determinado meio.

De forma semelhante, outros pesquisadores propuseram configurações experimentais relacionadas à elastografia dinâmica, porém empregando uma fonte de vibração mecânica externa com baixa frequência, para induzir a propagação da onda transversal no meio e um sistema de ultrassom pulso-eco (CATHELINÉ *et al.*, 1999a; 1999b; 2000; 2004; SANDRIN *et al.*, 2000; 2002) ou o Doppler ultrassônico (1995; GAO *et al.*, 1993; YAMAKOSHI *et al.*, 1990), para detectar a vibração do meio imposta pela propagação da onda de cisalhamento.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O presente capítulo fornece um embasamento teórico sobre uma técnica, denominada elastografia, a qual vem sendo bastante utilizada pelos pesquisadores, para se obterem informações sobre alterações nas propriedades mecânicas, tais como o coeficiente de viscosidade de cisalhamento e o coeficiente de elasticidade de cisalhamento, do tecido mole e do sangue humano. Sendo assim, a primeira seção (3.1) exhibe a definição, a fundamentação teórica e a classificação do método elastográfico. Posteriormente, uma nova seção (3.2) é dedicada à motivação pela qual se deve utilizar o módulo de cisalhamento para caracterizar um determinado meio biológico usando uma metodologia ultrassônica. Em seguida é introduzida a seção 3.3, na qual será descrita uma formulação básica para a viscoelasticidade linear e logo após, na seção 3.4, é apresentada uma descrição dos modelos de Maxwell e de Voigt para os meios viscoelásticos e como os parâmetros que os definem podem ser determinados conhecendo-se a propriedade de propagação da onda de cisalhamento no meio. O modelo de Voigt tem-se mostrado mais apropriado (CATHELIN *et al.*, 2004) para descrever as propriedades viscoelásticas do tecido, isso para a propagação de ondas de cisalhamento de baixa frequência (geralmente de 25 a 500 Hz). A seção 3.5 aborda a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento, os quais são utilizados nas estimativas dos parâmetros viscoelásticos mencionados na seção anterior. Devido ao método ultrassônico ter sido empregado para detectar a vibração do meio, está sendo apresentada a seção 3.6, na qual se trata da extração de informações da vibração do meio. E finalmente, a seção 3.7, na qual se estuda o filtro de Kalman. Este filtro foi utilizado para estimar a vibração do meio a partir da representação do sinal de vibração desse meio.

3.1 ELASTOGRAFIA

Alguns pesquisadores já utilizaram, na década de 80, o ultrassom para analisar modificações nas propriedades mecânicas do tecido biológico (KROUSKOP *et al.*, 1987; MALINAUSKAS *et al.*, 1989). Esse procedimento mostrou-se muito promissor e desde então passou a ser objeto de estudo da comunidade científica.

Elastografia foi o nome dado por Ophir *et al.* (1991) à técnica não-invasiva utilizada para estimar e gerar imagens da propriedade elástica do meio. Este método emprega uma força gerada por uma fonte externa para induzir uma distribuição de *stress* (força por unidade de área) quase-estática ou dinâmica, dependendo da dependência da força externa com o tempo, no meio examinado. Isso provoca o surgimento de uma distribuição de *strain* (deslocamento relativo) dentro da amostra. O *strain* pode ser calculado ou exibido por meio de quadros de imagens de ultrassom consecutivos (BERCOFF *et al.*, 2004a; CATHELINE *et al.*, 1999a; CHEN *et al.*, 2009; DUTT *et al.*, 1996; OPHIR *et al.*, 1991; SANDRIN *et al.*, 2004; SARVAZYAN *et al.*, 1998; YAMAKOSHI *et al.*, 1990; ZHENG *et al.*, 2006; 2007), de imagens baseadas em métodos óticos (CALLÉ *et al.*, 2005; CHEN *et al.*, 2002a; 2004; SARVAZYAN *et al.*, 1998; ZHENG *et al.*, 2007), por ressonância magnética (BRAUN *et al.*, 2003; HUWART *et al.*, 2007; KRUSE *et al.*, 2000; ROUVIERE *et al.*, 2006) e por sinais acústicos (por meio de hidrofones) (CHEN *et al.*, 2002b; FATEMI and GREENLEAF, 1998; 1999).

No trabalho desenvolvido por Ophir *et al.* (1991), o meio foi irradiado por ultrassom e o sinal de radiofrequência (RF) correspondente à onda retroespalhada foi coletado antes e depois de uma compressão mecânica externa ser aplicada no meio. Logo a seguir usou-se o método de correlação cruzada entre os sinais retroespalhados pelo meio irradiado, para calcular o deslocamento relativo entre cada unidade de volume resultante no meio, devido à deformação imposta pela compressão. Por fim, a partir de medidas do *stress* gerado pela força de compressão externa e do perfil do deslocamento relativo de cada unidade de volume foi possível obter o módulo de Young.

De acordo com Fung (1981), o *stress*, σ , e o *strain*, ε , normais à superfície do meio, respectivamente, são definidos por:

$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad (3.1)$$

e

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0}, \quad (3.2)$$

onde F é a força externa aplicada, A é a área na qual a força está sendo aplicada, L é o comprimento do meio após a força externa ser aplicada e L_0 é o comprimento inicial do meio. A figura 3.1 representa o *stress* normal aplicado perpendicularmente à superfície superior do bloco (linhas sólidas) e como consequência tem-se uma deformação relativa (*strain*) normal nas dimensões do bloco (linhas pontilhadas).

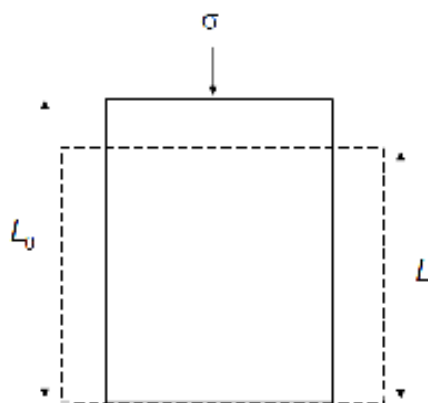


Figura 3.1 – Esquema mostrando um *stress* normal sendo aplicado em um bloco (sólido) e resultando em um *strain* normal que altera as dimensões do bloco (pontilhado).

A técnica elastográfica possibilita o estudo das alterações nas propriedades mecânicas de um meio (ANDERSON, 1984), o que torna esse método bastante promissor. Uma das propriedades mecânicas que pode ser examinada é o módulo elástico. Vários tipos de câncer podem surgir como nódulos extremamente duros e fibrosos, tais como alguns tipos de câncer de mama, o câncer de próstata, a metástase no fígado e o câncer de tireóide. Sabe-se também que a cirrose hepática provoca o aumento da dureza dos tecidos do fígado (ANDERSON, 1984; PONNEKANTI *et al.*, 1995). Consequentemente, o módulo elástico na região da lesão se diferencia daquele da região que o circunda. Da mesma forma, módulo elástico se diferencia entre o fígado normal e o cirrótico. Há uma grande perspectiva em se detectar, precocemente, problemas que alterem as propriedades mecânicas dos tecidos, possibilitando assim um tratamento adequado e a realização de um prognóstico melhor (HOYT *et al.*, 2006).

Os métodos elastográficos são classificados em quase-estáticos e dinâmicos. Nos quase-estáticos utiliza-se uma fonte de compressão externa para comprimir lentamente o meio. Nesse caso, a distribuição de *strain* causado pela compressão é determinada usando uma técnica ultrassônica (KONOFAGOU *and* OPHIR, 1998; KONOFAGOU *et*

al., 2000; 2003; NITTA *et al.*, 2002; OPHIR *et al.*, 1991; 1999). A figura 3.2 ilustra o princípio do método elastográfico quase-estático, no qual o meio é irradiado por ultrassom antes de uma compressão externa ser aplicada sobre ele e depois de uma pequena compressão uniforme. Em um tecido duro, como por exemplo, uma lesão circular, os sinais RF de ultrassom retroespalhados são menos comprimido, ao longo do tempo, em relação àqueles provenientes do tecido vizinho, ou seja, o deslocamento relativo pré e pós-deformação para uma mesma região da lesão é pequeno se comparado com o deslocamento relativo de regiões adjacentes à da lesão.

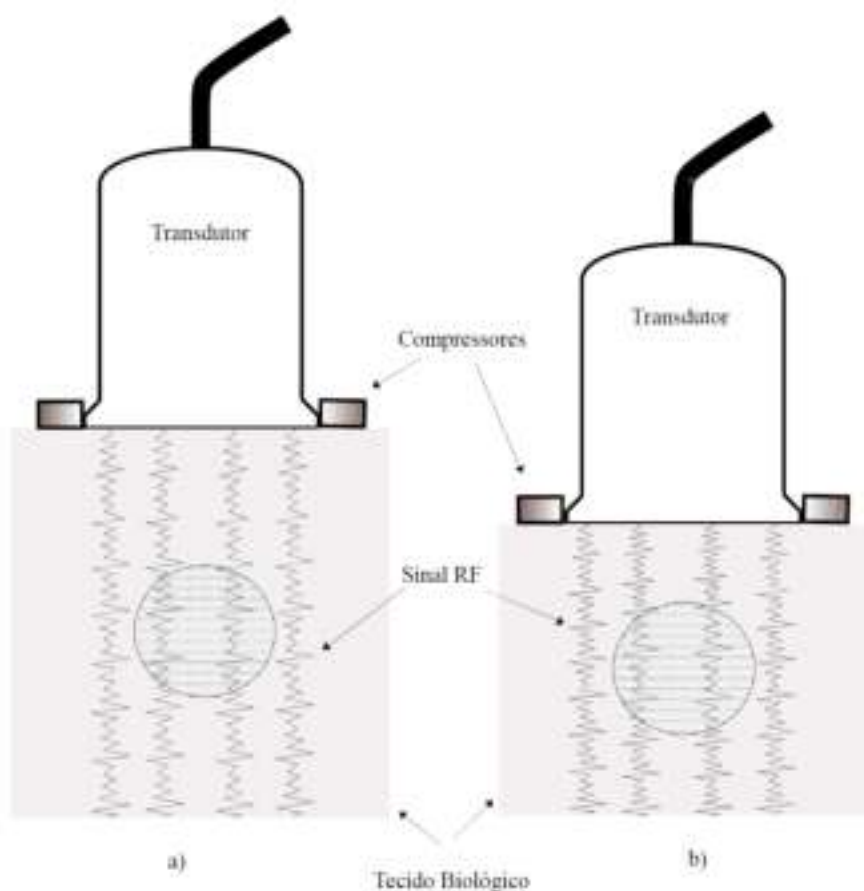


Figura 3.2 – Princípio Elastográfico. a) Sinais RF de retroespalhamento antes da compressão e b) após a compressão (Adaptado de KONOFAGOU *et al.*, 2003).

Já nas técnicas elastográficas dinâmicas, a distribuição de *stress* apresenta um perfil transiente (BENECH, 2004; BERCOFF *et al.*, 2004a; 2004b; CATHELIN *et al.*, 1999a; 1999b; 2000; 2003; 2004; CHEN *et al.*, 2009; DUTT *et al.*, 1996; GAO *et al.*, 1995; GENNISSON *et al.*, 2004; GIANNOULA and COBBOLD, 2008; MELODELIMA *et al.*, 2006; 2007; NIGHTINGALE *et al.*, 2002; 2003; SANDRIN *et al.*, 2002; 2004; SARVAZYAN *et al.*, 1998; SUGIMOTO *et al.*, 1990; YAMAKOSHI

et al., 1990; ZHENG *et al.*, 2006). A elastografia dinâmica possibilitou o estudo das propriedades dinâmicas, como por exemplo, a viscosidade, do meio investigado (GENNISSON *et al.*, 2004; GIANNOULA and COBBOLD, 2008). A figura 3.3 exibe uma montagem experimental demonstrando o método elastográfico transiente, no qual um pistão é acoplado a um alto-falante para gerar uma distribuição de *stress* transiente em um *phantom* de agar-gelatina. Um sistema ultrassônico do tipo modo-A é utilizado para analisar a distribuição transiente do *strain*, através da análise da forma de onda dos sinais de RF retroespalhados pelo *phantom*.

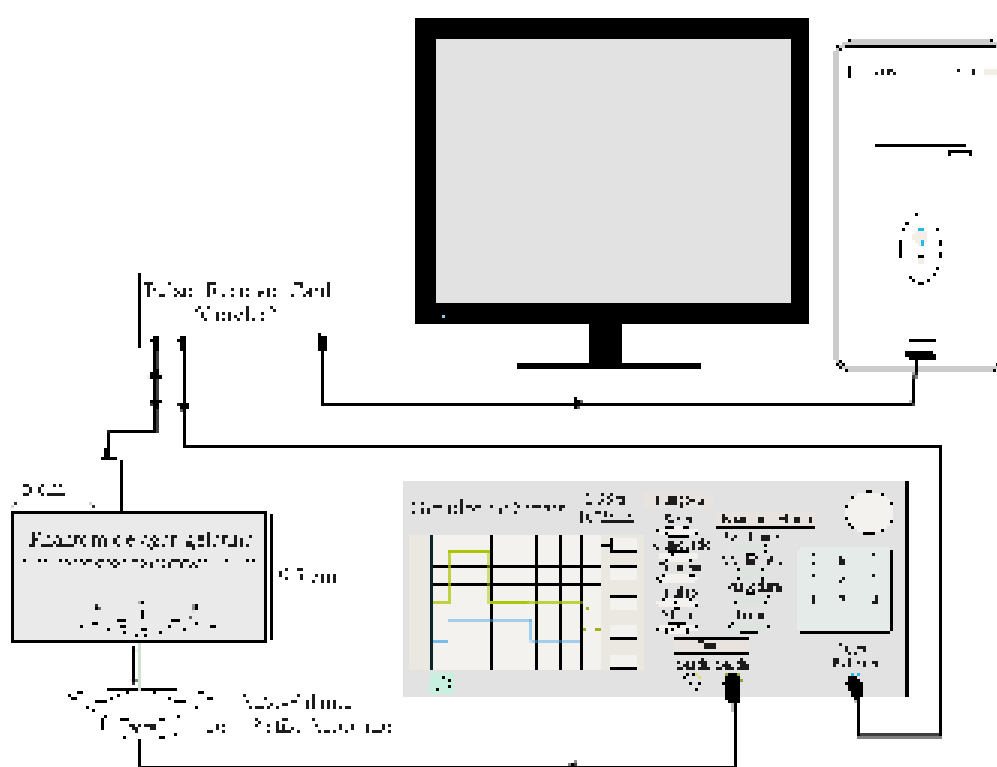


Figura 3.3 – Montagem experimental mostrando uma técnica elastográfica transiente. Nele, o pistão acoplado ao alto-falante gera uma distribuição de *stress* transiente no *phantom* e o sistema ultrassônico, no qual há um transdutor de ultrassom operando no modo pulso-eco, é empregado para examinar a distribuição do *strain*. Versão adaptada, com permissão, de BENECH (2004).

3.2 MÓDULOS VOLUMÉTRICO E DE CISALHAMENTO

A capacidade da elastografia de conseguir diagnosticar anormalidades no tecido biológico depende da variação das suas propriedades mecânicas como função do seu estado de anormalidade (COBBOLD, 2007).

Pensando nisso, Fung (1981), Shung (2006) e Cobbold (2007) relataram em seus trabalhos os parâmetros mecânicos mais utilizados, sendo eles: o módulo de Young, E , a razão de Poisson, ν , o módulo volumétrico, K , e o módulo de cisalhamento, μ , dados por:

$$E = \frac{\textit{stress longitudinal}}{\textit{strain longitudinal}} = \frac{\mu(3\lambda + 2\mu)}{\lambda + \mu} = 2\mu(1 + \nu) \quad (3.3)$$

$$\nu = \frac{\textit{strain lateral}}{\textit{strain longitudinal}} = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \quad (3.4)$$

$$K = \frac{1}{\kappa} = \lambda + \frac{2}{3}\mu \quad (3.5)$$

$$\mu = \frac{\textit{shear stress}}{\textit{shear strain}}, \quad (3.6)$$

onde K representa a compressibilidade adiabática do meio, e λ e μ são o primeiro e segundo coeficientes elásticos de Lamé, os quais são bastante utilizados na análise da propagação de ondas mecânicas em sólidos. A segunda constante de Lamé é o coeficiente de rigidez, também conhecido como módulo de cisalhamento. Deve ser observado que para um líquido $\mu \rightarrow 0$, enquanto para um sólido perfeitamente rígido, $\mu \rightarrow \infty$ (COBBOLD, 2007; GIANNOULA, 2008).

Na elaboração das equações anteriores foi considerada uma amostra em forma de um disco com uma determinada espessura. Além disso, Cobbold (2007) relatou que variações nos dois últimos parâmetros elásticos permitem a técnica elastográfica diferenciar entre os vários tipos de tecido do corpo humano.

Observa-se na figura 3.4, muito comum na literatura, uma comparação entre as variações dos módulos volumétricos e de cisalhamento. Nela pode-se notar que para todo o tecido mole, o módulo de cisalhamento varia de aproximadamente cinco ordens de grandeza, enquanto a variação do módulo volumétrico é de menos da metade de uma ordem de grandeza. Nota-se também uma pequena variação do conjunto dos módulos volumétricos (líquidos, todo tecido mole e osso), sendo esta um pouco maior que uma ordem de grandeza. Outra informação importante relevada pela figura é a sensibilidade

do módulo de cisalhamento para ser usado como variável de diagnóstico de alterações em um determinado tecido.

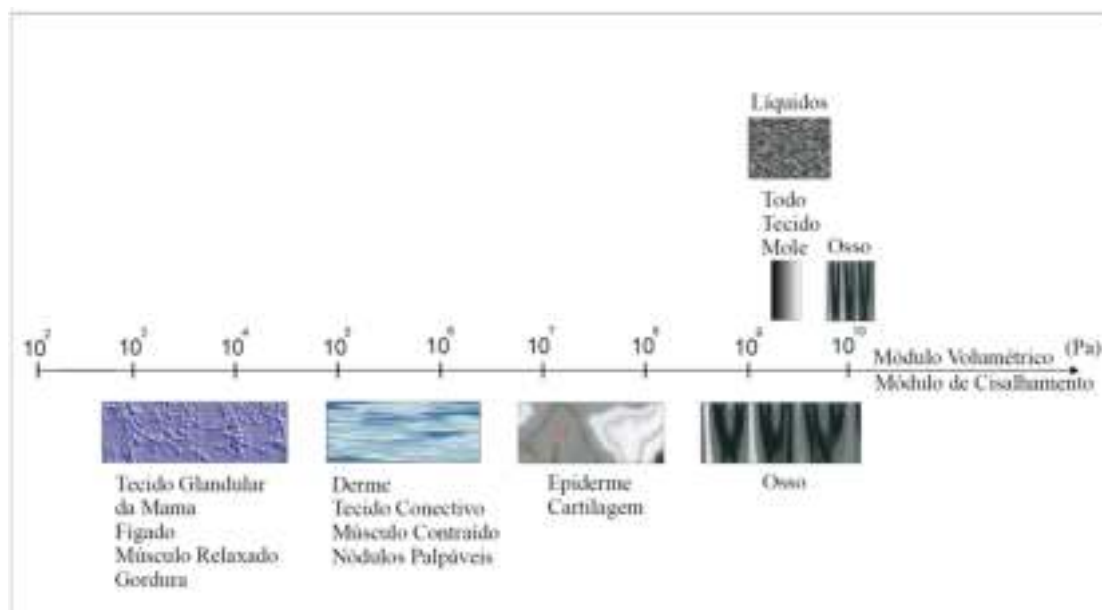


Figura 3.4 – Variação dos módulos de cisalhamento e volumétrico para vários tipos de tecido do corpo humano. Adaptado de SARVAZYAN *et al.* (1998).

As velocidades de propagação para as ondas de cisalhamento, c_s , e longitudinal, c_L , em um meio elástico são dadas, respectivamente, por (COBBOLD, 2007):

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho_0}} = \sqrt{\frac{E}{2\rho_0(1+\nu)}} \quad (3.7)$$

$$c_L = \sqrt{\frac{(\lambda + 2\mu)}{\rho_0}} = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho_0(1-2\nu)(1+\nu)}} \quad (3.8)$$

Dividindo-se (3.7) por (3.8) tem-se:

$$\frac{c_s}{c_L} = \sqrt{\frac{0,5-\nu}{1-\nu}}. \quad (3.9)$$

Para meios líquidos tem-se $\lambda > \mu$ e com isto a diferença na variação dos módulos de cisalhamento e volumétrico, faz com que a razão de Poisson seja de aproximadamente 0,5. Com este resultado inserido na equação (3.9) observa-se que a velocidade de propagação de uma onda longitudinal pode ser algumas ordens de

grandeza superior à velocidade de propagação de uma onda transversal. A velocidade da onda longitudinal, em geral, é 1500 m/s e a velocidade de propagação da onda de cisalhamento pode ser da ordem de poucos metros por segundo (COBBOLD, 2007).

Considerando-se os dados da Figura 34, assim como as equações (3.7) e (3.8), entende-se a razão da propagação da onda de cisalhamento ser muito mais sensível, no que diz respeito à velocidade de propagação, às alterações do meio em relação à propagação da onda longitudinal.

De acordo com Ophir *et al.* (2002), as propriedades volumétricas do tecido são determinadas principalmente pela estrutura molecular do tecido, enquanto as propriedades transversais são determinadas pelo alto grau de organização dos tecidos. Isso também é bastante favorável para utilização do módulo de cisalhamento em elastografia.

3.3 VISCOELASTICIDADE

Vários trabalhos utilizando elastografia consideraram o meio como sendo puramente elástico para descrever as características do tecido biológico (CALLÉ *et al.*, 2005; SANDRIN *et al.*, 2000; 2002; 2004). Entretanto, o tecido mole (BERCOFF *et al.*, 2003b; CHEN *et al.*, 2009; COBBOLD, 2007; FUNG, 1981; TAYLOR *et al.*, 2001; WALKER *et al.*, 2000) e o sangue humano (GENNISSON *et al.*, 2006) exibem uma combinação de características elásticas e viscosas.

Em relação à viscosidade, quando um fluido viscoso está sob ação de um *stress* tangencial devem ser adicionados à equação de Euler do movimento os dois componentes que caracterizam as propriedades viscosas do fluido, sendo elas as viscosidades transversal e volumétrica (COBBOLD, 2007). Assim, a equação de Euler modificada passa a ser (COBBOLD, 2007):

$$\rho \frac{d\vec{u}}{dt} = -\nabla p - \nabla \cdot \gamma \quad (3.10)$$

onde \vec{u} é o vetor velocidade de uma partícula do fluido, ρ a densidade, ∇p é o gradiente de pressão e γ é o tensor *stress* de viscosidade. As componentes que formam esse tensor podem ser representadas em função de dois coeficientes, coeficientes de

viscosidade de cisalhamento e de viscosidade volumétrica, os quais são utilizados para caracterizar as propriedades viscosas de um fluido.

O coeficiente de viscosidade de cisalhamento surge da diferença de velocidade entre as camadas de fluidos adjacentes e o resultado é a presença de uma força de arraste friccional, a qual provoca dissipação de energia. A outra parte, o coeficiente de viscosidade volumétrica, considera os efeitos de perda de energia durante a propagação da onda longitudinal (COBBOLD, 2007).

Muitos materiais, como o sólido perfeitamente elástico, quando submetidos a um *strain*, perpendicular a superfície, pequeno (da ordem de μm) são descritos pela lei de Hooke, segundo a qual o *stress*, σ , é diretamente proporcional ao *strain*, ε (BAMBER, 2004; FUNG, 1981; LAKES, 1999). Em uma dimensão, essa lei é representada pela equação:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (3.11)$$

onde E é o módulo de Young.

O resultado de um material Hookeano, sujeito a um *stress* transversal infinitesimal, é um deslocamento relativo transversal em função de um ângulo α , como é exibido na figura 3.5 e equacionado por:

$$\tau = \mu \cdot \tan(\alpha), \quad (3.12)$$

onde μ é o módulo de cisalhamento e τ o *stress* transversal.

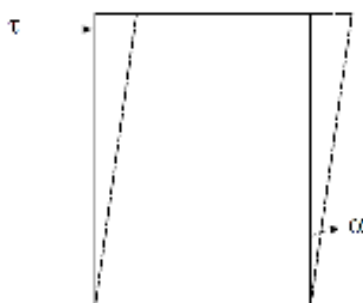


Figura 3.5 – Esquema exibindo um *stress* transversal sendo aplicado perpendicularmente à superfície lateral do bloco e o *strain* transversal resultante (Adaptado de FUNG, 1981).

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

$$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt}, \quad (3.13)$$

onde η é o coeficiente de viscosidade de cisalhamento.

Não obstante, todos os materiais reais apresentam uma combinação das propriedades supracitadas, ou seja, a pressão depende do deslocamento relativo e da derivada temporal desse deslocamento e, conseqüentemente, exibem propriedades viscoelásticas (BAMBER, 2004). Recentemente foi mencionado (FUNG, 1970; GIANNOULA, 2008) que os tecidos moles exibem comportamento viscoelástico de vários graus. Se o tecido for deformado por um *strain* relativamente grande, ele indicará uma resposta não-linear ao esforço aplicado. Entretanto, se o deslocamento relativo criado por uma perturbação no meio for muito pequeno, da ordem de μm , a teoria linear de viscoelasticidade pode ser aplicada. Segundo Nightingale *et al.* (2002), deslocamentos da ordem de $10 \mu\text{m}$ foram gerados e detectados no tecido mole, por meio de um sistema ultrassônico. Baseando-se em um método de correlação dos sinais ultrassônicos retroespalhados por um meio sujeito à uma vibração, Nightingale *et al.* (2002), conseguiram gerar um mapeamento da vibração no meio. Além deles, Sarvazyan *et al.* (1998), Yamakoshi *et al.* (1990), Sandrin *et al.* (2002) e Gennisson *et al.* (2006) exibiram em seus trabalhos a amplitude de vibração do meio, provocada pelo deslocamento da onda transversal, com ordem de grandeza de até $10^2 \mu\text{m}$.

3.4 MODELOS VISCOELÁSTICOS

Alguns estudos consideram a existência de dois modelos viscoelásticos para meios biológicos, os quais são importantes no equacionamento da propagação da onda de cisalhamento nesses meios. São eles os modelos de Voigt e o de Maxwell (BAMBER, 2004; FUNG, 1981).

A figura 3.6 exibe uma representação esquemática desses dois modelos, sendo o de Voigt composto por uma mola, com coeficiente elástico μ , e um amortecedor, com coeficiente de viscosidade η , em paralelo. Já o modelo de Maxwell é formado por uma mola e um amortecedor em série.

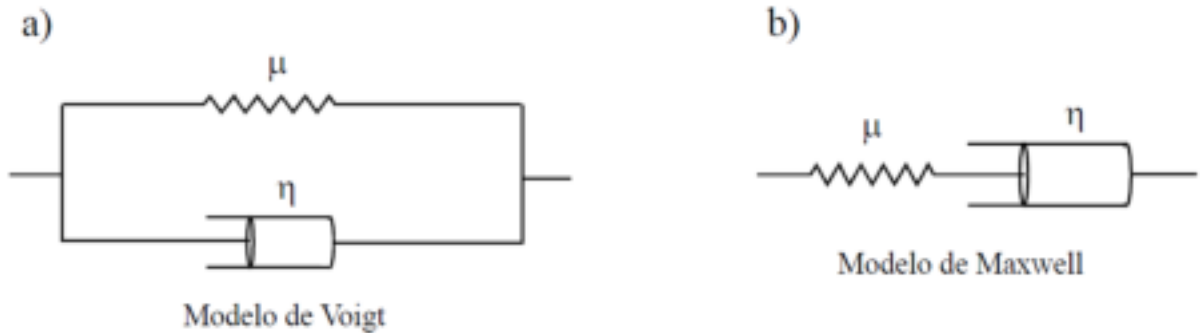


Figura 3.6 – a) Modelo de Voigt b) Modelo de Maxwell (Adaptado de FUNG, 1981).

Considerando-se os dois modelos anteriores, o *stress* σ está relacionado ao *strain* ε pelo coeficiente de elasticidade de cisalhamento μ , pelo coeficiente de viscosidade de cisalhamento η e pelo operador $\partial/\partial t$, como podem ser observados nas equações (3.14) e (3.15), referentes aos modelos de Voigt e de Maxwell, respectivamente:

$$\sigma = \left(\mu + \eta \frac{\partial}{\partial t} \right) \varepsilon \quad (3.14)$$

$$\left(\mu + \eta \frac{\partial}{\partial t} \right) \sigma = \mu \eta \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} \quad (3.15)$$

Considerando-se a equação de Helmholtz, unidimensional, dada por :

$$\frac{\partial^2 \{\text{FT}[d_z(z)]\}}{\partial z^2} + k^2 \text{FT}\{[d_z(z)]\} = 0, \quad (3.16)$$

onde FT é a Transformada de Fourier, d_z é o componente transversal do campo de deslocamento da onda de cisalhamento e z o eixo de deslocamento da onda, a constante de propagação complexa da onda, k , a velocidade de fase da onda, c_s , e o coeficiente de atenuação da onda, α_s , são representados por:

$$k = \sqrt{-\frac{\partial^2 \{\text{FT}[d_z(z)]\}}{\partial z^2} / \text{FT}\{[d_z(z)]\}},$$

$$c_s = \frac{\omega}{\text{Re}(k)}, \quad (3.17)$$

$$\alpha_s = \text{Im}(k).$$

Inserindo-se as relações $\varepsilon = (\partial d_z / \partial z)$ e $\nabla \cdot \vec{\sigma} = \rho \frac{\partial^2 d_z}{\partial t^2}$ em (3.14), (CATHELIN *et al.*, 2004) chegaram à seguinte equação de Helmholtz levando-se em conta um meio modelado por Voigt:

$$\frac{\partial^2 \{\text{FT}[d_z(z)]\}}{\partial z^2} + \frac{\rho \omega^2}{\mu + i\omega\eta} \text{FT}\{[d_z(z)]\} = 0, \quad (3.18)$$

com $i = \sqrt{-1}$.

Analogamente, para um meio modelado por Maxwell, (CATHELIN *et al.*, 2004) chegaram a:

$$\frac{\partial^2 \{\text{FT}[d_z(z)]\}}{\partial z^2} + \frac{\rho \omega^2 (\mu + i\omega\eta)}{i\omega\mu\eta} \text{FT}\{[d_z(z)]\} = 0. \quad (3.19)$$

onde ρ é a densidade do meio e ω a frequência angular.

Levando-se em conta (3.17), assim como (3.18) e (3.19), então a velocidade de propagação e o coeficiente de atenuação para a onda de cisalhamento e para ambos os modelos de Voigt e Maxwell são expressos por:

$$c_s^V = \sqrt{\frac{2(\mu^2 + \omega^2\eta^2)}{\rho(\mu + \sqrt{\mu^2 + \omega^2\eta^2})}} \quad (3.20)$$

$$\alpha_s^V = \sqrt{\frac{\rho\omega^2(\sqrt{\mu^2 + \omega^2\eta^2} - \mu)}{2(\mu^2 + \omega^2\eta^2)}}, \quad (3.21)$$

$$c_s^M = \sqrt{\frac{2\mu}{\rho(1 + \sqrt{1 + \mu^2/\omega^2\eta^2})}}, \quad (3.22)$$

$$\alpha_s^M = \sqrt{\frac{\rho\omega^2 \left(1 + \sqrt{1 + \mu^2/\omega^2\eta^2} - 1\right)}{2\mu}}, \quad (3.23)$$

onde os sobre-índices V e M correspondem aos modelos de Voigt e Maxwell, respectivamente.

Os modelos apresentados possuem algumas diferenças fundamentais. O modelo de Maxwell prediz que podem ocorrer grandes dispersões na velocidade e, também, que o coeficiente de atenuação (α) deve ter um valor limite máximo para altas frequências. Já o coeficiente de atenuação do modelo de Voigt, por possuir um fator constante (α/f^2), sendo f a frequência, prediz que o mesmo deve continuar aumentando com f . Embora a teoria de Maxwell seja mais adequada para descrever a propagação do som em líquidos, a inserção do módulo de cisalhamento no modelo de Voigt o torna mais adequado para descrever melhor o tecido biológico (BAMBER, 2004). Chen *et al.* (2002a) também afirmaram que o modelo de Voigt descreve bem os tecidos moles. Além disso, Gennisson *et al.*, (2004) relataram que a utilização do módulo de cisalhamento e do modelo de Voigt descrevem melhor o comportamento mecânico do sangue humano.

Da medição da velocidade de fase e do coeficiente de atenuação de uma onda de cisalhamento, é possível estimar o coeficiente de elasticidade de cisalhamento e o coeficiente de viscosidade de cisalhamento do meio. Para isso as equações (3.20) e (3.21) devem ser reescritas em função da velocidade de propagação da onda de cisalhamento e do coeficiente de atenuação. Com isso obtêm-se as expressões para o coeficiente de elasticidade de cisalhamento (3.24) e o coeficiente de viscosidade de cisalhamento (3.25) como sendo (GENNISSON *et al.*, 2004):

$$\mu = \frac{\rho c_s^2}{\left[1 - (\alpha_s c_s / \omega)^2\right] \cdot \left[\frac{2}{1 - (\alpha_s c_s / \omega)^2} - 1\right]}, \quad (3.24)$$

$$\eta = \frac{\rho c_s^2}{\omega} \sqrt{\frac{\left\{ \left[\frac{1}{1 - (\alpha_s c_s / \omega)^2} \right] - 1 \right\}}{\left[1 - (\alpha_s c_s / \omega)^2\right] \cdot \left[\frac{2}{1 - (\alpha_s c_s / \omega)^2} - 1\right]}}. \quad (3.25)$$

3.5 VELOCIDADE DE FASE E COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO DA ONDA DE CISALHAMENTO

Conforme demonstram (3.24) e (3.25), os coeficientes de elasticidade de cisalhamento e de viscosidade de cisalhamento do meio, para o modelo de Voigt, podem ser determinados uma vez conhecidos a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação de uma onda de cisalhamento que no meio se propaga. Mesma consideração pode ser estendida para o meio, caso o mesmo seja representado pelo modelo de Maxwell.

Uma técnica utilizada para estimar a velocidade de fase de uma onda transversal propagando-se em um meio consiste no monitoramento, por meio de um sistema ultrassônico operando no modo pulso-eco, da variação da fase da onda ao longo de sua propagação (CHEN *et al.*, 2004; 2009; ZHENG *et al.*, 2004; 2006; 2007). Por meio da diferença de fase, $\Delta\phi_s$, entre duas posições distintas ao longo da direção de propagação da onda, a velocidade da onda de cisalhamento pode ser obtida através de:

$$c_s = \frac{\omega_s \Delta r}{\Delta\phi_s} = \omega_s \cdot \left(\frac{d\phi_s}{dr} \right)^{-1}, \quad (3.26)$$

onde $\omega_s = 2\pi f_s$ e f_s é a frequência da onda, Δr é a distância correspondente à $\Delta\phi_s$.

A figura 3.7 ilustra o esquema que possibilita a caracterização da fase e da amplitude da onda de cisalhamento em duas posições distintas, para então se determinar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação. Os transdutores T_{det} emitem uma onda longitudinal, operam na forma pulso eco e são sincronizados quanto à excitação. Os sinais retroespalhados pelo meio são coletados pelos correspondentes transdutores e uma detecção de fase e quadratura é realizada para determinar a vibração do meio causada pela propagação da onda de cisalhamento. Com os componentes em fase e quadratura para cada um dos sinais coletados pelos transdutores pode-se determinar a diferença de fase $\Delta\phi_s$ e o coeficiente de atenuação, dado por:

$$\alpha_s = \frac{1}{\Delta r} \ln(D_1/D_2), \quad (3.27)$$

onde D_1 e D_2 representam as amplitudes do deslocamento do meio nas posições z_1 e z_2 , respectivamente, causadas pela onda de cisalhamento.

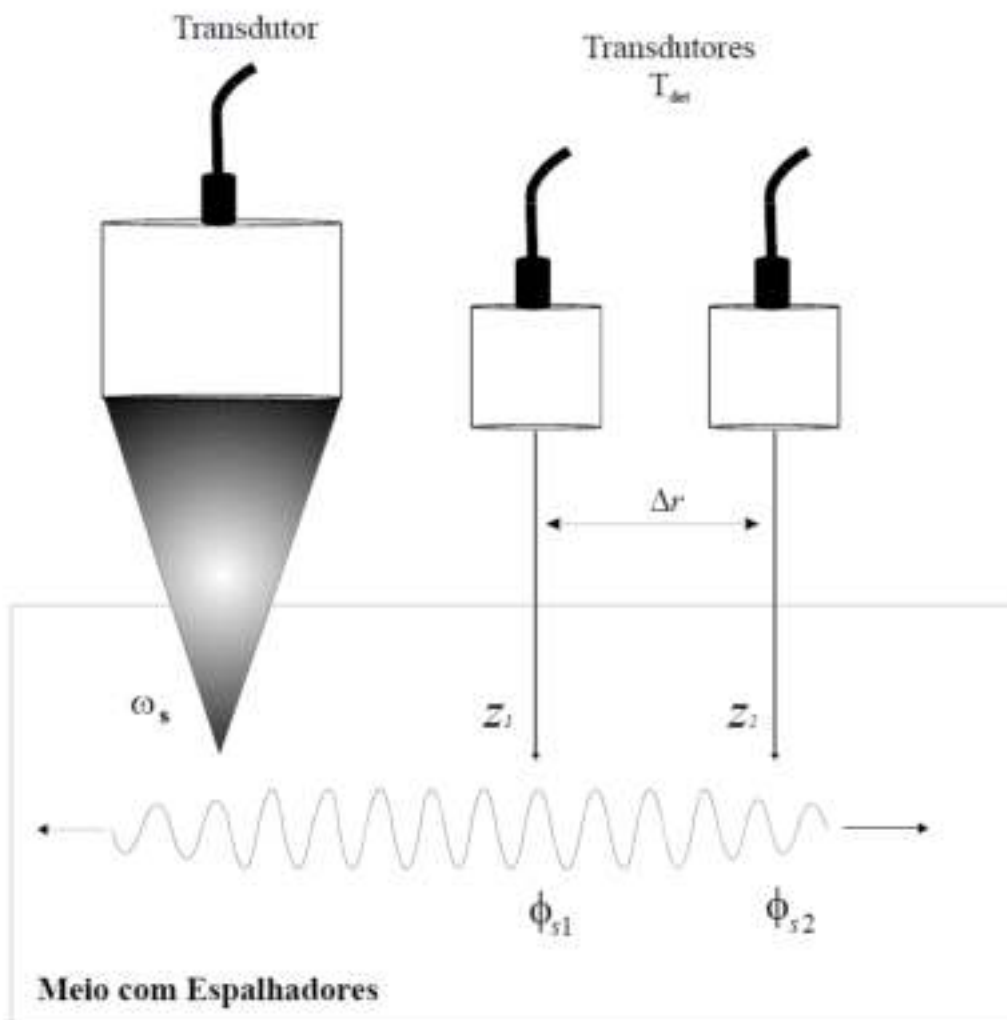


Figura 3.7 –Esquema utilizado para se estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no meio.

O esquema apresentado foi usado por Chen *et al.* (2004) para determinar a velocidade de fase da onda de cisalhamento em tecido biológico.

3.6 EXTRAÇÃO DE INFORMAÇÕES DA VIBRAÇÃO DO MEIO

De acordo com Zheng *et al.* (2004), o ponto de partida consiste em equacionar a vibração do meio, d , causada pela propagação de onda de cisalhamento monocromática, como:

$$d(t) = D \cdot \text{sen}(\omega_s t + \phi_s), \quad (3.28)$$

onde D e ϕ_s representam a amplitude e a fase da vibração, respectivamente. A derivada temporal de $d(t)$ resulta na expressão para a velocidade, $u(t)$, causado pela vibração e dada por:

$$u(t) = D\omega_s \cdot \text{cos}(\omega_s t + \phi_s). \quad (3.29)$$

Considerando-se os transdutores ultrassônicos, T_{det} , da Figura (3.7) excitados na forma de uma salva de senoides com frequência ω_0 e período de repetição de pulsos (PRP) T , o n -ésimo sinal de eco ultrassônico captado pelo transdutor é representado por (ZHENG *et al.*, 2007):

$$r(t, n) = \text{Re}[g(t, n)e^{i(\omega_0 t + \phi_0)}], \quad (3.30)$$

onde $g(t, n)$ é o envelope complexo de $r(t, n)$ e ϕ_0 é uma fase inicial. O envelope complexo pode ser escrito em função de uma fase $\phi(t, n)$ e da amplitude $|g(t, n)|$, ou dos componentes em fase, $I(t, n)$, e quadratura, $Q(t, n)$, como pode ser observado na equação a seguir (ZHENG *et al.*, 2007):

$$g(t, n) = I(t, n) + iQ(t, n) = |g(t, n)|e^{i\phi(t, n)}. \quad (3.31)$$

Devido à vibração do meio, o tempo de voo do n -ésimo sinal de eco é dado por:

$$\Delta t = \frac{2d(t + nT) \cdot \cos(\theta)}{c}, \quad (3.32)$$

onde c é a velocidade de fase da onda longitudinal no meio e θ o ângulo entre o feixe ultrassônico e a direção de vibração do meio.

Ao tempo de voo dado em (3.32) corresponde uma fase para a forma de onda do sinal de eco dada por (ZHENG *et al.*, 2007):

$$\omega_0 \Delta t = \beta \text{sen}[\omega_s (t + nT) + \phi_s], \quad (3.33)$$

onde $\beta = 2D\omega_0 \cos(\theta)/c$

Inserindo-se em (3.30) a fase adicional, devido à vibração do meio, a forma de onda do sinal de eco é reescrita como segue:

$$r(t, n) = \text{Re} \left\{ g(t, n) e^{i\beta \text{sen}[\omega_s(t+nT)+\phi_s]} \cdot e^{i(\omega_0 t + \phi_0)} \right\}, \quad (3.34)$$

ou ainda,

$$r(t, n) = |g(t, n)| \cdot \cos\{\omega_0 t + \phi_0 + \beta \text{sen}[\omega_s(t+nT) + \phi_s]\} \quad (3.35)$$

A amplitude e a fase da vibração do meio podem ser obtidas ao se estimarem os termos β e ϕ_s , respectivamente, contidos em parte da fase do sinal de eco representada por $\beta \text{sen}[\omega_s(t+nT) + \phi_s]$.

Uma forma de extrair a fase do sinal de eco consiste em aplicar, inicialmente, um demodulador fase e quadratura em (3.35), o que resulta nas equações dos componentes em fase, I , e quadratura, Q , (ZHENG *et al.*, 2003; 2004; 2007):

$$I(t, n) = 0,5 \cdot |g(t, n)| \cdot \cos\{\beta \text{sen}[\omega_s(t+nT) + \phi_s] + \phi_0\}, \quad (3.36)$$

$$Q(t, n) = 0,5 \cdot |g(t, n)| \cdot \text{sen}\{\beta \text{sen}[\omega_s(t+nT) + \phi_s] + \phi_0\} \quad (3.37)$$

De acordo com (3.31) e (3.36-3.37), tem-se:

$$\phi(t, n) = \beta \text{sen}[\omega_s(t+nT) + \phi_s] + \phi_0 \quad (3.38)$$

A seguir, partindo-se de (3.38) e realizando-se uma manipulação algébrica da diferença de fase do sinal de eco coletado da mesma posição e entre períodos consecutivos da salva de senoides, ou seja $\phi(t, n) - \phi(t, n+1)$, chega-se a:

$$\phi(t, n) - \phi(t, n+1) = -2 \text{sen}(\omega_s T/2) \cdot \beta \cos[\omega_s(t+nT) + \phi_s + \omega_s T/2]. \quad (3.39)$$

A seguir, define-se:

$$s(t, n) = -\frac{1}{2 \text{sen}(\omega_s T/2)} [\phi(t, n) - \phi(t, n+1)] = \beta \cos[\xi(t, n)], \quad (3.40)$$

com $\xi(t, n) = \omega_s(t+nT) + \phi_s + \omega_s T/2$.

Comparando-se (3.40) com (3.29) observa-se que $s(t, n)$ é equivalente à representação do sinal de vibração do meio. Com isto, os parâmetros da onda de cisalhamento, amplitude de deslocamento e fase para uma determinada posição ao longo da direção de propagação, são dados por:

$$D = \frac{\beta}{\omega_s} = \frac{2D\omega_0 \cos(\theta)}{c\omega_s} \quad (3.41)$$

$$\phi_s = \xi(t, n) - [\omega_s(t + nT) + \omega_s T/2]. \quad (3.42)$$

De acordo com (3.40), a obtenção de $s(t, n)$ requer a determinação da diferença das fases do envelope complexo de $r(t, n)$ tomado nos instantes nT e $(n+1)T$. Para isso segue-se o procedimento adotado por Zheng *et al.* (2006; 2007), através do seguinte equacionamento:

$$\phi(t, n) - \phi(t, n+1) = \tan^{-1} \left\{ \frac{\text{Im}[g(t, n) \cdot g^*(t, n+1)]}{\text{Re}[g(t, n) \cdot g^*(t, n+1)]} \right\}, \quad (3.43)$$

com g^* igual ao complexo conjugado de g .

Substituindo-se (3.43) em (3.40) obtém-se a expressão final para $s(t, n)$, dada por:

$$s(t, n) = -\frac{1}{2\text{sen}(\omega_s T/2)} \tan^{-1} \left[\frac{Y(t, n)}{X(t, n)} \right], \quad (3.44)$$

para:

$$X(t, n) = I(t, n) \cdot I(t, n+1) + Q(t, n) \cdot Q(t, n+1), \quad (3.45)$$

$$Y(t, n) = Q(t, n) \cdot I(t, n+1) - I(t, n) \cdot Q(t, n+1). \quad (3.46)$$

Portanto, após a aplicação de um demodulador de quadratura aos sinais de ecos ultrassônicos, obtêm-se os componentes em fase e quadratura destes sinais, os quais são utilizados em (3.44) para se estimar $s(t, n)$. Uma vez que $s(t, n)$ é contaminado por ruído, o mesmo é usado como parâmetro de entrada em um filtro de Kalman, para estimar sua amplitude e fase.

3.7 FILTRO DE KALMAN

De acordo com a literatura (ZHENG *et al.*, 2007), a vibração causada no tecido biológico em função da propagação da onda de cisalhamento possui amplitude muito pequena, geralmente menor que $1 \mu\text{m}$. Sendo assim, o sinal $s(t, n)$ pode possuir um baixo valor para a relação sinal ruído, o que dificulta a estimativa confiável para sua amplitude e fase. Uma maneira encontrada de superar este problema foi o uso do filtro de Kalman em $s(t, n)$ para extrair informações relativas a vibração do meio, de sinais de ecos ultrassônicos consecutivos, provenientes de uma excitação do tipo salva de senoides (ZHENG *et al.*, 2007).

O filtro de Kalman é um estimador linear de fácil implementação. Utiliza um modelo de espaço de estados para estimar recursivamente as variáveis de estado, de acordo com o erro quadrático médio mínimo (MMSE). Se todas as variáveis aleatórias utilizadas na modelagem forem independentes e com distribuição gaussiana, o filtro de Kalman é mais eficiente que outros estimadores baseados no MMSE, pois ele o minimiza (BROWN and HWANG, 1992).

Considerando-se o sinal de eco proveniente de uma profundidade fixa no meio, então o sinal $s(t, n)$ em (3.40) é discreto em n . O modelo discreto de sua estimativa, usando o filtro de Kalman, é representado por:

$$y_n = \beta_n \cos(\omega_s n T + \phi_{s,n}) + n_n, \quad (3.47)$$

onde os termos $\omega_s(t + T/2)$ e ϕ_s estão inseridos em $\phi_{s,n}$. Entretanto, o primeiro termo mencionando anteriormente será cancelado, quando for medida a diferença de fase entre duas regiões distintas, e com a distância entre elas conhecida, que é o procedimento fundamental para calcular a velocidade de fase da onda de cisalhamento no meio. O termo n_n representa ruído branco que foi adicionado à equação (3.40). O filtro de Kalman estima valores de β_n para amplitude e de $\phi_{s,n}$ para a fase, a partir de valores experimentais de y_n obtidos como valores discretos de $s(t, n)$ com $1 \leq n \leq N$, sendo N o número total de pulsos que formam a salva de senoides usadas para excitar os transdutores de ultrassom, T_{det} , mostrados na Figura (3.7). A aplicação do filtro leva em conta o conhecimento da frequência da onda de cisalhamento (ZHENG *et al.*, 2007).

Utilizando-se o modelo de espaço de estado discreto, a equação (3.46) pode ser reescrita como segue:

$$y_n = [\cos(\omega_s nT), -\text{sen}(\omega_s nT)] \cdot [\beta_n \cos(\phi_{s,n}), \beta_n \text{sen}(\phi_{s,n})]^T + n_n, \quad (3.48)$$

onde $[A]^T$ representa a matriz transposta de $[A]$

As variáveis de estado são definidas como na equação a seguir:

$$[x_n] = \begin{bmatrix} x_n(1) \\ x_n(2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \beta_n \cos(\phi_{s,n}) \\ \beta_n \text{sen}(\phi_{s,n}) \end{bmatrix}. \quad (3.49)$$

A matriz de transição, Φ , que relaciona a variável de estado atual à variável de estado futura é dada por (ZHENG *et al.*, 2007):

$$\Phi = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.50)$$

Com isso tem-se:

$$[x_{n+1}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot [x_n] + w_n, \quad (3.51)$$

onde o termo w_n refere às amplitudes da sequência de ruídos brancos, que se aproximam de zero quando se trata dos ruídos inseridos nas medidas da vibração do meio em decorrência do sistema eletrônico (ZHENG *et al.*, 2007).

O valor medido y_n 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):

$$y_n = H_n x_n + n_n, \quad (3.52)$$

onde $H_n = [h_k(1) \ h(2)] = [\cos(\omega_s nT) \ -\text{sen}(\omega_s nT)]$.

De acordo com (3.52) a amplitude e a fase para y_n são obtidas das variáveis de estado através das seguintes equações:

$$\beta_n = \sqrt{x_n^2(1) + x_n^2(2)} \quad (3.53)$$

$$\phi_{s,n} = \tan^{-1} \left[\frac{x_n(2)}{x_n(1)} \right]. \quad (3.54)$$

Zheng *et al.* (2007) observaram que β_n segue uma distribuição de Rayleigh, $\phi_{s,n}$ é distribuída uniformemente e as variáveis $x_n(1)$ e $x_n(2)$ são independentes e suas distribuições Gaussianas.

Como mencionado anteriormente, o filtro de Kalman estima recursivamente \hat{x}_n minimizando o erro quadrático médio (ZHENG *et al.*, 2003; 2004; 2007):

$$P_n = E[(x_n - \hat{x}_n) \cdot (x_n - \hat{x}_n)^T], \quad (3.55)$$

na qual $E[\]$ representa o valor esperado, \hat{x}_n é uma estimativa de x_n e n varia de 1 a N , sendo N o número de amostras (ou de pulsos na salva de senoides).

As etapas do filtro de Kalman são descritas a seguir (BROWN and HWANG, 1992; ZHENG *et al.*, 2003; 2007):

1. Condição Inicial:

$$P_1^- = p_0 I, \quad (3.56)$$

$$x_1^- = x_0, \quad (3.57)$$

2. Cálculo do Ganho de Kalman na n -ésima etapa:

$$G_n = P_n^- H_n^T (H_n P_n^- H_n^T + R)^{-1}, \quad (3.58)$$

3. Cálculo da estimativa atualizada da variável de estado:

$$\hat{x}_n = \hat{x}_{n-1}^- + G_n [y_n - H_n \hat{x}_{n-1}^-]. \quad (3.59)$$

4. Cálculo da matriz de covariância do erro:

$$P_n = (I - G_n H_n) P_n^-. \quad (3.60)$$

5. Estimativas futuras:

$$\hat{x}_{n+1}^- = \Phi_n \hat{x}_n, \quad (3.61)$$

$$P_{n+1}^- = \Phi_n P_n \Phi_n^T + Q. \quad (3.62)$$

onde I é uma matriz identidade (2x2), R é a variância do ruído branco n_n , o sinal negativo sobrescrito indica uma estimativa a priori, a qual pode ser obtida por meio de uma estimativa futura ou de um valor inicial. Zheng *et al.* (2007) mencionaram que é possível atribuir um valor inicial elevado para p_0 . Além disso, ele é inversamente proporcional à relação sinal ruído. Já o valor inicial da variável de estado, x_0 , pode ser considerado nulo nas condições iniciais. P_n é uma matriz 2x2 que representa a covariância do erro das variáveis de estado e pode ser empregada para estimar a variância do erro das estimativas de β , ϕ e da amplitude de deslocamento, D , de acordo com:

$$\sigma_\beta^2 = \left(\frac{\partial \beta}{\partial x(1)} \right)^2 P_n(1,1) + \left(\frac{\partial \beta}{\partial x(2)} \right)^2 P_n(2,2) = \frac{x^2(1)P_n(1,1) + x^2(2)P_n(2,2)}{x^2(1) + x^2(2)}, \quad (3.63)$$

$$\sigma_\phi^2 = \left(\frac{\partial \phi}{\partial x(1)} \right)^2 P_n(1,1) + \left(\frac{\partial \phi}{\partial x(2)} \right)^2 P_n(2,2) = \frac{x^2(2)P_n(1,1) + x^2(1)P_n(2,2)}{[x^2(1) + x^2(2)]^2}, \quad (3.64)$$

$$\sigma_D^2 = \sigma_\beta^2 \left[\frac{c}{2\omega_0 \cos(\theta)} \right]^2. \quad (3.65)$$

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Basicamente, toda a metodologia experimental baseou-se na utilização de uma placa TB 1000 (MATEC Instruments, MA, EUA) instalada no barramento ISA de um microcomputador pessoal (Pentium[®], 64 Mbytes de RAM e sistema operacional Microsoft Windows 95). Esta placa foi utilizada para excitar o transdutor de ultrassom (Panametrics V326, Olympus NDT Inc., Waltham, MA), T_{det} , na forma de uma salva de senoides (*burst*) com um determinado período de repetição de pulsos e frequência de 4,9620 MHz. A placa foi configurada para funcionar na forma pulso-eco, sendo com isto capaz de fornecer os sinais de eco capturados por T_{det} , já amplificados e, se necessário, filtrados. Os sinais de eco fornecidos pela placa foram exibidos e capturados em um osciloscópio digital, modelo DPO 3032 (Tektronix, Beaverton, OR, EUA), com uma taxa de amostragem de 125 MA/s e memória de 5 Mbytes; proporcionando uma aquisição correspondente a 40 ms de sinal coletado. Os dados armazenados na memória do osciloscópio foram transferidos, via interface USB, para um *netbook* (Intel[®] Atom[™], CPU N270, 1,60 GHz, 1 Gbytes de RAM, Microsoft Windows XP Home Edition), onde foram armazenados, usando um programa de comunicação desenvolvido em LabView (Versão 7,1; National Instruments, Austin, Texas, EUA). Posteriormente, os dados foram processados em outro microcomputador (Pentium[®] Dual Core, CPU E5300, 2,60 GHz, 2 Gbytes de RAM, Microsoft Windows XP Professional), usando um programa em Matlab (Versão R2009a, Mathworks, Natick, MA, EUA), para se determinar as características de vibração do meio. O diagrama de blocos, na Figura 4.1, exhibe a instrumentação mencionada acima.

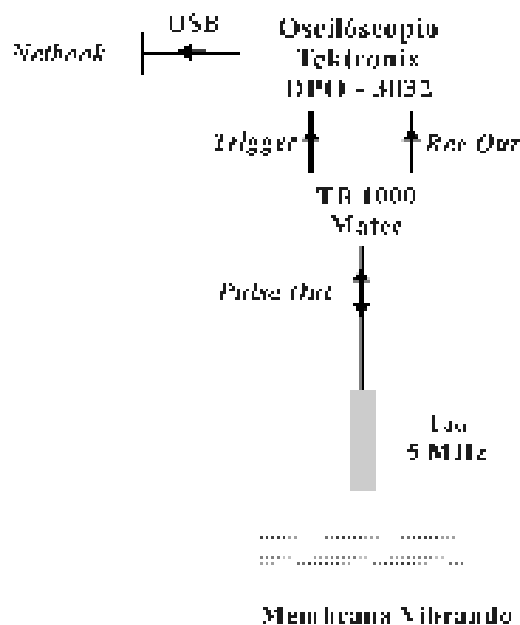


Figura 4.1 – Instrumentação básica empregada no experimento.

Todo o processamento dos sinais de eco envolvendo a detecção dos componentes de fase e quadratura foi realizada por *software* atuando sobre o sinal digitalizado.

Um sinal de RF típico adquirido pelo osciloscópio, composto por sinais de excitações (maiores) da salva de senoides, dos ecos correspondentes (um pouco menores) e de reverberações entre transdutor e alvo (os menores) está mostrado na figura 4.1. Apenas um quarto do sinal coletado, equivalente a 10 ms, está exibido na figura 4.2.

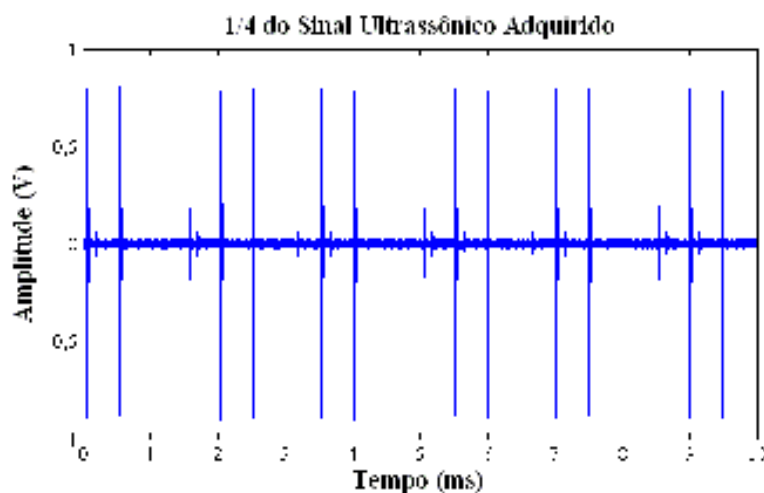


Figura 4.2 – Exemplo de um sinal ultrassônico coletado durante 10 ms.

Para estimar a vibração do meio, o passo inicial consistiu em segmentar o sinal de RF capturado pelo osciloscópio, onde cada segmento corresponde a um ciclo da salva de senoides (excitação e ecos). Posteriormente, foi realizado o alinhamento de todos os segmentos, de forma a colocá-los iniciando em um mesmo instante de tempo. Para isso, tirou-se, inicialmente, o nível DC do sinal. A seguir foi determinado o seu módulo e o resultado passou por filtro passa-baixa do tipo *Butterworth* de ordem 2 e frequência de corte equivalente a um terço da frequência central do sinal de eco capturado pelo transdutor ultrassônico. Este filtro foi escolhido devido a sua resposta em frequência ser muito plana na banda passante, ou seja, sem *ripple*. A ordem selecionada foi o valor mínimo para produzir uma maior atenuação das frequências mais elevadas que a frequência de corte. O sinal filtrado constituiu-se, basicamente, nas envoltórias dos sinais de excitações, de ecos e de reverberações. Logo após aplicou-se um *offset* de -80 % da amplitude máxima do sinal (envoltórias dos sinais de ecos e reverberações não cruzaram esse limiar) e do sinal resultante foram encontrados os instantes de cruzamento por zero, no sentido ascendente, dos envelopes relacionados aos sinais de excitação. A figura 4.3 ilustra os processos descritos, porém considerando apenas 250 μ s do sinal adquirido para exemplificar o processo.

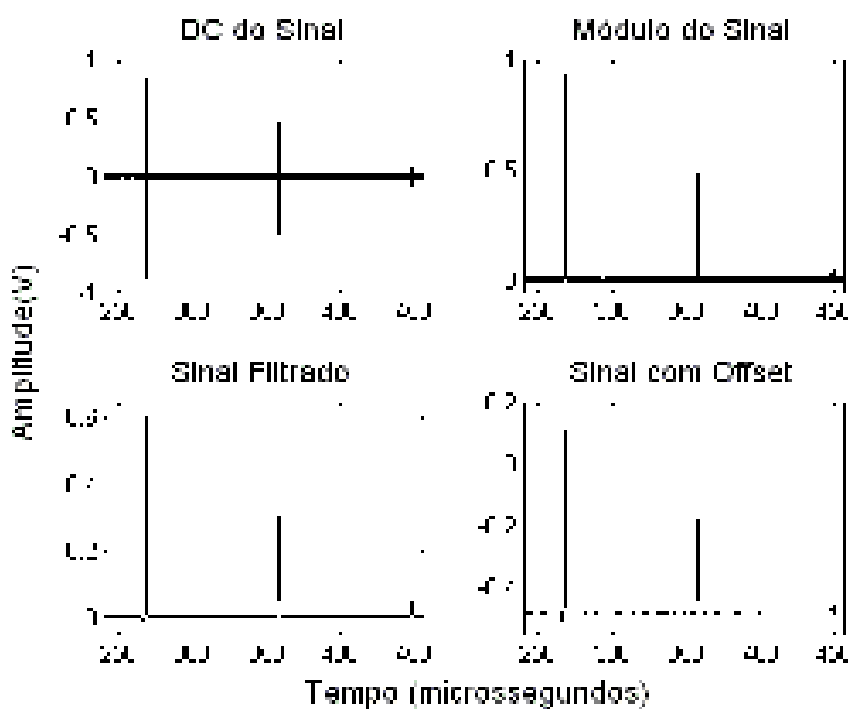


Figura 4.3 – processos desenvolvidos para segmentar o sinal adquirido. As imagens exibem somente o trecho inicial do sinal.

Uma vez encontrados os pontos ascendentes de cruzamento de zero correspondentes a cada segmento, o instante inicial para cada segmento foi tomado antecedendo 150 pontos amostrais no segmento. Uma vez definido o início do segmento, o seu comprimento foi definido correspondendo a uma quantidade de dados amostrais capaz de conter todo o trecho entre o sinal de excitação e o sinal de eco de interesse. Tipicamente, cada segmento foi constituído de 8001 pontos, o que corresponde a 64 μ s de duração para uma frequência de amostragem de 125 MHz. A figura 4.4 exibe parte (cerca de 46 μ s) de um segmento típico para todos os experimentos contendo a excitação e o sinal de eco correspondente.

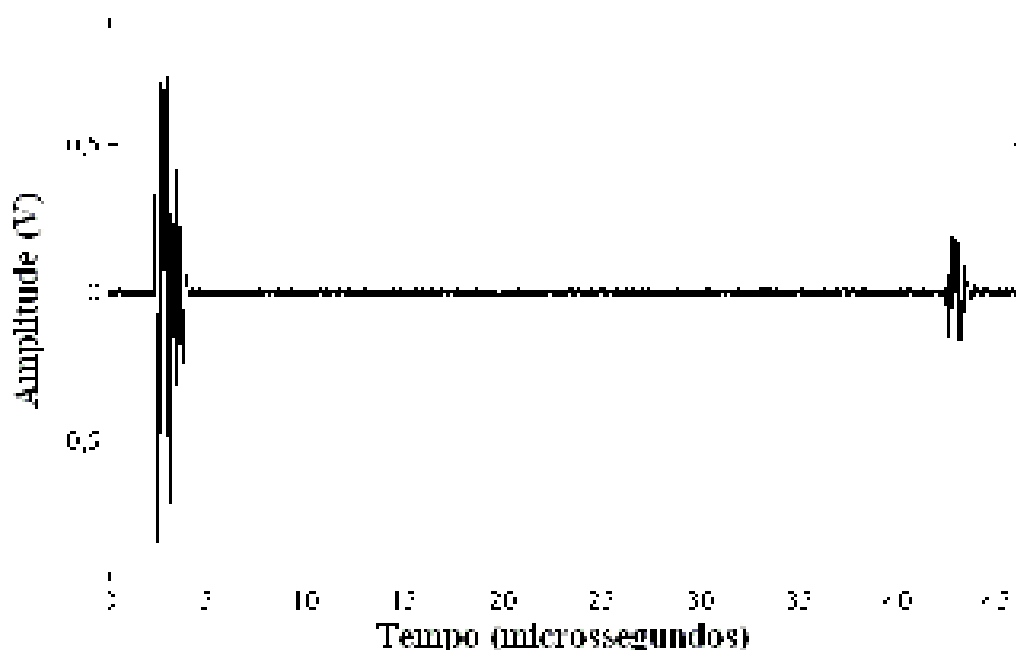


Figura 4.4 – Parte de um segmento típico do sinal adquirido, contendo a excitação e um sinal de eco.

Aplicou-se um *offset* de 80% da amplitude máxima do sinal a todos os segmentos e em seguida foi usado o procedimento, no qual se encontrou o primeiro ponto ascendente, por meio dos cruzamentos por zero, do sinal de excitação de todos os segmentos. Com isso, os pontos que antecederam o ponto encontrado (de todos os segmentos) foram excluídos e ele foi tomado como a origem do novo segmento. A figura 4.5 apresenta parte de três segmentos consecutivos, de um mesmo experimento, alinhados.

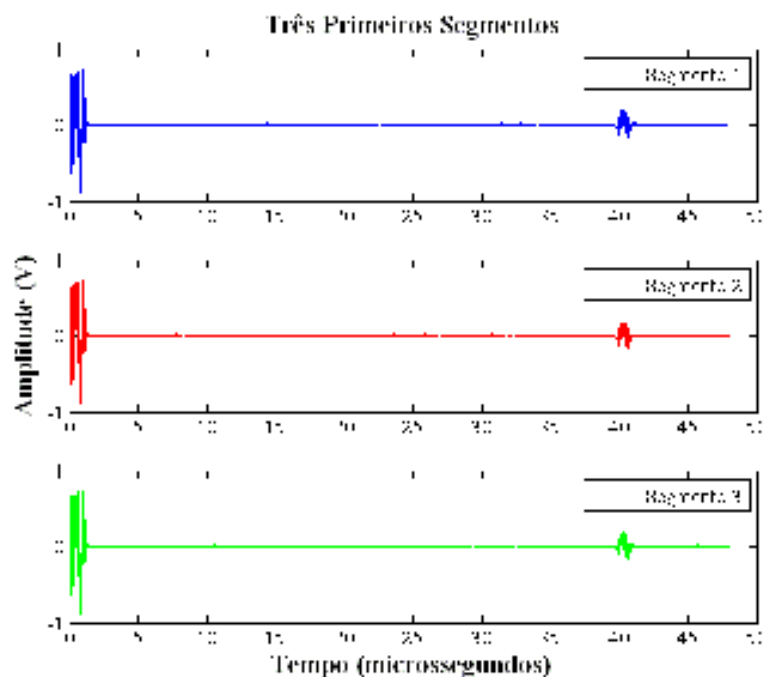


Figura 4.5 – Parte de três segmentos consecutivos alinhados, os quais possuem duração de 48 microssegundos.

A quantidade de segmentos do sinal, para um determinado experimento, é obtida levando-se em consideração o tamanho de memória (5 Mbytes) do osciloscópio, a frequência de amostragem (125MHz) e o (PRP) da salva de senoides. Dependendo do tipo de experimento, o valor de PRP empregado foi de 0,424, 0,5, 0,524 ou 0,636 ms, o que corresponde a 94, 80, 76 ou 62 segmentos, respectivamente.

Após a segmentação e alinhamento dos segmentos foram gerados sinais seno e cosseno, sincronizados com a excitação, para serem usados na determinação dos componentes de fase e quadratura dos sinais de eco. Esses sinais senoidais foram gerados com amplitude de 1 V pico a pico e na frequência central de um sinal de eco proveniente de um refletor plano. Para a sincronização dos mesmos com a excitação foi necessário encontrar a fase inicial desses sinais senoidais. Para isto, foram detectados os instantes de cruzamento por zero do sinal de excitação contido em todos os segmentos. Esses instantes de cruzamento por zero foram organizados em ordem crescente e para o primeiro deles foi determinado se o mesmo era ascendente ou descendente. Caso ascendente, a fase total do cosseno corresponderia a $3\pi/2$ radianos e em caso contrário corresponderia a $5\pi/2$ radianos. Para os cruzamentos subsequentes (tipicamente 4 no mesmo segmento), a fase total do cosseno corresponderia a múltiplos ímpares de $3\pi/2$

ou de $5\pi/2$, caso fossem ascendentes ou descendentes, respectivamente. A fase considerada foi a média dos valores correspondentes encontrados para todos os cruzamentos por zero do sinal de excitação. Sendo assim, foi encontrada a média das fases de cada segmento. E a moda desses valores foi usada como a fase dos sinais senoidais.

A figura 4.6 mostra que método desenvolvido funcionou adequadamente, pois o sinal de cosseno gerado se encaixou muito bem no sinal de excitação.

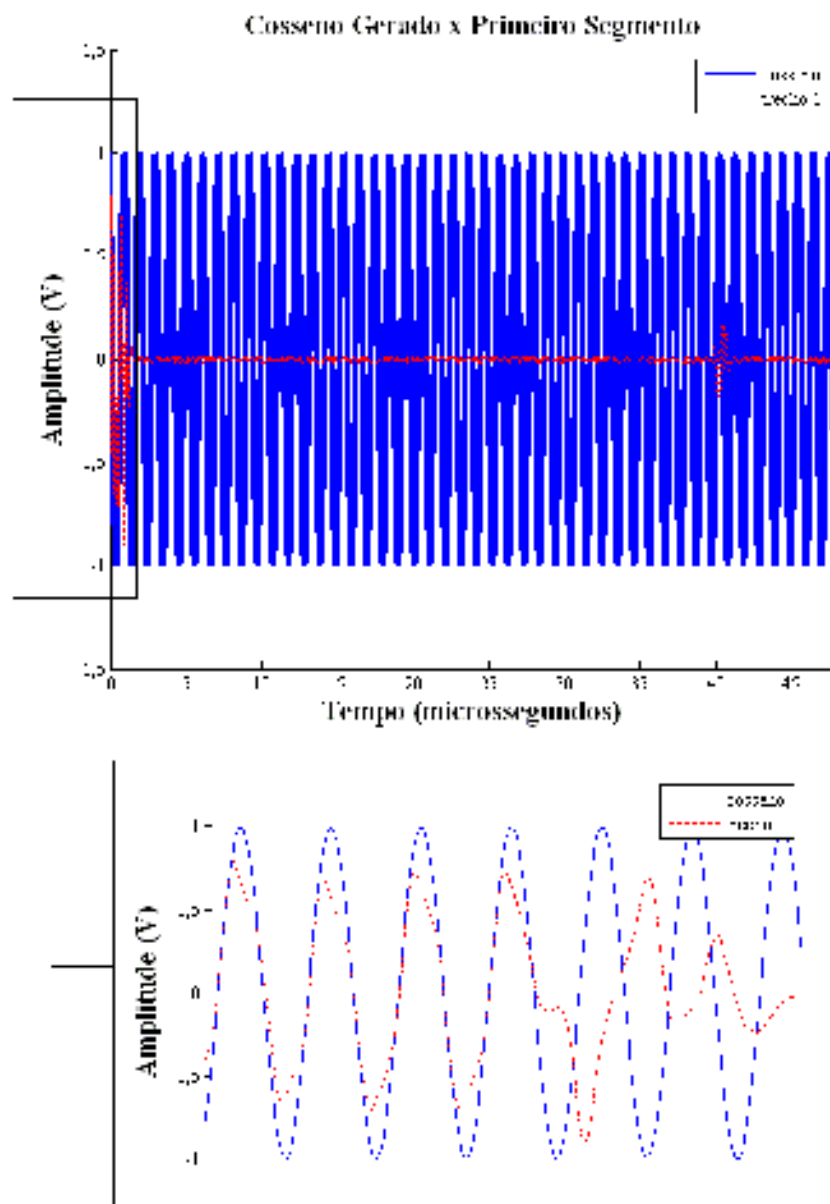


Figura 4.6 – Parte superior, primeiro segmento e o sinal de cosseno gerado. Na parte inferior detalhes do sinal cosseno e do sinal de excitação. Nota-se que eles se encaixam bem.

Uma vez gerado os sinais de cosseno e seno, eles foram multiplicados, separadamente, por todos os segmentos. Os dois produtos resultantes passaram, cada um, por um filtro passa-baixas do tipo *Butterworth* com ordem 2 e frequência de corte equivalente a um terço da frequência central do sinal de eco capturado pelo transdutor ultrassônico. As saídas dos filtros continham os componentes em fase e em quadratura dos sinais de eco, Figura (4.7).

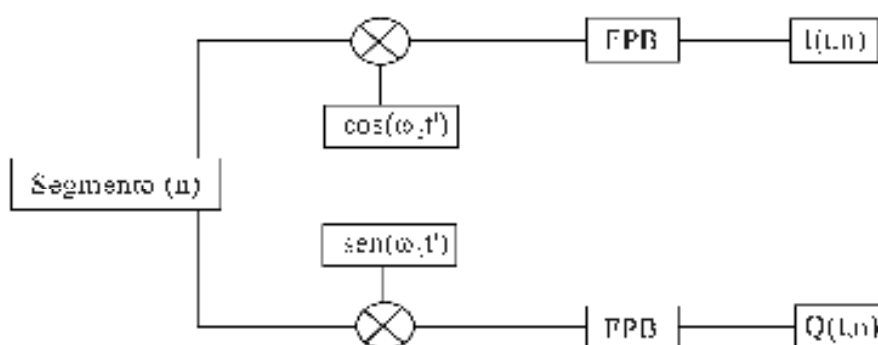


Figura 4.7 – demodulador de quadratura aplicado aos n-segmentos, para se determinar as componentes em fase e quadratura.

Foram tomados os valores dos componentes em fase e quadratura correspondentes ao instante central do sinal de eco, com os quais determinou-se o valor de $s(t,n)$, para $1 \leq n \leq N$, sendo N a quantidade de segmentos.

A figura 4.8 mostra um exemplo da representação do sinal de vibração, $s(t,n)$, do meio, extraída utilizando o método descrito acima e a vibração estimada pelo filtro de Kalman.

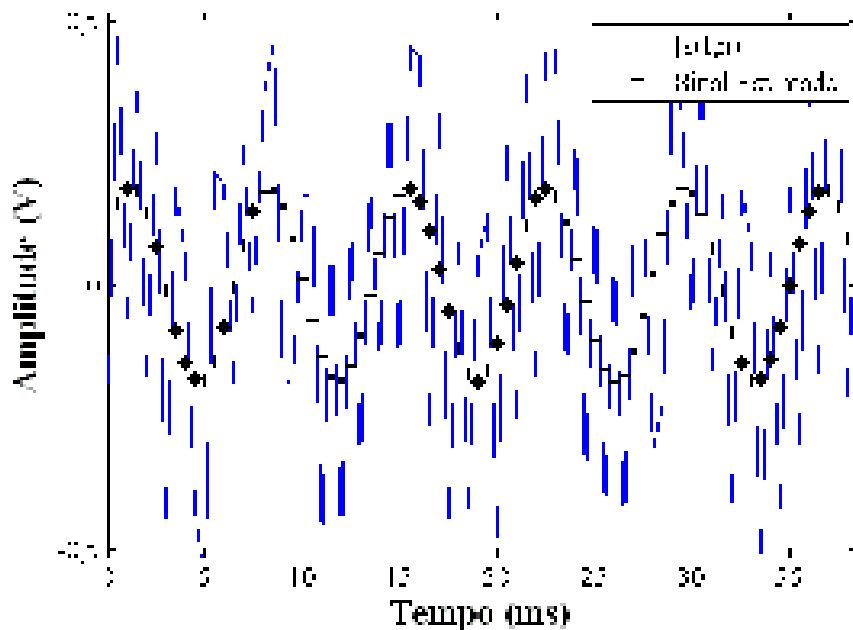


Figura 4.8 – Exemplo da representação do sinal de vibração do meio e o sinal estimado pelo filtro de Kalman.

4.1 MONTAGEM EXPERIMENTAL I – DETECÇÃO DE VIBRAÇÃO DE UMA MEMBRANA

Foi montado um sistema experimental para testar o método ultrassônico de detecção de microvibração, incluindo uma membrana com vibração imposta por um alto-falante, conforme ilustrado na figura 4.9. O sistema de ultrassom operou com o transdutor de detecção (T_{det}) excitado por uma salva de senoides. A membrana vibrante é parte da parede do reservatório de água e o feixe de ultrassom emitido por T_{det} incidiu perpendicularmente a ela.

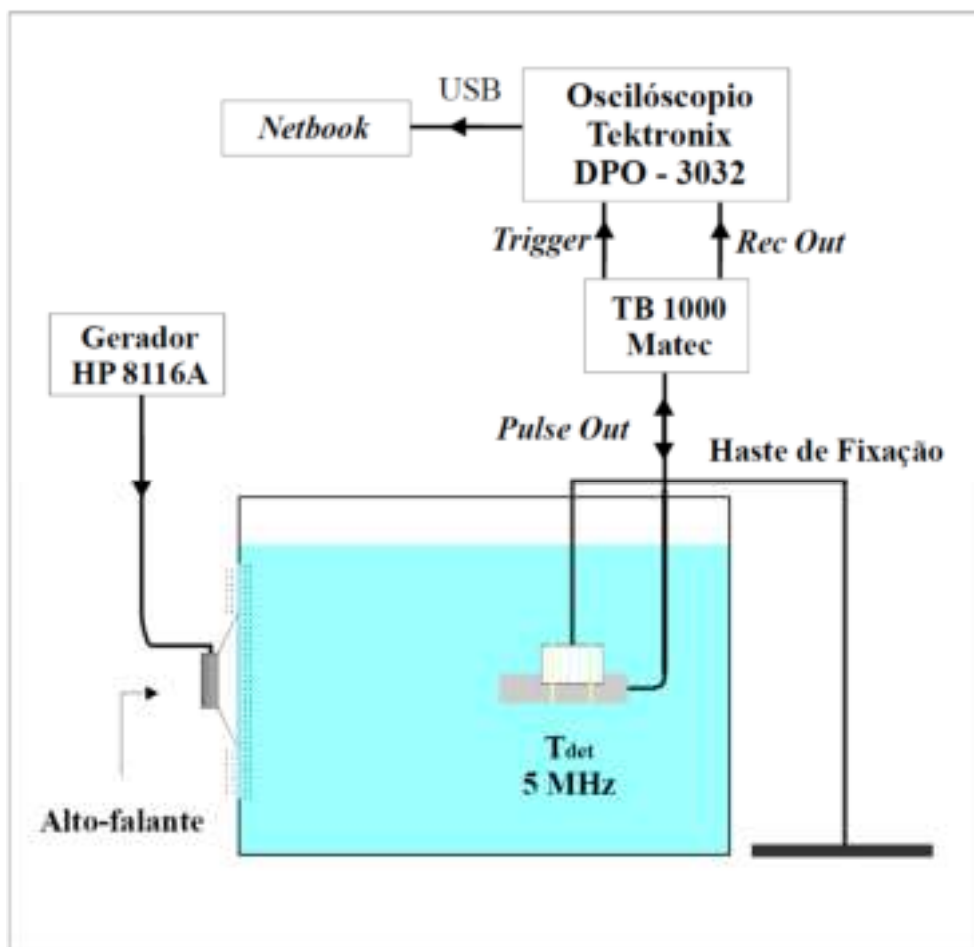


Figura 4.9 – Montagem experimental utilizada para estudar a vibração da membrana. O gerador excita o alto-falante com sinais senoidais de baixa frequência, o que provoca a vibração da membrana. Já a placa TB 1000 é configurada para operar no modo pulso-eco, sendo com isto capaz de excitar o transdutor ultrassônico e coletar os sinais de ecos capturados pelo transdutor. Os sinais de eco fornecidos na saída *rec out* da placa são capturados pelo osciloscópio digital e transferidos ao microcomputador através de uma interface USB, onde são processados.

Para excitar o transdutor ultrassônico, cuja frequência central nominal é 5 MHz, e captar os sinais refletidos da membrana em movimento, usou-se uma placa TB-1000 configurada da seguinte forma: FRP de 2 kHz, duração do pulso de 1 μ s, ganho de 20 dB, *trigger* interno, alta tensão de excitação e no modo pulso-eco. Uma saída dessa placa, denominada *rec out*, possibilitou exibir o sinal refletido pela membrana em um osciloscópio, modelo DPO 3032, (Tektronix, Beaverto, OR, EUA). E por meio de uma conexão USB, foi possível fazer aquisições dos sinais do osciloscópio em um *netbook*, para isso utilizou-se o software Labview versão 7.1 (National Instruments, Austin, Texas, EUA). E por fim, após o armazenamento dos dados realizaram-se os processamentos dos sinais ultrassônicos.

O sinal de eco foi capturado conforme mencionado no item anterior e processado, usando-se um programa computacional implementado em MATLAB® (Versão R2009a, Mathworks, Natick, MA, EUA), para dele se extraírem os componentes de fase e quadratura. O sinal $s(t,n)$ foi determinado usando-se o filtro de Kalman e sua amplitude β estimada.

A figura 4.10 mostra uma imagem do esquema experimental usado para detectar a vibração da membrana. Nela, é possível observar o transdutor ultrassônico imerso em um tanque acústico contendo água, três ajustes lineares (M-426, Newport Corporation, Irvine, Califórnia, EUA) e de inclinação (M-TTN80, Newport Corporation, Irvine, Califórnia, EUA) para orientar o feixe incidindo perpendicularmente na membrana e o alto-falante acoplado à membrana para produzir uma vibração.

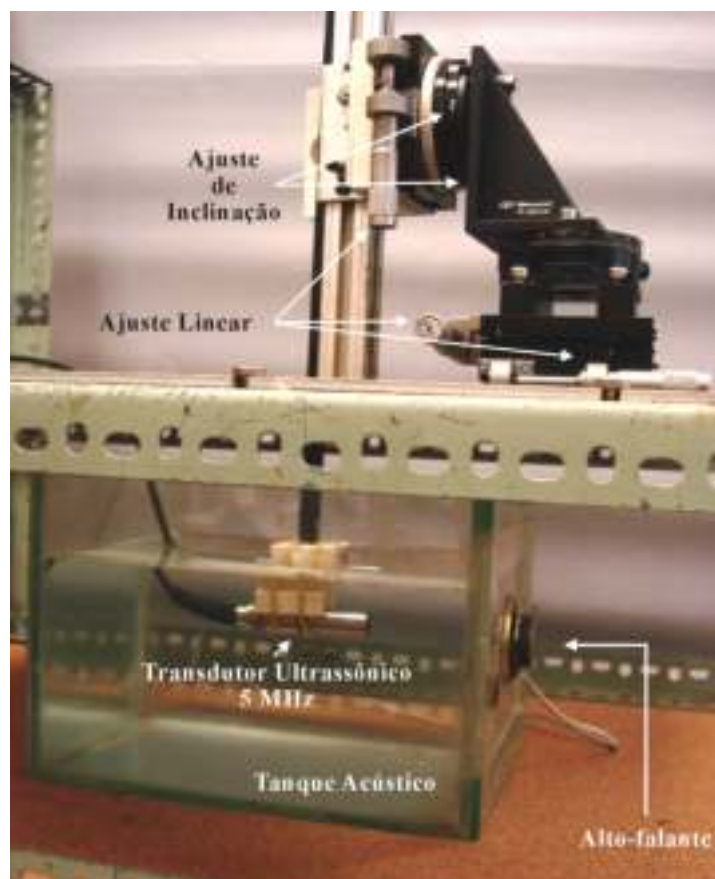


Figura 4.10 – Esquema experimental: alto-falante para produzir a vibração da membrana, à qual ele está acoplado. O ajuste linear e angular é utilizado para possibilitar que o feixe emitido pelo transdutor incida perpendicularmente na membrana, otimizando a amplitude da onda refletida. O transdutor opera na forma pulso-eco.

Inicialmente, com o gerador de funções desligado, fez-se aquisição do sinal de eco. Após o processamento do mesmo, o sinal resultante $s(t,n)$ foi considerado ruído e dele se estimou a variância, parâmetro este usado na rotina do filtro de Kalman. Em seguida, utilizou-se o gerador de funções modelo HP 8116A (Hewlett-Packard; Palo Alto, CA, EUA), configurado para gerar um sinal senoidal com frequência de 150 Hz e amplitude de 1 V (pico a pico), para excitar um alto-falante de 3W, o qual estava acoplado a uma membrana de poliuretano do tanque acústico. Este procedimento foi realizado mais 9 vezes. E sua finalidade foi verificar a amplitude mínima de vibração da membrana que o sistema de ultrassom conseguiria determinar. O procedimento experimental foi repetido para outros valores (3, 6, 9, 12 e 15 V) de amplitude pico a pico do sinal de excitação do alto-falante, também 10 vezes para cada V_{pp} .

Empregou-se um sinal senoidal, com frequência de 150 Hz, para excitar o alto-falante e com isso se estimulou a vibração da membrana. Após a aquisição do sinal de RF coletado da membrana vibrando, foi testada uma das funcionalidades do DUMV, sendo ela o filtro Kalman. Sendo assim, variou-se a frequência de vibração, usada na rotina do filtro, de 100 a 900 Hz, com passos de 1 Hz. O resultado deste procedimento permitiu verificar se o filtro realmente estava extraindo do meio, o sinal de vibração com a frequência fundamental de interesse, neste caso 150 Hz.

Posteriormente, se realizou um experimento, no qual a amplitude do sinal de excitação do alto-falante foi de 12 V e a frequência de 100 Hz. E o sistema ultrassônico empregado para detectar a vibração do meio foi o mesmo utilizado nos experimentos anteriores. Em seguida, manteve-se a amplitude do sinal em 12 V e a frequência foi modificada (130, 180, 200 e 280 Hz) após a realização da aquisição do sinal de eco da membrana, para cada frequência de vibração. O objetivo deste experimento foi testar se a varredura realizada pelo filtro de Kalman para detectar a frequência da vibração do meio estava funcionando corretamente.

Neste experimento não se implementou um sincronismo entre a excitação do alto-falante e a de T_{det} . Com isto, não se reproduziram os valores da fase de $s(t,n)$ correspondentes a experimentos repetidos.

4.2 MONTAGEM EXPERIMENTAL II – DETECÇÃO DE VIBRAÇÃO DA EXTREMIDADE DE UMA HASTE METÁLICA

A montagem experimental aqui considerada constituiu-se parte integrante de um experimento a ser descrito na próxima seção. Por esta razão, foi implementada a montagem experimental, descrita a seguir, para avaliar a vibração da extremidade de uma haste metálica. Neste contexto, foi analisado o comportamento da vibração de uma haste metálica, com 2,5 mm de raio, 15,64 cm de comprimento e acoplada a um alto-falante (30 W de potência e impedância de 1Ω), conforme ilustrado na figura (4.11). O gerador de sinais, modelo HP 8116 A, foi usado para excitar o alto-falante, o qual induziu a vibração da haste acoplada ao seu diafragma. 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. O sistema ultrassônico usado para detectar o movimento da extremidade da haste atuou de forma semelhante ao caso anterior, apenas com o transdutor emitindo o feixe perpendicularmente à face da extremidade da haste oposta àquela em contato com o diafragma do alto-falante.

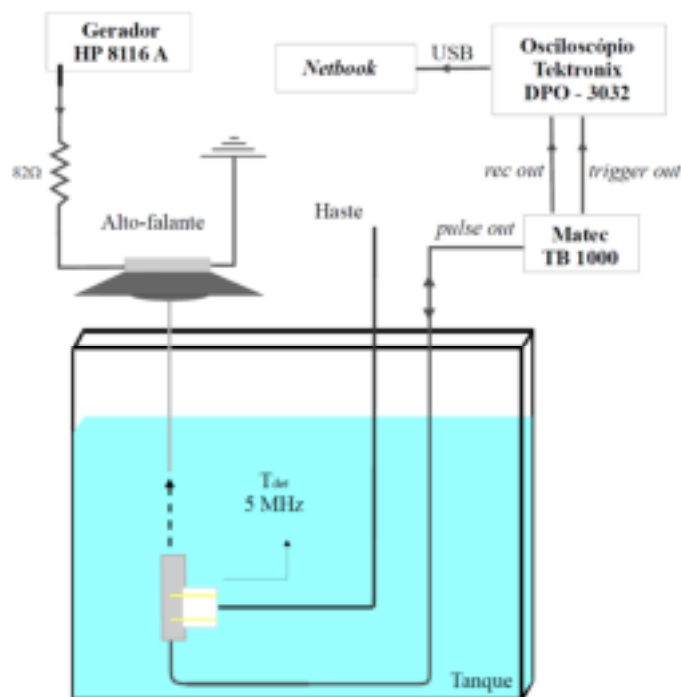


Figura 4.11 – Montagem experimental usada para analisar a vibração da extremidade haste metálica. O gerador produz um sinal senoidal, o qual passa por um resistor de 80Ω , para excitar o alto-falante. Este induz a vibração da haste acoplada a ele. Um sistema ultrassônico, pulso-eco, foi empregado para detectar essa vibração.

A configuração da placa TB 1000 foi: PRP de 0,5 ms, duração do pulso de 1 μ s, ganho de 16,5 dB, alta tensão de excitação do transdutor, filtro passa alta de 2,25 MHz e um filtro passa baixa de 10 MHz para o sinal de eco. Os parâmetros usados no osciloscópio foram: frequência de amostragem de 125 MA/s e o comprimento do sinal de 5 Mbytes. Com o gerador de funções desligado, fez-se aquisição do sinal de eco. Após processamento do mesmo, o sinal resultante $s(t,n)$ foi considerado ruído e dele se estimou a variância, parâmetro este usado na rotina do filtro de Kalman. Em seguida, o gerador foi ajustado para gerar uma forma de onda contínua e senoidal, com frequência de 140 Hz e amplitude de 1 V pico a pico. Com isto foi realizada outra aquisição do sinal de eco ultrassônico. Novas aquisições foram feitas utilizando outros valores de amplitude, sendo eles: 2, 3, 4, 5, 6, 9, 12 e 15 V.

Em seguida, a frequência da onda senoidal foi alterada para 40 Hz e a amplitude do sinal para 1 V pico a pico. Com isso, foi possível realizar uma nova aquisição de sinal, incluindo amplitudes de 2, 3 e 12 V. Novas aquisições foram ainda realizadas com o alto-falante excitado em 60, 80, 100 e 120 Hz.

Analogamente ao que foi realizado na montagem experimental anterior, não se implementou um sincronismo entre a excitação do alto-falante e a de T_{det} . Com isto, não se reproduziram os valores da fase de $s(t,n)$ correspondentes a experimentos repetidos.

4.3 MONTAGEM EXPERIMENTAL III – DETECÇÃO DA VELOCIDADE DE FASE DA ONDA DE CISALHAMENTO EM TUBO DE SILICONE

A montagem experimental ilustrada na figura (4.12) foi usada para testar se o DUmV era capaz de estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento propagando-se em um do tubo de silicone, com comprimento de 123,71 mm e raios externo e interno de 5,20 e 2,98 mm, respectivamente. Esse tubo foi fixado em orifícios, com aproximadamente 5,64 mm de raio, na parede lateral de um recipiente plástico com 90 mm de comprimento. O recipiente contendo o tubo foi imerso em um tanque contendo água destilada. A haste de alumínio acoplada ao diafragma de um alto-falante, como descrito na seção anterior, foi usada para excitar a

onda de cisalhamento no tubo. Para isto, a extremidade livre da haste ficou em contato com a superfície superior do tubo. A vibração da extremidade da haste excitou a onda de cisalhamento no tubo.

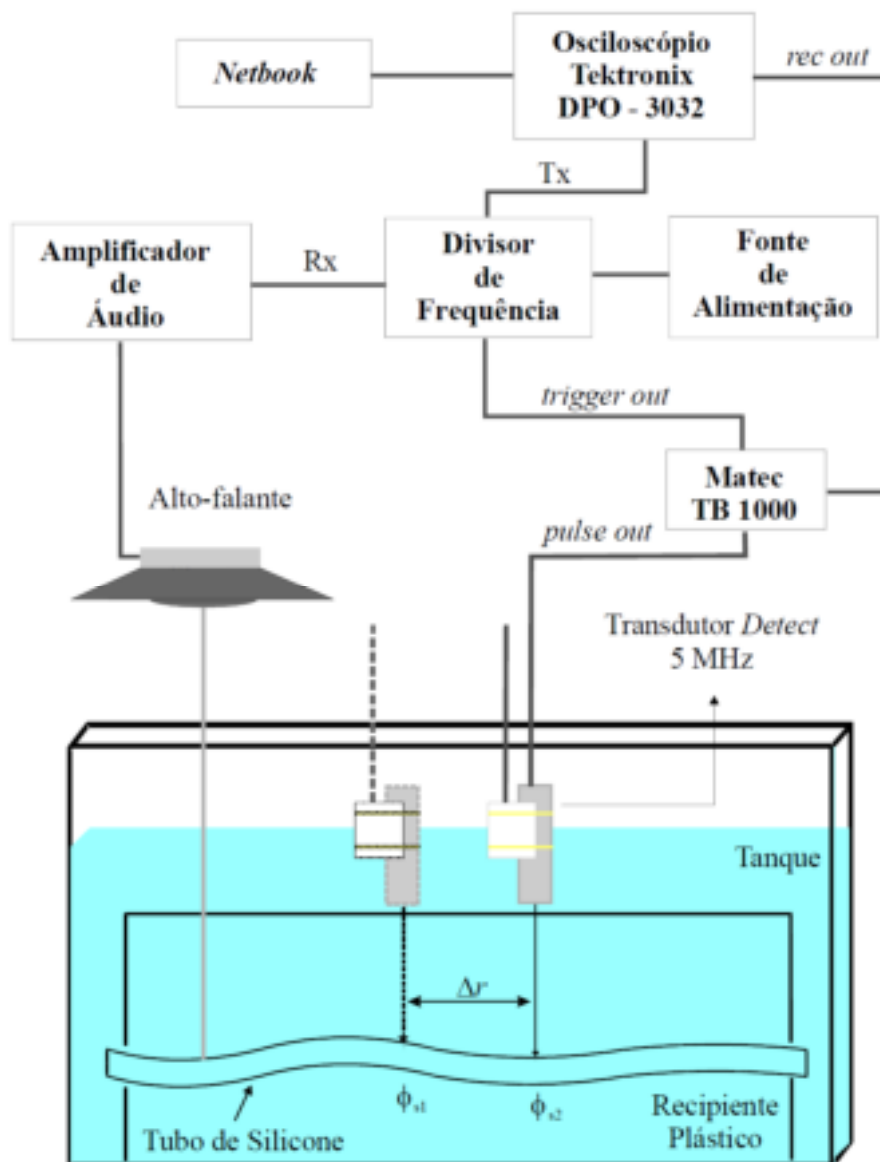


Figura 4.12 – Montagem experimental utilizada para gerar e detectar a propagação de onda de cisalhamento em um tubo de silicone, usando-se um sistema ultrassônico pulso-eco operando em 5 MHz. Os sinais de excitação da haste e de T_{det} são sincronizados. O sinal de eco da parede do tubo, coletado de duas regiões separadas de Δr , é usado para a detecção da vibração da parede do tubo.

Distintamente do que foi usado nas duas montagens experimentais anteriores, na atual foi implementado um sincronismo entre os sinais de excitação da haste metálica e do transdutor T_{det} . A base de toda sincronização foi o sinal de sincronismo procedente do canal *trigger out* na placa TB 1000 configurada para funcionar na forma pulso-eco,

gerando uma excitação de T_{det} do tipo salva de senoides. O sinal de sincronismo gerado pela placa foi usado para sincronizar a aquisição realizada no osciloscópio digital e para a geração do sinal de excitação do alto-falante. Neste caso usou-se um divisor de frequências (DF), constituído por um conjunto de *flip-flops* do tipo D conectados em série, cujo sinal de saída em forma de uma onda quadrada foi filtrado (filtro passa-baixa) e enviado a um amplificador de áudio cuja saída foi conectada ao alto-falante. O PRP gerado pela placa TB1000 foi ajustado, juntamente como número de flip-flops, para se gerar um sinal de excitação do alto-falante numa frequência entre 100 e 150 Hz. Em todos os casos, o PRP situou-se entre 0,424 e 0,636 ms.

A detecção da vibração do tubo foi realizada em dois pontos distintos e espaçada de Δr , usando-se o sistema de ultrassom já descrito anteriormente. Neste caso, o sincronismo entre a excitação do alto-falante e T_{det} permitiu determinar de forma absoluta a diferença de fase dos sinais $s(t, n)$ referentes à captura dos sinais de eco provenientes das duas posições ao longo da parede do tubo e espaçadas de Δr .

Para esta montagem experimental, a placa TB 1000 foi configurada da seguinte forma: PRP = 0,636 ms, ganho do pré-amplificador de 65 dB, duração do pulso de 1 μ s, alta tensão para o pulso de excitação, filtro passa baixa de 10 MHz e filtro passa alta de 2,25 MHz para o sinal de eco. Com isso, a frequência do sinal que excitou o alto-falante foi de 100 Hz. Ajustou-se, ainda, o volume no amplificador de áudio, para deixar a amplitude do sinal de 100 Hz em 504 mV pico a pico. Utilizou-se um sistema de ajuste de inclinação de T_{det} para permitir uma incidência normal do feixe de T_{det} à parede do tubo. Devido à uma leve curvatura do tubo, o ângulo θ entre o feixe de T_{det} e a direção vertical foi de 3°. A distância entre a haste e o local na parede do tubo onde incidiu o pulso de ultrassom emitido por T_{det} foi de aproximadamente 2 cm. Este ponto foi convencionado como sendo a posição 0 mm. Com o amplificador de áudio desligado, realizou-se a primeira aquisição de sinal de eco, cujo resultado $s(t, n)$ foi considerado como ruído e dele se extraiu a variância para ser usada no filtro de Kalman. Os sinais de eco adquiridos pelo osciloscópio foram transmitidos, via interface USB, para o *netbook*, de forma similar ao realizado nos experimentos anteriores. Após a coleta do sinal de ruído, o amplificador de áudio foi energizado e fez-se outra aquisição do trem de sinais de eco. Em seguida, o transdutor foi deslocado de 4,0 mm, afastando-se da haste, e uma nova aquisição foi realizada. Deslocou-se o transdutor de mais 4,0

mm e adquiriram-se os sinais de ecos novamente. Feito isto, o transdutor foi reposicionado em 0 mm e todo o processo descrito foi repetido mais 9 vezes.

No experimento seguinte, somente um parâmetro na placa TB 1000 foi modificado, sendo ele o PRP (0,524 ms). A alteração do PRP ocasionou a mudança na frequência do sinal de saída do DF, a qual passou para 120 Hz, aproximadamente. O mesmo procedimento realizado na etapa anterior para coletar sinais de eco do tubo de silicone foi repetido para haste excitada na frequência de 120 Hz. Já na última etapa, dois parâmetros foram alterados na placa TB 1000, sendo eles: duração do pulso (0,8 μ s) e PRP (0,424 ms). Ao se diminuir o PRP foi necessário diminuir também a duração do pulso porque a TB 1000 impõe como condição um *duty cycle* de no máximo 2%. Essas modificações fizeram com que a frequência de saída do DF fosse de 150 Hz. Novamente se repetiu o processo descrito na primeira etapa relativo à aquisição dos sinais de eco da parede do tubo.

5 RESULTADOS

5.1 EXPERIMENTO I – MEMBRANA

A tabela 5.1 fornece o valor médio ($n = 10$) da amplitude de vibração da membrana, estimada pelo filtro de Kalman e seus respectivos desvios padrões (std), em função da amplitude (pico a pico) do sinal de excitação do alto-falante.

Tabela 5.1 – Amplitude (média \pm desvio padrão) estimada da vibração da membrana, D , para uma frequência de vibração de 150 Hz, em função da amplitude de pico-pico do sinal de excitação do alto-falante, V_{pp} .

V_{pp} (V)	D (μm)
1	$1,33 \pm 0,30$
3	$3,80 \pm 0,23$
6	$7,68 \pm 0,32$
9	$11,74 \pm 0,50$
12	$15,57 \pm 0,50$
15	$20,24 \pm 0,28$

As figuras (5.1) - (5.6) exibem os componentes em fase e quadratura e a representação do sinal de vibração da membrana, para a primeira aquisição de sinal, das 10 realizadas, quando o gerador HP 8116 A foi configurado para gerar sinais senoidais com frequência de 150 Hz e amplitudes de 1, 3, 6, 9, 12 e 15 V.

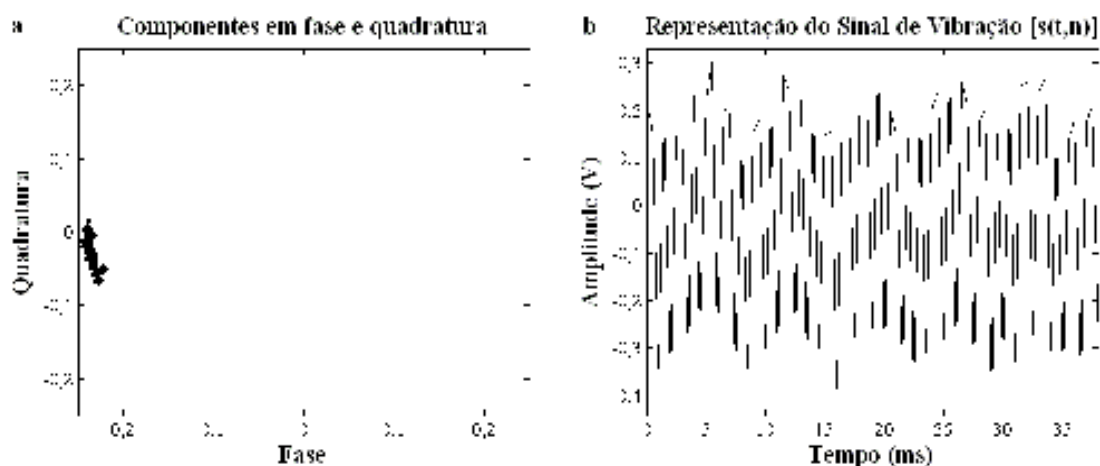


Figura 5.1 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 1 V.

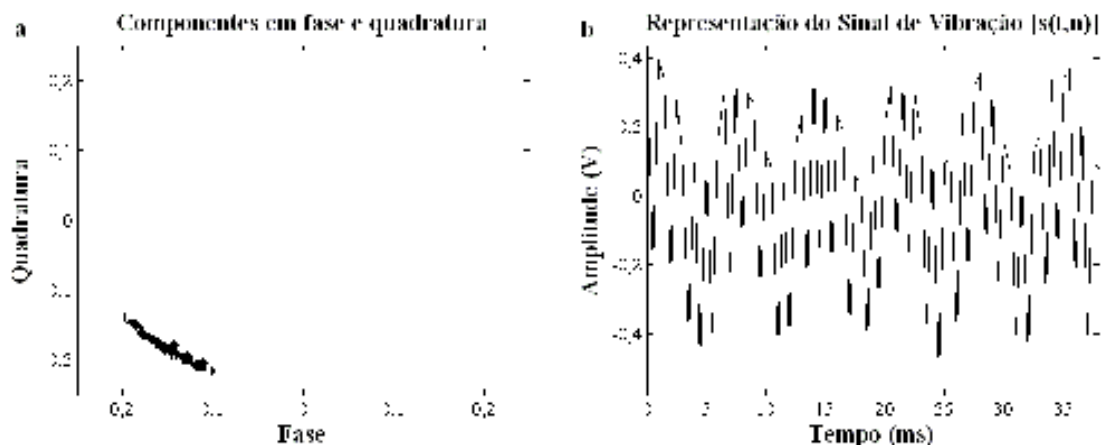


Figura 5.2 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 3 V.

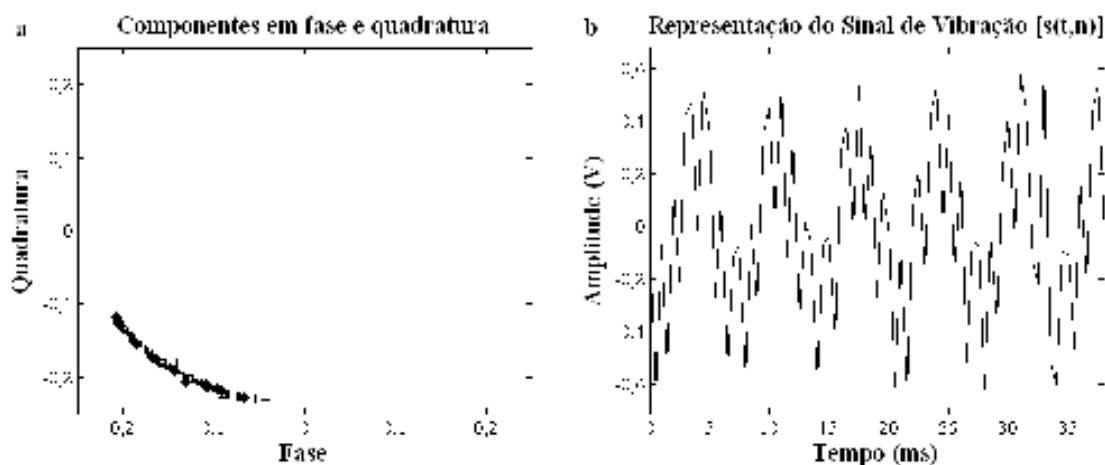


Figura 5.3 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 6 V.

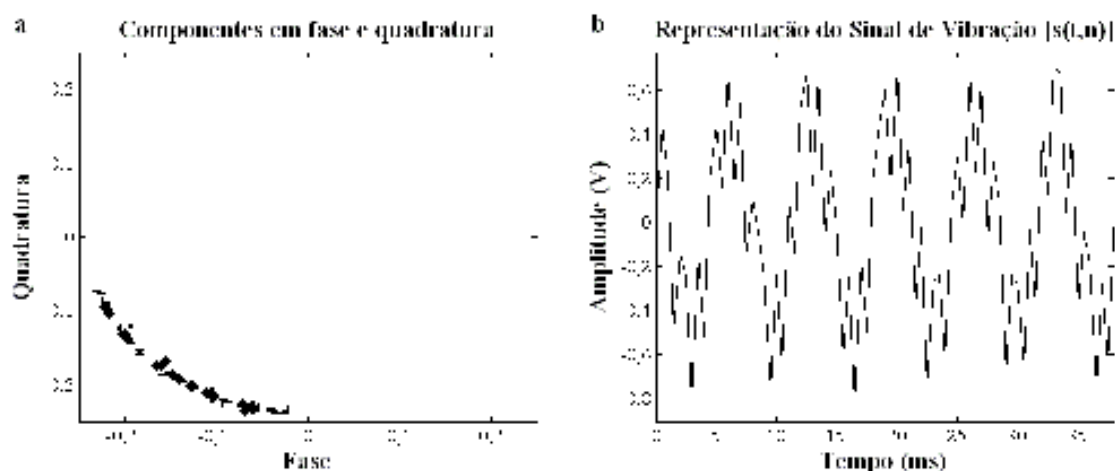


Figura 5.4 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 9 V.

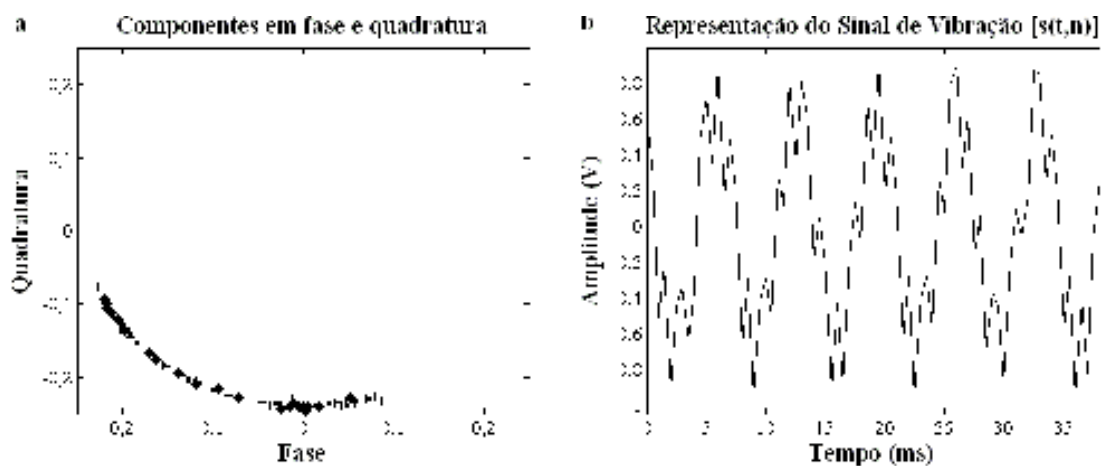


Figura 5.5 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 12 V.

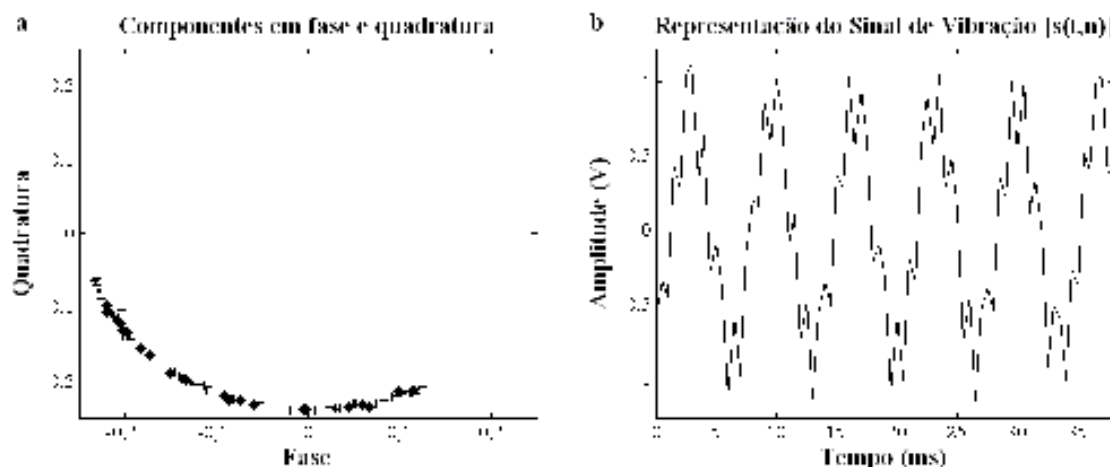


Figura 5.6 – (a) Componentes em fase e quadratura e (b) representação do sinal de vibração da membrana, obtidos com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 150 Hz e amplitude de 15 V.

A figura 5.7 mostra o resultado da utilização do filtro de Kalman para encontrar a frequência de vibração da membrana. Foi realizada uma varredura na variável de frequência, usada na aplicação do filtro de Kalman no sinal oriundo da vibração da membrana, com valores entre 10 e 750 Hz, com passos de 1 Hz. O valor da frequência encontrada foi de 149 Hz, correspondente ao pico da amplitude de vibração da membrana estimada pelo filtro. Neste caso a membrana foi excitada na frequência de 150 Hz e amplitude de 6 V (pico a pico).

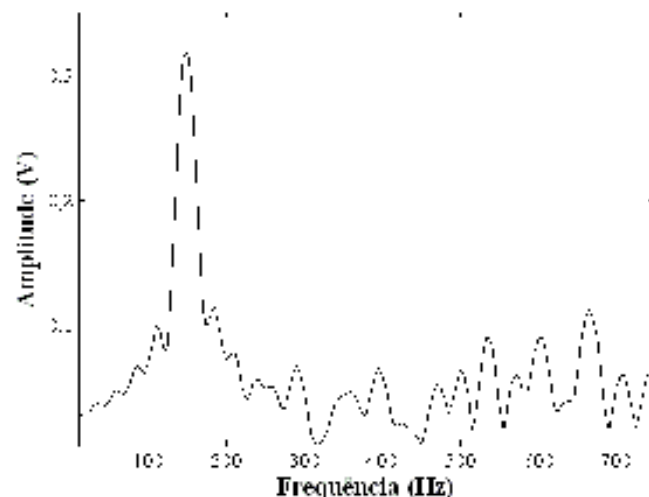


Figura 5.7 – Amplitude de vibração obtida quando se procura pela frequência de vibração do meio e realiza-se uma varredura de 10 a 750 Hz, com passos de 1 Hz, na variável frequência do filtro de Kalman aplicado no sinal de vibração da membrana.

A figura 5.8 ilustra a vibração estimada pelo filtro representando a vibração mencionada anteriormente e empregando a frequência encontrada.

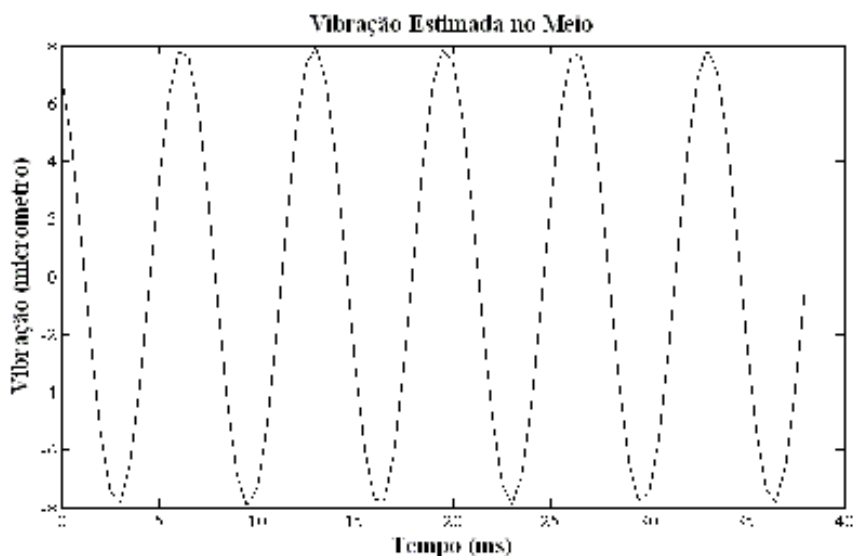


Figura 5.8 – Sinal de vibração estimado pelo filtro a partir da representação do sinal de vibração extraída do meio, quando o alto-falante foi excitado com um sinal senoidal com frequência de 150 Hz e amplitude de 6 V.

Outra etapa deste experimento consistiu na utilização do filtro de Kalman para detectar a frequência de vibração da membrana, quando o alto-falante foi excitado por sinais com amplitude de 12 V. As frequências usadas no sinal de excitação foram de

100, 130, 180, 200 e 280 Hz, e as frequências estimadas pelo filtro foram de 99, 128, 178, 197 e 272 Hz, respectivamente. As figuras de (5.9) a (5.13) ilustram os resultados das varreduras.

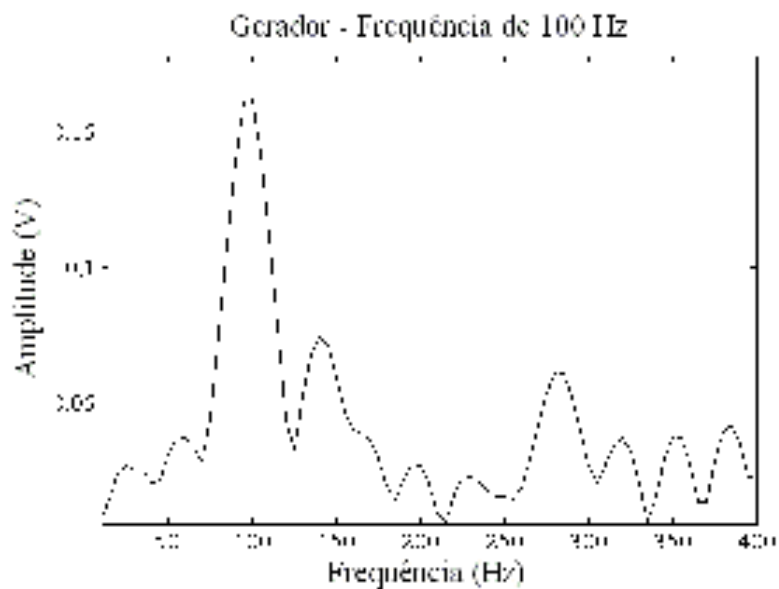


Figura 5.9 – Amplitude de vibração obtida quando se procura pela frequência de vibração do meio e realiza-se uma varredura de 10 a 400 Hz, com passos de 1 Hz, na variável frequência do filtro de Kalman aplicado no sinal de vibração da membrana.

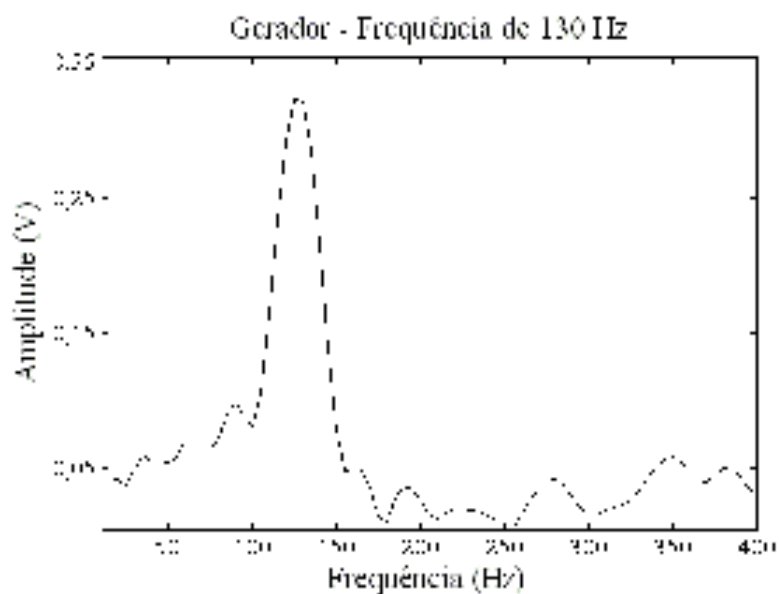


Figura 5.10 – O mesmo que a figura 5.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 130 Hz.

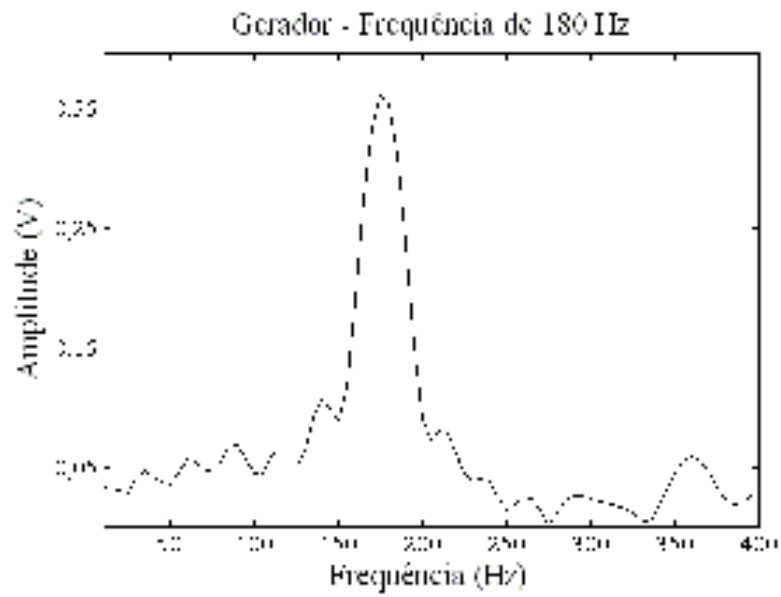


Figura 5.11 – O mesmo que a figura 5.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 180 Hz.

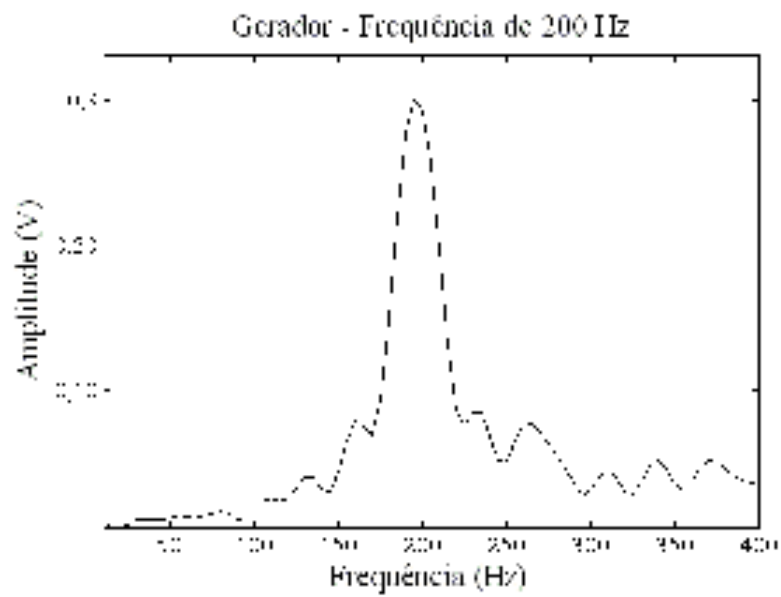


Figura 5.12 – O mesmo que a figura 5.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 200 Hz.

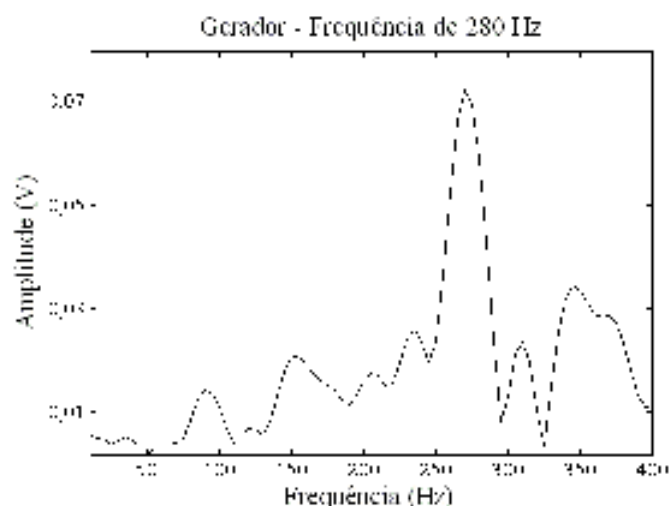


Figura 5.13 – O mesmo que a figura 5.9, exceto a frequência do sinal de excitação do alto-falante, a qual foi 280 Hz.

5.2 EXPERIMENTO II – HASTE METÁLICA

Utilizou-se o filtro de Kalman para detectar a frequência da vibração da extremidade da haste, com o alto-falante excitado por um sinal com frequência de 140 Hz. O valor estimado pelo filtro foi 137 Hz. A tabela (5.2) exibe os valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, D , para diferentes valores da amplitude de pico a pico, V_{pp} , do sinal de excitação do alto-falante. Estão incluídas a variância do erro de D e a variância do erro da fase estimada.

Tabela 5.2 – Valores estimados pelo filtro para D quando o alto-falante foi excitado um sinal senoidal contínuo com frequência de 140 Hz e com diferentes V_{pp} .

V_{pp} (V)	D (μm)	σ_{ϕ}^2 (rad^2)	σ_D^2 ($10^{-6} \mu\text{m}^2$)
1	0,9958	2,7789	2,3567
2	1,2849	1,3753	2,3950
3	2,2260	0,5337	2,4418
4	3,1732	0,2332	2,4628
5	3,9401	0,1559	2,3949
6	4,5206	0,1210	2,3641
9	7,0499	0,0470	2,4629
12	9,5153	0,0268	2,3648
15	11,7219	0,0177	2,4003

A figura 5.14 mostra o sinal $s(n,t)$ extraído da vibração da extremidade da haste, a qual estava acoplada ao alto-falante. Nota-se que para um sinal de excitação, do alto-falante, com baixo valor de V_{pp} o sinal é muito corrompido por ruído.

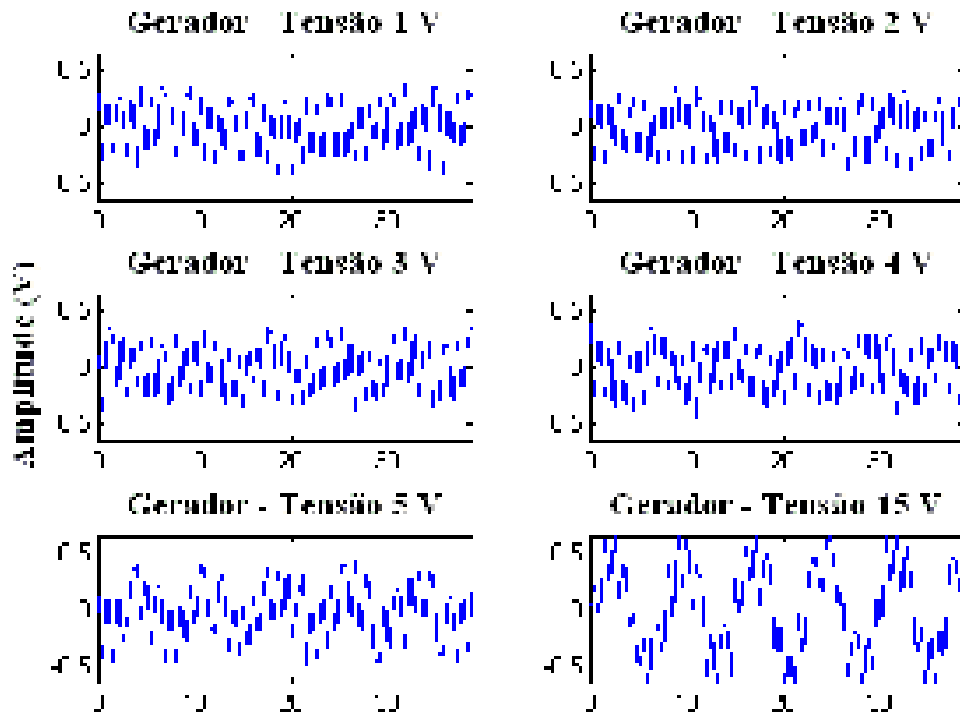


Figura 5.14 – sinais de representação da vibração do meio $s(n,t)$, para alguns valores de V_{pp} utilizados no gerador para excitar o alto-falante.

A figura 5.15 ilustra o caso no qual o DUmV conseguiu estimar a vibração da haste para uma V_{pp} de 1 V. De acordo com a representação do sinal $s(n,t)$ na figura 5.14 e para V_{pp} de 1 V, pode-se observar que o sinal $s(n,t)$ mais parece um ruído.

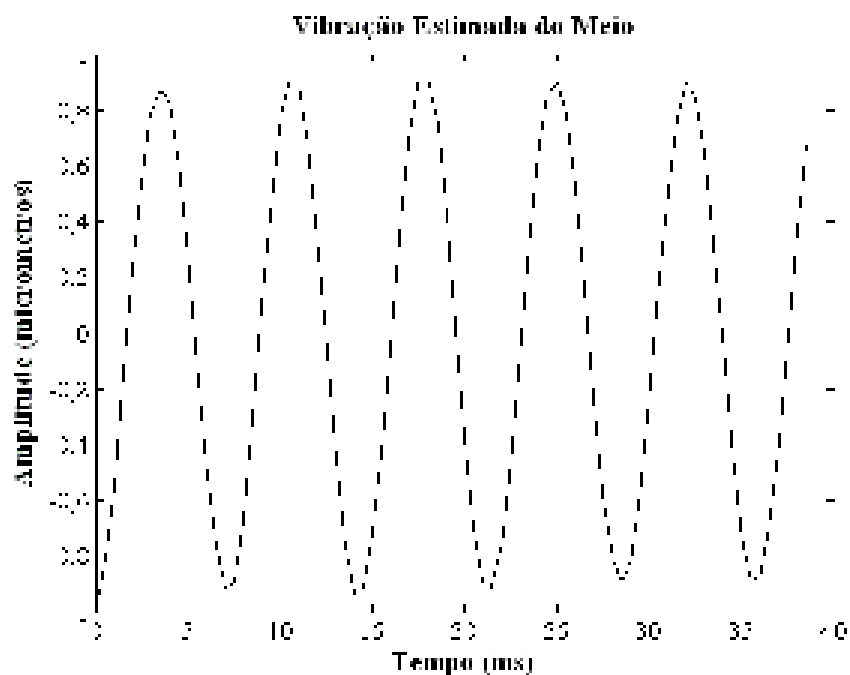


Figura 5.15 – Sinal de vibração, $s(n,t)$, estimado pelo filtro com a haste excitada por um sinal senoidal com 140 Hz e 1 V.

O filtro de Kalman foi novamente empregado para detectar a frequência de vibração da extremidade da haste, estando a haste excitada por sinais nas frequências de 40, 60, 80, 100 e 120 Hz. As frequências estimadas pelo filtro foram 37, 59, 83, 99 e 122 Hz, respectivamente. As tabelas de 5.3 a 5.7 exibem os valores da amplitude estimada de $s(n,t)$ obtida para diferentes valores na frequência de vibração da haste e com a amplitude V_{pp} do sinal de excitação do alto-falante com valores de 1, 2, 3 e 12 V.

Tabela 5.3 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 40 Hz.

V_{pp} (V)	D (μm)
1	48,83
2	79,34
3	110,21
12	351,36

Tabela 5.4 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 60 Hz.

V_{pp} (V)	D (μm)
1	7,08
2	14,46
3	19,01
12	70,91

Tabela 5.5 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 80 Hz.

V_{pp} (V)	D (μm)
1	3,71
2	5,76
3	8,96
12	34,58

Tabela 5.6 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 100 Hz.

V_{pp} (V)	D (μm)
1	2,11
2	3,45
3	4,83
12	20,51

Tabela 5.7 – Valores estimados para a amplitude de vibração da extremidade da haste, estando a mesma vibrando em 120 Hz.

V_{pp} (V)	D (μm)
1	1,57
2	1,93
3	3,48
12	12,76

5.3 EXPERIMENTO III – TUBO DE SILICONE

A etapa inicial deste experimento consistiu no afastamento, 5 e 2 mm, da extremidade da haste metálica do tubo de silicone, para observar se haveria acoplamento entre a vibração da extremidade da haste e o tubo, causada pelo deslocamento de um volume de água entre o tubo e a haste, Figura 5.16. Os resultados destes procedimentos são exibidos nas tabelas 5.8 e 5.9.

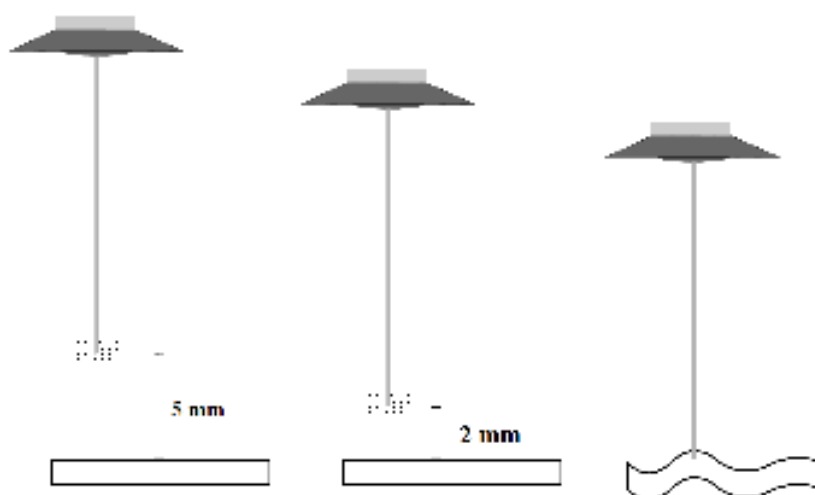


Figura 5.16 – Esquema utilizado para verificar se há acoplamento, pela água, entre a extremidade da haste e o tubo de silicone.

Tabela 5.8 – Valores estimados para a amplitude de vibração do tubo para uma distância de 5 mm de separação entre a haste e o tubo.

Frequência (Hz)	D (μm)	σ_{ϕ}^2 (10^6 rad^2)	σ_D^2 ($10^{-4} \mu m^2$)
40	0,046	0,279	5,652
60	0,037	0,424	5,643
80	0,010	5,756	5,652
100	0,007	11,533	5,645
150	0,024	0,999	5,645

Tabela 5.9 – Valores estimados para a amplitude de vibração do tubo para uma distância de 2 mm de separação entre a haste e o tubo.

Frequência (Hz)	D (μm)	σ_{ϕ}^2 (10^6 rad^2)	σ_D^2 ($10^{-4} \mu m^2$)
40	0,112	0,046	5,648
60	0,015	2,669	5,643
80	0,021	1,350	5,652
100	0,026	0,834	5,648
150	0,006	17,949	5,653

A amplitude e a fase da onda de cisalhamento foram estimadas para três posições, espaçadas de 4 mm, ao longo da parede do tubo. A posição sobre o tubo, de onde foi coletado o sinal refletido na parede externa, mais próxima da haste foi arbitrada com sendo posição ZERO. Uma vez conhecida a fase da onda em função da distância ao longo do tubo, foi usada a equação (3.26) para determinar a velocidade de fase da onda. Para isto foram levantadas 10 medições da fase em função da distância ao longo do tubo e em cada caso fez-se um ajuste linear para os valores da fase. Do coeficiente angular da reta ajustada foi obtida a velocidade de fase da onda. A figura 5.17 apresenta o resultado de uma medição da fase em função da posição ao longo do tubo, quando o sinal utilizado para excitar o alto-falante tinha amplitude de 504 mV e frequência de 100 Hz.

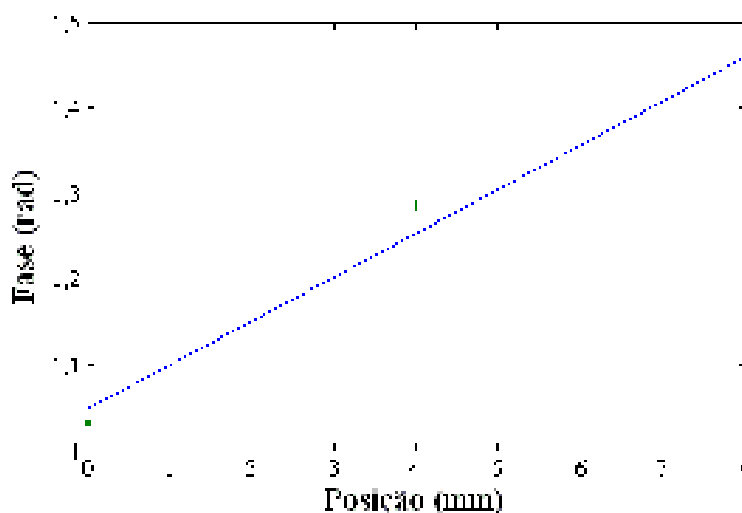


Figura 5.17 – Variação da fase da onda de cisalhamento em função da distância de propagação ao longo do tubo. A reta representa o ajuste linear aos dados experimentais. O gráfico corresponde a haste excitada por um sinal com amplitude de 504 mV e frequência de 100 Hz.

A amplitude da onda foi também estimada 10 vezes para cada uma das três posições ao longo do tubo. Procedimento semelhante ao usado para determinar a velocidade de fase foi empregado para calcular o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento. Para cada medição, o mesmo foi calculado através de um ajuste linear de $\ln(D_0/D_i)$ em função da distância ao longo do tubo, sendo D_0 e D_i , $i = 4, 8$, as amplitudes estimadas da onda de cisalhamento para as posições ZERO, 4 e 8 mm, respectivamente. Do coeficiente angular da reta ajustada foi obtido o coeficiente de atenuação da onda. A figura 5.18 apresenta o resultado de $\ln(D_0/D_i)$ em função da posição ao longo do tubo, quando o sinal utilizado para excitar o alto-falante tinha amplitude de 504 mV e frequência de 100 Hz. As tabelas 5.10 - 5.12 fornecem o valor médio da amplitude estimada para onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, nas três posições distintas, e seus respectivos desvios padrões (std).

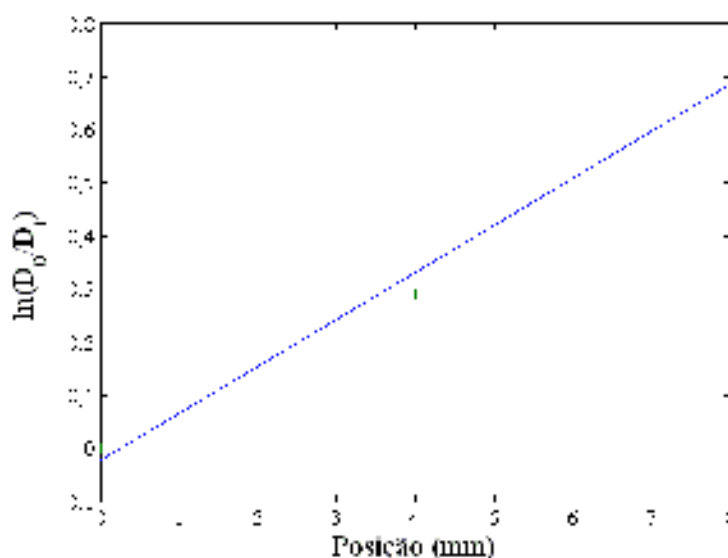


Figura 5.18 – Ajuste linear dos dados estimados para a amplitude da onda de cisalhamento, quando o alto-falante foi alimentado por um sinal senoidal com amplitude pico a pico de 504 mV e frequência de 100 Hz.

Tabela 5.10 – Amplitude estimada (média \pm 1 std) para a onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, quando o alto-falante foi excitado com um sinal com 504 mV na frequência de 100 Hz

Posição (mm)	$D \pm \text{std}$ (μm)
0	$10,67 \pm 0,24$
4	$8,37 \pm 0,40$
8	$5,44 \pm 0,42$

Tabela 5.11 – Amplitude estimada (média \pm 1 std) para a onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, quando o alto-falante foi excitado com um sinal com 504 mV na frequência de 120 Hz

Posição (mm)	$D \pm \text{std}$ (μm)
0	$7,75 \pm 0.26$
4	$6,54 \pm 0.57$
8	$5,25 \pm 0.49$

Tabela 5.12 – Amplitude estimada (média \pm 1 std) para a onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone, quando o alto-falante foi excitado com um sinal com 504 mV na frequência de 150 Hz

Posição (mm)	$D \pm \text{std}$ (μm)
0	$7,03 \pm 0.24$
4	$6,47 \pm 0.27$
8	$5,86 \pm 0.27$

A tabela 5.13 mostra a média da velocidade de fase da onda de cisalhamento e seu desvio padrão, para as três frequências estudadas.

Tabela 5.13 – Média da velocidade de fase da onda de cisalhamento no tubo de silicone em função de sua frequência

Frequência (Hz)	Média de $c_s \pm \text{std}$ ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$)
100	$14,08 \pm 2,81$
120	$39,90 \pm 21,22$
150	$54,18 \pm 30,46$

A tabela 5.14 apresenta a média (\pm 1 std) do coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento propagando-se no tubo de silicone e para as frequências de 100, 120 e 150 Hz.

Tabela 5.14 – Coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento se propagando no tubo de silicone em função de sua frequência.

Frequência (Hz)	Média de $\alpha_s \pm \text{std}$ ($\text{Np}\cdot\text{cm}^{-1}$)
100	$0,798 \pm 0,086$
120	$0,462 \pm 0,090$
150	$0,215 \pm 0,082$

A figura 5.19 exibe os dados de apenas uma etapa, quando foram empregados sinais de excitações no alto-falante com frequências de 100, 120 e 150 Hz e amplitude de 504 mV.

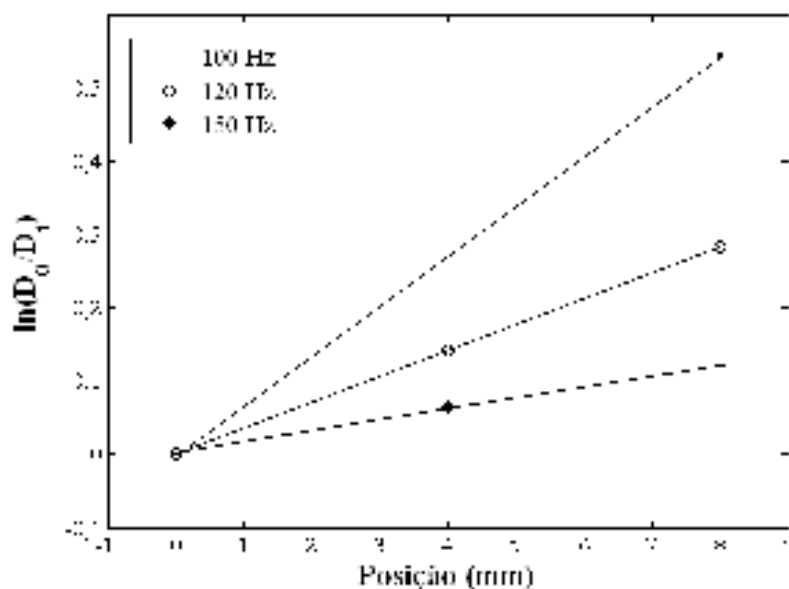


Figura 5.19 - Ajuste linear dos dados estimados para a amplitude da onda de cisalhamento quando o alto-falante foi excitado por sinais senoidais com amplitude pico a pico de 504 mV e frequências de 100, 120 e 150 Hz.

As Tabelas 5.15 e 5.16 exibem os resultados estimados para os coeficientes de elasticidade e de viscosidade de cisalhamento em função da frequência, obtidos a partir dos valores medidos para a velocidade de fase e do coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento e usando as equações (3.26) e (3.27), respectivamente.

Tabela 5.15 – Coeficiente de elasticidade de cisalhamento em função da frequência da onda de cisalhamento.

Frequência (Hz)	μ (kPa)
100	72,54
120	350,47
150	1783,85

Tabela 5.16 – Coeficiente de viscosidade de cisalhamento em função da frequência da onda de cisalhamento.

Frequência (Hz)	η (Pa·s)
100	206,45
120	1136,40
150	2339,30

6 DISCUSSÃO

6.1 EXPERIMENTO I – MEMBRANA

Como era esperado, à medida que a amplitude do sinal elétrico de excitação do alto-falante foi aumentada, a amplitude da vibração da membrana estimada pelo sistema de ultrassom, usando o filtro de Kalman também teve uma elevação em seus valores. O método DUmV conseguiu extrair a vibração do meio para várias frequências de vibração (100, 130, 150, 200, 280 Hz), mantendo-se constante o nível de excitação do alto-falante. Nesse caso, a amplitude de vibração e a frequência variaram em sentidos opostos. Estes resultados ratificam o estudo de (ZHENG *et al.*, 2007), pois eles obtiveram valores de amplitude, da onda de cisalhamento, menores à medida que a frequência da onda de cisalhamento aumentou de 100 Hz para 500 Hz (passo de 100 Hz).

Ainda que o sistema ultrassônico não tenha sido calibrado previamente, os resultados apresentados nesta dissertação mostraram que o DUmV foi capaz de detectar vibrações da membrana de poliuretano, com amplitude da mesma ordem de grandeza que os valores encontrados no meio biológico (micrometros) segundo as metodologias usadas por (BERCOFF *et al.*, 2004a; CHEN *et al.*, 2009; ZHENG *et al.*, 2007).

Além disso, a varredura realizada pelo filtro de Kalman, para estimar a frequência de vibração da membrana, conseguiu extrair valores de frequências correspondentes às dos sinais de excitação da membrana, o que garante que a vibração estimada estava relacionada com a frequência de vibração fundamental do meio. A acurácia dos resultados para a estimativa da frequência da vibração foi melhor do que 3%.

Diante dos resultados obtidos, houve uma grande motivação em se realizar um novo experimento, no qual todo o sistema utilizado no DUmV estivesse sincronizado, o que possibilitaria estimar a velocidade fase da onda de cisalhamento em um determinado meio. Além disso, com o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento calculado, seria possível estimar os coeficientes de elasticidade e de viscosidade de cisalhamento do meio estudado.

6.2 EXPERIMENTO II – HASTE METÁLICA

A amplitude de vibração da extremidade da haste, estimada com o presente método para uma determinada frequência, também aumentou quando a amplitude, V_{pp} , do sinal de excitação da haste foi alterada de 1 para 12 V. Entretanto, o objetivo principal desse experimento foi detectar a frequência de vibração da extremidade dessa haste, de forma a se verificar se a haste vibrava com vários modos naturais. Sendo assim, observou-se que a varredura realizada pelo filtro de Kalman para estimar essa frequência de vibração da extremidade da haste foi capaz de extrair valores correspondentes às dos sinais de excitação do alto-falante. Como a haste tinha a finalidade de ser usada para excitar ondas de cisalhamento em um meio viscoelástico, a confirmação da sua extremidade vibrar principalmente numa frequência fundamental reforça a premissa de se gerar, também, uma onda de cisalhamento com prevalência de um tom na mesma frequência da vibração da extremidade da haste. Como foi mencionado na subseção anterior, isto garante que a vibração estimada estava relacionada com a frequência do sinal de excitação da haste. Foi possível analisar a acurácia dos dados obtidos com esta varredura, a qual foi melhor que 7,5 %.

6.3 EXPERIMENTO III – TUBO DE SILICONE

Os resultados iniciais desse experimento mostraram que não existe acoplamento, pela água, entre a vibração da extremidade da haste e o tubo, quando esses foram afastados de 2 e 5 mm. Notaram-se grandes valores da variância do erro da fase estimada para a vibração.

Quando o comprimento do tubo de silicone (123,71 mm) foi maior que o comprimento do recipiente (90 mm) no qual ele estava inserido, foram produzidas vibrações nas extremidades do tubo que interferiam na propagação da onda de cisalhamento. Então foi necessário reduzir o tamanho do tubo de silicone para 99,56 mm.

As tabelas 5.10 – 5.12 mostram uma redução na amplitude da onda de cisalhamento estimada, para uma determinada frequência dessa onda, à medida que o ponto de coleta do sinal de eco da parede do tubo se afastou do ponto de excitação da

onda de cisalhamento com passos de 4 mm. Zheng *et al.* (2007) também observaram esse efeito.

Novamente o DUmV foi capaz de detectar vibrações, mas dessa vez foram as vibrações geradas pela propagação da onda de cisalhamento no tubo de silicone. A amplitude estimada foi da mesma ordem de grandeza que os valores encontrados no meio biológico (micrometros) (BERCOFF *et al.*, 2004a; CHEN *et al.*, 2009; ZHENG *et al.*, 2007).

Tomando-se uma posição, como por exemplo, 0 mm, foi possível observar que a amplitude estimada para a onda de cisalhamento reduziu-se à medida que a frequência da onda foi aumentada de 100 para 150 Hz. O mesmo efeito foi encontrado em Zheng *et al.* (2007).

Neste experimento foi implementado um sincronismo entre a excitação do alto-falante e a de T_{det} . Com isto, se reproduziram os valores da fase estimada de $s(t,n)$ correspondentes as 10 repetições do mesmo experimento. Os valores estimados (média \pm 1std) para a velocidade de fase da onda foram $14,08 \pm 2,81$, $39,90 \pm 21,22$ e $54,18 \pm 30,46$ m/s, para frequências de 100, 120 e 150 Hz, respectivamente. Alguns trabalhos também mostraram que a velocidade da onda de cisalhamento, ao se propagar em um determinado meio, cresce com o aumento da frequência (CHEN *et al.*, 2004; 2009; DEFFIEUX *et al.*, 2009; GIANNOULA and COBBOLD, 2009; ZHENG *et al.*, 2007).

Além disso, observaram-se na literatura os seguintes valores para a velocidade da onda de cisalhamento, se propagando em borrachas de silicone: 12,62 m/s (LIM and HACKMAN, 1990) e 18 m/s (ROMANO *et al.*, 2004), porém não foi mencionada para qual frequência. Observando-se os resultados estimados com este trabalho, foi possível verificar que a velocidade da onda de cisalhamento, para um frequência de 100 Hz ($14,08 \text{ m/s} \pm 2,81$), é bem próxima do valor encontrado (12,62 m/s).por Lim e Hackman (1990).

Considerando o efeito de atenuação da onda de cisalhamento, os resultados indicam uma diminuição do coeficiente de atenuação com a frequência. Este resultado segue na contra-mão do que deveria ser esperado. Entretanto, fato semelhante foi constatado por Zheng *et al.* (2007) ao se considerar a propagação da onda de

cisalhamento em um tubo de látex quando a frequência da onda aumentou de 100 para 500 Hz. Este fato é inusitado e carece de mais estudos para seu esclarecimento.

Os únicos valores encontrados na literatura para os coeficientes de elasticidade e de viscosidade de cisalhamento para a borracha de silicone e medidos por um método baseado na propagação de uma onda de cisalhamento em 60 Hz foram publicados em (Kanai, (2006). De acordo com os dados da Tabela 5.15, os valores para os coeficientes de elasticidade medidos nesta Dissertação aumentam com a frequência variando entre 100 e 150 Hz, sendo o menor deles de 72,54 kPa em 100 Hz. Já o valor obtido por Kanai (2006) em 60 Hz foi de 48 kPa, valor este alinhado com a tendência verificada nesta Dissertação quanto à variação do coeficiente de elasticidade com a frequência.

Com a relação ao coeficiente de viscosidade, valor obtido por Kanai (2006) em 60 Hz foi de 101 Pa·s. Este valor está também alinhado com a tendência verificada nesta Dissertação quanto à variação do coeficiente de viscosidade com a frequência, o qual aumenta com a frequência.

Em face dos resultados obtidos há uma grande motivação em se realizar um novo experimento, no qual se utilizará um tubo de silicone sem curvatura para tentar melhorar a precisão nas medidas ou então se empregará um tubo de látex, sendo que este possui vários dados na literatura, como por exemplo, a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento para várias frequências dessa onda.. Feito isso, pode-se iniciar o trabalho *in vitro* de caracterização da reologia de tecido biológico. Um emprego futuro para o presente método, uma vez inseridas modificações apropriadas, consiste na caracterização da reologia do plasma sanguíneo em processo de coagulação.

7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos com esta Dissertação, notou-se que o método DUmV se mostrou capaz de detectar microvibrações do meio, as quais são da mesma ordem de grandeza que os valores encontrados na literatura. Além disso, com os sistemas de excitação da onda de cisalhamento e da onda de prospecção sincronizados foi possível estimar a velocidade de fase e o coeficiente de atenuação da onda de cisalhamento no tubo de silicone, os quais foram empregados nas estimativas dos coeficientes de elasticidade e de viscosidade de cisalhamento.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANDERSON, W. A. D., 1984, *Pathology*. 8th ed. Saint Louis, CW Mosby Co.
- ANDREEV V. G., DMITRIEV, V. N., PISHCHALNIKOV, Y. A. *et al.*, 1997a, "Observation of Shear Waves Excited by Focused Ultrasound in a Rubber-Like Medium", *Acoustical Physics*, v. 43, n. 2 (Mara), pp. 123-128.
- ANDREEV V. G., DMITRIEV, V. N., RUDENKO, O. V. *et al.*, 1997b, "Remote Generation of Shear Wave in Soft Tissue by Pulsed Radiation Pressure", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 102, n. 5 (Novb), pp. 3155-3155.
- 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.
- BARANNIK E. A., GIRNYK, S. A., TOVSTIAK, V. V. *et al.*, 2004, "The Influence of Viscosity on the Shear Strain Remotely Induced by Focused Ultrasound in Viscoelastic Media", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 115, n. 5 (May), pp. 2358-2364.
- BENECH, N., 2004, *Elastografia Ultrasonora de Medios Viscoelasticos con ondas de Cizalla de baja Frecuencia*. M.Sc. disertación, Programa de Desarrollo de las Ciencias Básicas/Universidad de la Republica, Montevideo, Uruguay.
- BENECH N., CATHELIN, S., BRUM, J. *et al.*, 2009, "1-D Elasticity Assessment in Soft Solids From Shear Wave Correlation: the Time-Reversal Approach", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 56, n. 11 (Nov), pp. 2400-2410.
- 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, Octb.
- BERCOFF, J., TANTER, M., CHAFFAI, S. *et al.*, 2002, "Ultrafast imaging of beamformed shear waves induced by the acoustic radiation force. Application to transient elastography". In: *2002 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1899-1902, Munich, Germany, Oct.
- BERCOFF J., TANTER, M., and FINK, M., 2004a, "Supersonic Shear Imaging: a New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 51, n. 4 (Apra), pp. 396-409.
- BERCOFF J., TANTER, M., MULLER, M. *et al.*, 2004b, "The Role of Viscosity in the Impulse Diffraction Field of Elastic Waves Induced by the Acoustic Radiation Force", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 51, n. 11 (Novb), pp. 1523-1536.
- BRAUN J., BRAUN, K., and SACK, I., 2003, "Electromagnetic Actuator for Generating Variably Oriented Shear Waves in MR Elastography", *Magnetic Resonance in Medicine*, v. 50, n. 1 (Jul), pp. 220-222.
- 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.
- CALLÉ S., REMEDIERAS, J., MATAR, O. *et al.*, 2005, "Temporal Analysis of Tissue Displacement Induced by a Transient Ultrasound Radiation Force", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 118, n. 5 (Nov), pp. 2829-2840.
- CARSTENSEN E. L., PARKER, K. J., and LERNER, R. M., 2008, "Elastography in the Management of Liver Disease", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 34, n. 10 (Oct), pp. 1535-1546.

- 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.
- CATHELIN 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.
- CATHELIN 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 Pt 1 (Dec), pp. 3087-3091.
- CATHELIN, S., SANDRIN, L., GENNISSON, J. L. *et al.*, 2000, "Ultrasound-based noninvasive shear elasticity probe for soft tissues". In: *2000 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1799-1801, San Juan, Puerto Rico, Oct.
- CATHELIN S., THOMAS, J. L., WU, F. *et al.*, 1999a, "Diffraction Field of a Low Frequency Vibrator in Soft Tissues Using Transient Elastography", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 46, n. 4 (Jula), pp. 1013-1019.
- CATHELIN S., WU, F., and FINK, M., 1999b, "A Solution to Diffraction Biases in Sonoelasticity: the Acoustic Impulse Technique", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 105, n. 5 (Mayb), pp. 2941-2950.
- 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, Germany, Octa.

- CHEN S., FATEMI, M., and GREENLEAF, J. F., 2002b, "Remote Measurement of Material Properties From Radiation Force Induced Vibration of an Embedded Sphere", *J. Acoust. Soc. Am.*, v. 112, n. 3 Pt 1 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. W., PISLARU, C. *et al.*, 2009, "Shearwave Dispersion Ultrasound Vibrometry (SDUV) for Measuring Tissue Elasticity and Viscosity", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 56, n. 1 (Jan), pp. 55-62.
- COBBOLD, R. S. C., 2007, *Foundations of Biomedical Ultrasound*. 1 ed. New York, Oxford University Press.
- COCHLIN D. L., GANATRA, R. H., and GRIFFITHS, D. F., 2002, "Elastography in the Detection of Prostatic Cancer", *Clinical Radiology*, v. 57, n. 11 (Nov), pp. 1014-1020.
- DE LÉDINGHEN V. and VERGNIOL, J., 2008, "Transient Elastography (FibroScan)", *Gastroenterologie Clinique Et Biologique*, v. 32, n. 6 Suppl 1 (Sep), pp. 58-67.
- DEFFIEUX T., MONTALDO, G., TANTER, M. *et al.*, 2009, "Shear Wave Spectroscopy for in Vivo Quantification of Human Soft Tissues Visco-Elasticity", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, v. 28, n. 3 (Mar), pp. 313-322.
- DUTT, V., KINNICK, R. R., and GREENLEAF, J. F., 1996, "Acoustic shear wave displacement measurement using ultrasound". In: *1996 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1185-1188, San Antonio, TX, USA, Nov.
- ELKATEB HACHEMI M., CALLÉ, S., and REMENIERAS, J., 2006, "Transient Displacement Induced in Shear Wave Elastography: Comparison Between Analytical

- Results and Ultrasound Measurements", *Ultrasonics*, v. 44, n. Supplement 1 (Dec), pp. e221-e225.
- FATEMI M. and GREENLEAF, J. F., 1998, "Ultrasound-Stimulated Vibro-Acoustic Spectrography", *Science*, v. 280, n. 5360 (Apr), pp. 82-85.
- FATEMI M. and GREENLEAF, J. F., 1999, "Vibro-Acoustography: An Imaging Modality Based on Ultrasound-Stimulated Acoustic Emission", *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, v. 96, n. 12 (Jun), pp. 6603-6608.
- FUNG, Y. C., 1970, "Stress strain history relations of soft tissues in simple elongation". In: FUNG, Y. C., Perrone, N., and Anliker, M. (eds), *Biomechanics, its Foundations and Objective*, New Jersey, Prentice Hall, Englewood Cliffs.
- FUNG, Y. C., 1981, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 1 ed. New York, Springer-Verlag.
- GAO L., PARKER, K. J., ALAM, S. K. *et al.*, 1995, "Sonoelasticity Imaging: Theory and Experimental Verification", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 97, n. 6 (Jun), pp. 3875-3886.
- GAO, L., ALAM, S. K., and PARKER, K. J., 1993, "New vibration theory for sonoelasticity imaging". In: *IEEE 1993 Ultrasonics Symposium*, pp. 879-882, Baltimore, MD, USA, Nov.
- GARRA B. S., CESPEDES, E. I., OPHIR, J. *et al.*, 1997, "Elastography of Breast Lesions: Initial Clinical Results", *Radiology*, v. 202, n. 1 (Jan), pp. 79-86.
- GENNISSON J., RÉNIER, M., CATHELIN, S. *et al.*, 2007, "Acoustoelasticity in Soft Solids: Assessment of the Nonlinear Shear Modulus With the Acoustic Radiation Force", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 122, n. 6 (Aug), pp. 3211-3219.

- 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., 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, Que., 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
- GIANNOULA A. and COBBOLD, R. S., 2008, "Narrowband Shear Wave Generation by a Finite-Amplitude Radiation Force: The Fundamental Component", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 55, n. 2 (Feb), pp. 343-358.
- GIANNOULA A. and COBBOLD, R. S., 2009, "Propagation of Shear Waves Generated by a Modulated Finite Amplitude Radiation Force in a Viscoelastic Medium", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 56, n. 3 (Mar), pp. 575-588.
- GIANNOULA, A. and COBBOLD, R. S. C., 2007, "Propagation of narrowband shear waves induced by a finite-amplitude radiation force". In: *2007 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 2267-2270, New York, NY, Oct.

- GREENLEAF J. F., FATEMI, M., and INSANA, M., 2003, "Selected Methods for Imaging Elastic Properties of Biological Tissues", *Annual Review of Biomedical Engineering*, v. 5, n. (Apr), pp. 57-78.
- HOYT K., FORSBERG, F., and OPHIR, J., 2006, "Analysis of a Hybrid Spectral Strain Estimation Technique in Elastography", *Physics in Medicine and Biology*, v. 51, n. 2 (Jan), pp. 197-209.
- HUWART L., SEMPOUX, C., SALAMEH, N. *et al.*, 2007, "Liver Fibrosis: Noninvasive Assessment With MR Elastography Versus Aspartate Aminotransferase-to-Platelet Ratio Index", *Radiology*, v. 245, n. 2 (Nov), pp. 458-466.
- KAMOI K., OKIHARA, K., OCHIAI, A. *et al.*, 2008, "The Utility of Transrectal Real-Time Elastography in the Diagnosis of Prostate Cancer", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 34, n. 7 (Jul), pp. 1025-1032.
- KANAI, H., 2006, "Regional Differences in Phase Velocity of Pulsive Wave Propagating Along the Heart Wall". In: *2006 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 760-763, Vancouver, BC, Oct.
- KONOFAGOU E. and OPHIR, J., 1998, "A New Elastographic Method for Estimation and Imaging of Lateral Displacements, Lateral Strains, Corrected Axial Strains and Poisson's Ratios in Tissues", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 24, n. 8 (Oct), pp. 1183-1199.
- KONOFAGOU E. E., HARRIGAN, T., and OPHIR, J., 2000, "Shear Strain Estimation and Lesion Mobility Assessment in Elastography", *Ultrasonics*, v. 38, n. 1-8 (Mar), pp. 400-404.
- KONOFAGOU, E. E., OPHIR, J., KROUSKOP, T. A. *et al.*, 2003, "Elastography: From Theory To Clinical Applications". In: *2003 Summer Bioengineering Conference*, pp. 367-368, Key Biscayne, Florida, USA, Jun.

- KROUSKOP T. A., DOUGHERTY, D. R., and VINSON, F. S., 1987, "A Pulsed Doppler Ultrasonic System for Making Noninvasive Measurements of the Mechanical Properties of Soft Tissue", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 24, n. 2 pp. 1-8.
- KRUSE S. A., SMITH, J. A., LAWRENCE, A. J. *et al.*, 2000, "Tissue Characterization Using Magnetic Resonance Elastography: Preliminary Results", *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, n. 6 (Jun), pp. 1579-1590.
- LAKES, R. S., 1999, *Viscoelastic solids*. Boca Raton, CRC Press.
- LERNER, R. M., PARKER, K. J., HOLEN, J. *et al.*, 1988, "Sonoelasticity: medical elasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated target". In: *16th International Acoustical Imaging Symposium*, pp. 317-327, New York, NY, USA,
- LIM R. and HACKMAN, R., 1990, "A Parametric Analysis of Attenuation Mechanisms in Composites Designed for Echo Reduction", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 87, n. 3 (Mar), pp. 1076-1103.
- LIU D. and EBBINI, E. S., 2008, "Viscoelastic Property Measurement in Thin Tissue Constructs Using Ultrasound", *Ieee Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 55, n. 2 (Feb), pp. 368-383.
- MALINAUSKAS M., KROUSKOP, T. A., and BARRY, P. A., 1989, "Noninvasive Measurement of the Stiffness of Tissue in the Above-Knee Amputation Limb", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 26, n. 3 pp. 45-52.
- 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 (Jun), 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 (Mar), pp. 387-396.
- NIGHTINGALE K., MCALEAVEY, S., and TRAHEY, G., 2003, "Shear-Wave Generation Using Acoustic Radiation Force: in Vivo and Ex Vivo Results", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 29, n. 12 (Aug), 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.
- 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.
- NITTA, N., SHIINA, T., and UENO, E., 2002, "Quantitative assessment and imaging of viscoelastic properties of soft tissue". In: *2002 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1885-1889, Munich, Germany, Oct.
- NITTA Y., KAWABE, N., HASHIMOTO, S. *et al.*, 2009, "Liver Stiffness Measured by Transient Elastography Correlates With Fibrosis Area in Liver Biopsy in Patients With Chronic Hepatitis C", *Hepatology Research*, v. 39, n. 7 (Jul), pp. 675-684.
- OPHIR J., ALAM, S., GARRA, B. *et al.*, 2002, "Elastography: Imaging the Elastic Properties of Soft Tissues With Ultrasound", *Journal of Medical Ultrasonics*, v. 29, n. WINTER (Dec), pp. 155-171.
- OPHIR J., ALAM, S. K., GARRA, B. *et al.*, 1999, "Elastography: Ultrasonic Estimation and Imaging of the Elastic Properties of Tissues", *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, v. 213, n. 3 (Jan), pp. 203-233.

- 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., FRINKLEY, K. D., OLDENBURG, K. G. *et al.*, 2006a, "Characterizing Acoustic Attenuation of Homogeneous Media Using Focused Impulsive Acoustic Radiation Force", *Ultrasonic Imaging*, v. 28, n. 2 (Apr), pp. 114-128.
- PALMERI M. L., MCALEAVEY, S. A., FONG, K. L. *et al.*, 2006b, "Dynamic Mechanical Response of Elastic Spherical Inclusions to Impulsive Acoustic Radiation Force Excitation", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 53, n. 11 (Nov), pp. 2065-2079.
- PALMERI M. L., SHARMA, A. C., BOUCHARD, R. R. *et al.*, 2005, "A Finite-Element Method Model of Soft Tissue Response to Impulsive Acoustic Radiation Force", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 52, n. 10 (Oct), pp. 1699-1712.
- 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.
- PONNEKANTI H., OPHIR, J., HUANG, Y. *et al.*, 1995, "Fundamental Mechanical Limitations on the Visualization of Elasticity Contrast in Elastography", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 21, n. 4 (Oct), pp. 533-543.
- RENGARAJU, V., SILVA, A. F. F. D., SACK, I. *et al.*, 2009, "A basic study of ultrasonic shear wave elastography in tissue-mimicking phantoms". In: *Proceedings of the 2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*, pp. 55-59, Cetraro, Italy, May.

- ROMANO A. J., BUCARO, J. A., HOUSTON, B. H. *et al.*, 2004, "On the Feasibility of Elastic Wave Visualization Within Polymeric Solids Using Magnetic Resonance Elastography", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 116, n. 1 (Jul), pp. 125-132.
- ROUVIERE O., YIN, M., DRESNER, M. A. *et al.*, 2006, "MR Elastography of the Liver: Preliminary Results", *Radiology*, v. 240, n. 2 (Aug), pp. 440-448.
- SAFTOIU A. and VILMAN, P., 2006, "Endoscopic Ultrasound Elastography-- a New Imaging Technique for the Visualization of Tissue Elasticity Distribution", *Journal of Gastrointestinal and Liver Diseases*, v. 15, n. 2 (Jun), pp. 161-165.
- SANDRIN L., CASSEREAU, D., and FINK, M., 2004, "The Role of the Coupling Term in Transient Elastography", *Journal of the Acoustical Society of America*, v. 115, n. 1 (Jan), pp. 73-83.
- SANDRIN, L., TANTER, M., CASSEREAU, D. *et al.*, 2000, "Low-frequency shear wave beam forming in time-resolved 2D pulsed elastography". In: *2000 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1803-1808, San Juan, Puerto Rico, Oct.
- SANDRIN L., TANTER, M., GENNISSON, J. L. *et al.*, 2002, "Shear Elasticity Probe for Soft Tissues With 1-D Transient Elastography", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, v. 49, n. 4 (Apr), pp. 436-446.
- U.S. Patent and Trademark Office. SARVAZYAN, A. P. **Method and device for shear wave elasticity imaging**. USA n.5606971, 13 Nov. 1995, 4 March 1997.
- 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.
- SHUNG, K. K., 2006, *Diagnostic ultrasound: imaging and blood flow measurements*. Boca Raton, CRC Press.

- SPOREA I., SIRLI, R., DELEANU, A. *et al.*, 2008, "Comparison of the Liver Stiffness Measurement by Transient Elastography With the Liver Biopsy", *World Journal of Gastroenterology*, v. 14, n. 42 (Nov), pp. 6513-6517.
- 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.
- TAYLOR, L., RICHARDS, M., MOSKOWITZ, A. *et al.*, 2001, "Viscoelastic effects in sonoelastography: Impact on tumor detectability". In: *2001 Ultrasonics Symposium*, pp. 1639-1642, Atlanta, GA, Oct.
- URBAN, M. W., CHEN, S., and GREENLEAF, J. F., 2007, "Error Estimates in Shear Wave Speed and Tissue Material Properties in Shear Wave Dispersion Ultrasound Vibrometry". In: *2007 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 664-667, New York, NY, USA, Oct.
- 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.
- WALKER W. F., FERNANDEZ, F. J., and NEGRON, L. A., 2000, "A Method of Imaging Viscoelastic Parameters With Acoustic Radiation Force", *Physics in Medicine and Biology*, v. 45, n. 6 (Jun), pp. 1437-1447.
- 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.

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 (Feb), 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, Que, Aug.

ZHENG, Y., YAO, A., CHEN, S. *et al.*, 2006, "Measurement of Shear Wave using Ultrasound and Kalman Filter with Large Background Motion for Cardiovascular Studies". In: *2006 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 718-721, Vancouver, BC, Oct.

ZHU Q. L., JIANG, Y. X., LIU, J. B. *et al.*, 2008, "Real-Time Ultrasound Elastography: Its Potential Role in Assessment of Breast Lesions", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 34, n. 8 (Aug), pp. 1232-1238.