# UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

# FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO

# DANIEL PAULINO FIGUEIREDO PADULA

# Protótipo para medição das propriedades viscoelásticas de tecidos moles

Ribeirão Preto 2007

MEST FFCLR 20	PROPRIEDADES VISCOELÁSTICAS DE TECIDOS MOLES	PADULA
RADO RP-USP 07	PROTÓTIPO PARA MEDIÇÃO DAS	DANIEL

## DANIEL PAULINO FIGUEIREDO PADULA

# Protótipo para medição das propriedades viscoelásticas de tecidos moles

Dissertação apresentada à FFCLRP – Departamento de Física e Matemática da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia Orientador: Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro

Ribeirão Preto 2007 AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

## FICHA CATALOGRÁFICA

Padula, Daniel Paulino Figueiredo.

Protótipo para medição das propriedades viscoelásticas de tecidos moles. Ribeirão Preto, 2007.

109 p.: il. ;30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia. Orientador: Carneiro, Antonio Adilton Oliveira.

1. Propriedades mecânicas de tecidos; 2. Impedância mecânica; 3. Vibrações; 4. Osciladores; 5. Deformação dinâmica; 6. Viscoelasticidade.

A toda minha família e à minha namorada, com amor e gratidão pela vossa compreensão, carinho e apoio durante todo o período de elaboração deste trabalho.

#### AGRADECIMENTOS

A Deus, que se fez e faz presente em todos os momentos de nossa vida, seja no lar, no trabalho ou em qualquer lugar que estejamos.

A toda minha família, sem exceção de alguém, com admiração e gratidão pela vossa presença, compreensão, carinho e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Ao Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro, que, nestes dois anos de convivência, não só me ensinou muito, contribuindo para meu crescimento científico e intelectual, mas também esteve como um amigo, sempre presente.

Ao Prof. Dr. Oswaldo Baffa Filho, pela atenção e apoio durante todo o período do aprendizado.

Aos técnicos Lourenço Rocha, Sérgio Bueno e José Luiz Aziani, pelo total apoio na montagem e entendimento dos experimentos realizados durante todo o período.

A todos meus amigos, por colaborarem comigo durante todo o aprendizado.

À Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, pela oportunidade da realização do curso de mestrado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pela concessão da bolsa de Mestrado e à FAPESP e CNPq, pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.

Ao Grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultra-Som – GIIMUS, por colocar à disposição o laboratório.

"A dúvida é a matéria-prima do conhecimento..."

Autor desconhecido

#### **RESUMO**

PADULA, D. P. F. **Protótipo para medição das propriedades viscoelásticas de tecidos moles.** 2007. 108 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

O estudo de força aplicada em função da deformação dos materiais é um método comum para estudar as propriedades mecânicas dos mesmos. Este trabalho descreve o desenvolvimento do protótipo de um instrumento dedicado à medição das propriedades viscoelásticas de tecidos moles. O protótipo é composto por um módulo de excitação, um de medição do deslocamento e outro de medição da carga, arranjados de forma compacta para proporcionar a sua aplicação em centro cirúrgico. O módulo de medição do deslocamento é baseado em um sensor magnetoresistivo posicionado equidistante entre dois pequenos magnetos cilíndricos (diâmetro = 3mm, comprimento = 5mm) invertidos. Um dos magnetos foi acoplado na base do próprio sensor e o outro no eixo do pistão. Nesta configuração, o campo magnético sobre o sensor é praticamente nulo na condição inicial e diferente de zero quando o pistão se desloca. O módulo de medição da carga possui um pequeno porta-amostra e permite realizar medidas em amostras de até 1 grama. A deformação sobre as amostras pode ser realizada de forma dinâmica e estática. A deformação dinâmica é feita usando um sistema eletromagnético, baseado em alto-falante, energizado com corrente alternada. A deformação estática é feita comprimindo a amostra através do deslocamento do oscilador sobre a mesma, usando um controle micrométrico. Durante as medidas, as amostras são envolvidas em óleo de parafina para minimizar os atritos de contato. As medições dinâmicas da carga e do deslocamento do pistão são feitas através de um amplificador Lock-in conectado ao microcomputador por uma interface GPIB. Foram realizados testes em amostras de diferentes propriedades mecânicas, tais como parafinas, borracha de silicone, fígado bovino, gelatina de porco, gelatina de porco irradiada, carne de porco e carne de frango. A variação da amplitude do sinal durante a deformação da amostra foi bastante notória para pequenas variações nas propriedades mecânicas e geométricas da mesma. Para as amostras citadas acima, ambos os sinais da variação do deslocamento e da carga foram diferentes e reprodutíveis. Estes estudos mostraram que, com um sistema simplificado e de baixo custo, é possível avaliar pequenas alterações das propriedades mecânicas em pequenas amostras de tecido biológico mole. Baseado nos resultados deste estudo, pode-se concluir que o protótipo desenvolvido apresenta sensibilidade para caracterizar as propriedades elásticas de tecidos biológicos moles.

Palavras-chave: Propriedades mecânicas de tecidos; Impedância mecânica; Vibrações; Osciladores; Deformação dinâmica; Viscoelasticidade.

#### ABSTRACT

PADULA, D. P. F. **Prototype to measurement of the viscoelastic properties of soft tissues.** 2007. 108 f. Dissertation (Master) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

The study of deformation of materials when submitted to knowledge force is a common method to study their mechanical properties. This work describes the development of a prototype of a system dedicated to the measurement of the viscous-elastic properties of soft tissues. This system is composed of three coupled modulus: one for mechanical excitement, one displacement measurement and one to load measurement. All of them are arranged in a compact form to provide their application in surgical centers. The module of measurement of the displacement is based on a magneto resistive sensor located between an equidistant of two small cylindrical magnetos (diameter = 3 mm, length = 5 mm) aligned and with magnetic poles inverted. One of the magnetos was connected to the support of sensor and the other to the piston. In this configuration, the magnetic field on the sensor is practically null in the initial condition and different from zero when the piston is moving. The module of measurement of the load has a small sample-place and allows carrying through measured samples of up to 1 gram. The deformation on the samples can be carried through dynamic and static forms. The dynamic deformation is made using an electromagnetic system, based in loudspeaker, energized with an alternating chain. The static deformation is made compressing the sample by the displacement of the oscillator on it using a micrometric control. During the measures the samples are involved in paraffin oil to minimize the resistance force caused by the contact. The dynamic measurements of the load and the displacement of the piston are made through an amplifier Lock-in interfaced to the microcomputer by GPIB cable. Tests in samples of different mechanical properties, such as paraffin, silicone rubber, bovine liver, gelatin of pig, meat of pig and chicken were carried out. The variation on the strain and load output for dynamic and static stresses show the potential of the prototype developed to evaluate mechanical proprieties of small samples. Both output signals of the displacement and load had been reproducible. These studies had shown that, with a simplified and low cost system it is possible to evaluate small alterations of the mechanical properties in small soft biological tissues.

Keywords: Tissue mechanical properties; Impedance mechanics; Vibrations; Oscillators; Dynamic deformation; Viscoelasticity.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1. Curva de tensão-deformação (stress-strain) dos tecidos gorduroso () e glandular
() de mama, até um nível de deformação de 30%. Krouskop et al., 1998
Figura 1.2. Curvas de tensão-deformação de 8 tipos diferentes de tecidos mamários, medidos
numa taxa de deformação de aproximadamente 500%/s. Wellman et al., 1999 25
Figura 1.3. À esquerda estão as curvas de tensão-deformação típicas para carcinoma ductal
invasivo. À direita estão as curvas para o tecido gorduroso. Wellman et al., 1999 26
Figura 2.1. Três modelos mecânicos de materiais viscoelásticos: (a) Modelo de Maxwell, (b)
Modelo de Voigt e (c) Modelo de Kelvin. Fung, 1993b 32
Figura 2.2. Oscilador amortecido. O movimento está amortecido pelo pistão imerso no
líquido. Hibbeler, 1986
Figura 2.3. Gráficos da potência média injetada num oscilador, em função da freqüência da
força, com diferentes amortecimentos do oscilador. Hibbeler, 1986 40
Figura 2.4. Representação esquemática de um oscilador amortecido, forçado, consistindo por
uma massa $m$ presa a uma mola de constante elástica $k$ , a um amortecedor de resistência
mecânica $b$ e sujeita a uma força $F_{ext}$
Figura 2.5. Estrutura de um magneto permanente com uma bobina que se move. Wikipedia,
acesso 07/12/2006
Figura 2.6. Cone e tampa fixos à bobina. Wikipedia, acesso 07/12/2006
Figura 2.7. Sistema total de um alto-falante. Wikipedia, acesso 07/12/2006 45
Figura 2.8. Circuito equivalente de um alto-falante. Kinsler et al, 2000 45
Figura 2.9. Modelo mecânico equivalente de um phantom acoplado a um alto-
falante 50

Figura 3.1. Imagem frontal do protótipo desenvolvido para medir as propriedades mecânicas

de pequenas amostras "moles"
Figura 3.2. Desenho esquemático do oscilador mecânico utilizado no protótipo 54
Figura 3.3. Sensor de campo magnético KMZ10A com seu diagrama de circuito
simplificado
Figura 3.4. Desenho esquemático do módulo de detecção do deslocamento 56
Figura 3.5. Desenho frontal do módulo de detecção da carga com o porta-amostra
acoplado 57
Figura 3.6. Desenho lateral do módulo de detecção da carga com o porta-amostra
acoplado 57
Figura 3.7. Fluxo do sinal alternado aplicado ao oscilador mecânico 58
Figura 3.8. Circuito eletrônico desenvolvido para alimentar os sensores e manipular os sinais
de saída dos mesmos 59
Figura 3.9. Fluxograma simplificado do sistema de controle e aquisição de dados 61
Figura 3.10. Painel frontal do programa feito em LabVIEW para automação do
protótipo 62
Figura 3.11. Curva de resposta do sensor magnético para um magneto fixado a 10mm e outro
se distanciando de 0 a 1mm 64
Figura 3.12. Curva de teste do sensor magnético para verificação do menor valor possível a
ser medido
Figura 3.13. Curva de calibração da célula de carga67
Figura 3.14. Curva de teste da célula de carga para verificação do menor valor possível a ser
medido
Figura 3.15. Ajustes dos picos de ressonância do deslocamento do pistão adquiridos sem e
com amostra de parafina cristal 69
Figura 3.16. Curvas de deslocamento no oscilador (preto), no pistão (vermelho) e de variação

na espessura da amostra (verde) durante a medida estática
Figura 3.17. Ajuste linear da curva de tensão aplicada versus deformação na amostra 71
Figura 4.1. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 1, obtidas sem amostra e
sob as mesmas condições de medidas
Figura 4.2. Pico de ressonância do oscilador 1 ajustado com a equação 39
Figura 4.3. Curvas de deslocamento do oscilador 1 para três diferentes tensões
aplicadas
Figura 4.4. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de borracha de silicone,
parafina gel e parafina cristal, obtidas com o oscilador 177
Figura 4.5. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 1), obtidas sem
amostra e sob as mesmas condições de medida 79
Figura 4.6. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 1), obtidas com a
mesma amostra de parafina e sob as mesmas condições de medida
Figura 4.7. Ajuste do pico de ressonância do oscilador 2 (fase 1) para um teste sem
amostra
Figura 4.8. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de parafina gel, parafina
cristal, borracha de silicone e fígado bovino, obtidas com o oscilador 2 (fase
1) 81
Figura 4.9. Curvas de carga versus freqüência para amostras de parafina gel, parafina cristal,
borracha de silicone e fígado bovino, obtidas com o oscilador 2 (fase 1) 82
Figura 4.10. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de gelatina de porco
irradiadas
Figura 4.11. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 2), obtidas sem
amostra
Figura 4.12. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 2), obtidas com

uma amostra de parafina e sob as mesmas condições de medida
Figura 4.13. Ajuste do pico de ressonância do oscilador 2 (fase 2) para um teste sem
amostra
Figura 4.14. Cinco curvas de carga versus freqüência para a amostra de parafina cristal
adquiridas sob as mesmas condições
Figura 4.15. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de parafina gel e
parafina cristal, obtidas com o oscilador 2 (fase 2)
Figura 4.16. Curvas de carga versus freqüência para amostras de parafina gel e parafina
cristal, obtidas com o oscilador 2 (fase 2)
Figura 4.17. Medição dos parâmetros de deslocamento com relação ao diâmetro das amostras
de parafina cristal: A) Amplitude do pico de ressonância; B) Freqüência de ressonância; C)
Resistência mecânica; D) Massa; E) Constante elástica e F) Área do
espectro
Figura 4.18. Medição dos parâmetros de carga com relação ao diâmetro das amostras de
parafina cristal: A) Amplitude do pico e B) Área do espectro
Figura 4.19. Medição dos parâmetros de deslocamento com relação à concentração das
amostras de gelatina de porco: A) Amplitude do pico de ressonância; B) Freqüência de
ressonância; C) Resistência mecânica; D) Massa; E) Constante elástica e F) Área do
espectro
Figura 4.20. Medição dos parâmetros de carga com relação à concentração das amostras de
gelatina de porco: A) Amplitude do pico e B) Área do espectro
Figura 4.21. Relação entre o deslocamento da amostra sobre o deslocamento do pistão versus
a concentração da gelatina de porco96
Figura 4.22. Constante elástica versus a concentração da gelatina de porco
97

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1 – Módulo elástico de diferentes tecidos mamários em dois níveis de deformação,
aplicadas em três freqüências diferentes. Krouskop et al., 1998
Tabela 1.2 – Módulos elásticos médios e o desvio padrão dos módulos para cada um dos 8
tipos diferentes de tecido mamário testados. O desvio padrão não foi relatado para alguns
tecidos, cuja amostra era apenas uma unidade. Wellman et al., 1999 27
Tabela 4.1 - Parâmetros medidos nos espectros de oscilação do oscilador 1 para 5 medidas
repetidas sobre as mesmas condições 75
Tabela 4.2 - Parâmetros medidos nos espectros de oscilação do oscilador 1 para diferentes
potências aplicadas
Tabela 4.3 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 1 para
diferentes tipos de amostras moles com propriedades mecânicas equivalentes
Tabela 4.4 - Dados dos testes sem e com amostra realizados com o oscilador 2 (fase
1)
Tabela 4.5 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 1) para
diferentes tipos de amostras moles com propriedades mecânicas equivalentes
Tabela 4.6 – Parâmetros medidos através do espectro de carga para amostras de parafina gel,
cristal, fígado bovino e borracha de silicone, com o oscilador 2 (fase 1)
Tabela 4.7 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 1) para
amostras de gelatina de porco irradiadas com diferentes níveis
Tabela 4.8 – Dados dos testes sem e com amostra realizados com o oscilador 2 (fase 2) 87
Tabela 4.9 – Média e desvio padrão dos parâmetros avaliados nos cinco espectros da carga,
adquiridos sob as mesmas condições com uma amostra de parafina cristal
Tabela 4.10 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 2)

referente a duas medidas realizadas em parafina gel com rigidez diferente
Tabela 4.11 – Parâmetros medidos através do espectro de carga para amostras de parafina gel
e cristal com o oscilador 2 (fase 2)
Tabela 4.12 – Dados dos testes estáticos realizados com as amostras de gelatina de porco de
diferentes concentrações
Tabela 4.13 – Dados dos testes dinâmicos realizados com as amostras de carne de porco e
frango
Tabela 4.14 - Dados dos testes estáticos realizados com as amostras de carne de porco e
frango

# SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	17
1.1. Motivação da pesquisa	17
1.2. Métodos convencionais	
1.3. DADOS DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS TECIDOS BIOLÓGICOS	21
1.4. Objetivo do trabalho	27
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	
2.1. O TECIDO BIOLÓGICO	
2.1.1. Estrutura	
2.1.2. Comportamento do tecido mole sob a ação de uma força	29
2.1.3. Modelos mecânicos	
2.1.4. Impedância do tecido biológico	
2.2. VIBRAÇÕES MECÂNICAS	34
2.2.1. Introdução	34
2.2.2. Oscilações	35
2.2.3. Oscilações forçadas amortecidas e ressonância	
2.3. O ALTO-FALANTE COMO UM OSCILADOR MECÂNICO	41
2.3.1. Sistema total	41
2.3.2. Modelo mecânico equivalente	45
2.3.3. A força aplicada pelo alto-falante	46
3. MATERIAIS E MÉTODOS	50
3.1. SISTEMA PARA MEDIÇÃO DAS PROPRIEDADES VISCOELÁSTICAS	50
3.1.1. O Protótipo	

3.1.2. O módulo de excitação mecânica
3.1.3. O módulo de detecção do deslocamento53
3.1.4. O módulo de detecção da carga54
3.1.5. Automação do sistema: controle e aquisição dos dados55
3.1.6. Caracterização do sistema
3.2. Modelo teórico para análise dos dados65
3.2.1. Medidas dinâmicas
3.2.2. Medidas estáticas
4. MEDIDAS IN VITRO
4.1. Preparação das amostras
4.2. OSCILADOR 1
4.2.1. Reprodutibilidade
4.2.2. Potência do oscilador72
4.2.3. Medidas em amostras de parafina e borracha de silicone74
4.3. OSCILADOR 2
4.3.1. Reprodutibilidade (fase 1)75
4.3.2. Medidas em amostras de parafina, borracha de silicone e fígado bovino (fase 1).78
4.3.3. Medidas em amostras de gelatina de porco irradiadas (fase 1)
4.3.4. Reprodutibilidade (fase 2)
4.3.5. Medidas em amostras de parafina (fase 2)
4.3.6. Medidas em amostras de parafina de diferentes diâmetros (fase 2)
4.3.7. Medidas em amostras de gelatina de porco com diferentes concentrações91
4.3.8. Medidas em amostras de carne de porco e frango
5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO
REFERÊNCIAS

GLOSSÁRIO	
-----------	--

### 1. INTRODUÇÃO

#### 1.1. Motivação da pesquisa

A motivação para desenvolver esta pesquisa foi buscar mais um método para auxiliar no diagnóstico de algumas doenças, as quais apresentam alterações celulares que resultam num crescimento exagerado destas células. Em decorrência do número de pessoas vítimas do câncer, principalmente do câncer de mama, e sabendo o quanto isso pode afetar uma mulher, a intenção foi trabalhar para gerar mais um apoio ao diagnóstico da doença.

Sabe-se que tumores são tecidos mais duros comparados aos tecidos normais. Em função disso, as propriedades mecânicas deles também são diferentes e com isso há a possibilidade de realizar um diagnóstico. Novas técnicas não-invasivas de medição das propriedades mecânicas dos tecidos biológicos, fazendo uso de energia ultra-sônica e magnética, têm sido apresentadas (Carneiro et al., 2005;Ophir et al., 1999). Recentemente, o Grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultra-Som (GIIMUS) da Universidade de São Paulo do Campus de Ribeirão Preto têm iniciado uma linha de pesquisas com o objetivo de desenvolver técnicas não-invasivas para medir as propriedades mecânicas internas dos tecidos biológicos. Este projeto também teve o propósito de explorar o comportamento de diferentes partes dos tecidos biológicos, quando submetidos a pequenas deformações.

Quando uma lesão é encontrada na mama de uma mulher, por exemplo, o médico, após utilizar todos os métodos de diagnóstico necessários, decide entre remover parte ou totalmente aquela lesão. A retirada desta lesão pode fazer com que a mulher perca grande parte do tecido mamário. O tecido, quando submetido à biopsia, geralmente é avaliado por processos histológicos que, na maioria deles, demanda tempo para apresentar o resultado. Este instrumento proposto, portanto, será utilizado como mais um método de diagnóstico neste momento, ajudando na decisão da remoção do tecido durante a cirurgia. Trata-se de um sistema que permite uma pré-análise imediata do tipo de tecido no próprio centro cirúrgico, evitando assim possíveis mudanças nas propriedades viscoelásticas do material. Para fazer este diagnóstico será necessário retirar uma pequena amostra da lesão, o que não comprometerá a aparência visual da mama.

#### 1.2. Métodos convencionais

Palpação: esta é uma das ferramentas de diagnóstico mais utilizada. A palpação é usada como método de pré-diagnóstico de alterações nos tecidos biológicos moles. Sua eficácia se baseia no fato de que muitas doenças causam alterações nas propriedades mecânicas dos tecidos, resultando num aumento da rigidez ou do módulo elástico dos mesmos.

Apesar da literatura disponibilizar poucas informações sobre as propriedades mecânicas de tecidos anormais, é sabido que o módulo elástico de tumores de mama se difere dos tecidos circundantes da mama (Greenleaf et al., 2003). Muitas observações já feitas com relação às propriedades mecânicas dos tecidos têm motivado muitos pesquisadores a procurar uma tecnologia que possa estimar estas propriedades. Atualmente, novas técnicas para avaliar as propriedades mecânicas dos tecidos são baseadas em imagens.

**Elastografia**: o termo elastografia significa imagens das propriedades elásticas dos tecidos biológicos. Esta técnica se tornou mais difundida a partir dos anos 80, quando Ophir e colaboradores apresentaram técnicas para medir as propriedades dos tecidos usando a ultra-sonografia e compressões mecânicas (Ophir et al., 1991). Esta técnica ultra-sônica consiste na medida do deslocamento das estruturas internas dos tecidos quando submetido a deformações

por forças externas. Este deslocamento é obtido através da medida da variação temporal entre dois ecos acústicos, adquiridos antes e após a deformação do tecido. A imagem elastográfica é formada pela taxa de deformação em cada segmento do interior do tecido (Brusseau et al., 2002;Ophir et al., 1999;Varghese et al., 2000).

A elastografia pode ser obtida usando deformações estáticas e dinâmicas. Métodos dinâmicos também são utilizados e podem ser divididos em dois grupos: aqueles que utilizam o movimento do tecido produzido por forças externas e aqueles que utilizam o movimento do tecido produzido por vibrações internas. Como exemplos daqueles que se baseiam em forças externas temos os métodos ultra-sônicos e os métodos de elastografia por ressonância magnética (Mayo Clinic College of Medicine, 2006;Muthupillai et al., 1995;Ophir et al., 1991;Sinkus et al., 2005;Xydeas et al., 2005).

Em 1987, Lerner e Parker reportaram métodos de medição do deslocamento usando imagens de ultra-som (Lerner & Parker, 1987). Eles fizeram uma aproximação para mapear o movimento relativo do tecido e a chamaram de sonoelasticidade. Esta aproximação combina a estimulação mecânica externa com a detecção de deslocamento do ultra-som Doppler. O conceito é que o tecido rígido responderá diferentemente do tecido mole quando sujeitos à vibração mecânica externa. No método de sonoelasticidade, a vibração externa se propaga através do tecido e o movimento do tecido é detectado com o sinal Doppler. Em 1987 também, Krouskop e outros pesquisadores propuseram um método para estimar as propriedades mecânicas em pontos dentro do tecido, nos quais uma vibração em baixa freqüência foi aplicada na superfície do tecido (Krouskop et al., 1987).

A elastografia por ressonância magnética (MRE) também é outro método que faz uso de vibrações dinâmicas externas. Este método MRE tem apresentado potencial para medir ondas perpendiculares à direção de propagação (shear waves) (Muthupillai et al., 1995). Por ser sensível à fase, a técnica de MRE tem apresentado grande resolução espacial (1mm x 1mm) nas imagens elastográficas.

Quanto aos métodos dinâmicos que utilizam o movimento do tecido produzido por vibrações internas, existem algumas aproximações, as quais podem ser divididas em dois grupos: movimento natural e movimento forçado. O movimento natural de tecidos tem sido medido usando técnicas de sincronização. Esta técnica sincroniza o movimento do tecido com a respiração ou com o movimento cardíaco (Dickinson & Hill, 1982). Uma das dificuldades de trabalhar com esta aproximação é que a distribuição da força não é conhecida. Quanto ao movimento forçado, Sugimoto foi um dos primeiros pesquisadores a sugerir um método (Sugimoto et al., 1990). Os pesquisadores usaram a força de radiação do ultra-som focado para gerar uma deformação localizada no tecido. A deformação foi medida em função do tempo pelo método do eco do pulso.

Em 1995, Rudenko e colaboradores publicaram um artigo sobre a produção da força de radiação no tecido (Rudenko et al., 1996). Neste artigo eles descreveram a contribuição da não-linearidade do tecido para a força de radiação em tecidos homogêneos de baixa, média e alta atenuação.

Vibro-acustografia: esta técnica, recentemente desenvolvida por Greenleaf e Fatemi, consiste na medida do deslocamento de pequenos volumes no interior do tecido, induzido por uma força de radiação acústica focalizada e modulada na freqüência audível (Fatemi and Greenleaf, 1998). A força de radiação dinâmica é produzida pela aplicação simultânea de duas ondas ultra-sônicas, contínuas ou pulsadas, com freqüências diferentes, ambas focadas na região de interesse. A interferência entre as duas ondas produz uma força de radiação modulada com freqüência igual à diferença entre as freqüências das duas fontes. Esta força oscilante, geralmente de baixa freqüência, induz uma vibração no elemento de volume contido no foco, resultando numa outra radiação acústica. Este campo acústico é detectado por um hidrofone de alta sensibilidade. Neste método, a resposta acústica depende não

somente da rigidez do objeto, mas também dos parâmetros dinâmicos que definem a resposta dinâmica do objeto alvo e do meio circunvizinho à freqüência de excitação. A vibroacustografia também tem sido usada com sucesso para avaliar microcalcificações em tecidos mamários (Fatemi et al., 2002).

**Curva** *Força-Deformação*: o estudo de curvas de força aplicada em função da deformação dos materiais também é um método comum para estudar as propriedades mecânicas dos mesmos. Na maioria desses estudos é utilizado um instrumento que aplica uma força tal na amostra que resulta numa deformação da mesma. Esta deformação normalmente varia entre 0 a 20% da espessura da amostra. A amplitude máxima de deformação a ser ajustada no sistema de medida é pré-estabelecida com base na espessura da amostra, medida na mesma direção da força aplicada. As propriedades mecânicas dos materiais, bem como suas variações, são caracterizadas e classificadas a partir do perfil da curva da deformação registrada em função da força aplicada. Por exemplo, a curva obtida para tecidos cancerígenos apresenta maior não-linearidade quando comparada às obtidas para os tecidos normais. Quando dizemos que um tecido apresenta maior não-linearidade, significa que quanto maior a força aplicada a este tecido, maior será a constante elástica. Para saber qual o tipo de lesão do tecido, a constante elástica determinada na medida é comparada a um diagnóstico histológico, pois se sabe que existe uma correlação entre eles.

#### 1.3. Dados das propriedades mecânicas dos tecidos biológicos

Tomando como base este último método citado, onde as propriedades mecânicas dos tecidos são determinadas através das curvas de força em função da deformação, a literatura disponibiliza alguns resultados.

Krouskop, em 1998, reportou um estudo de 142 amostras de tecido mamário: 38 de

tecido gorduroso, 31 de glandular, 18 de tecido fibroso, 23 de carcinoma intraductal e 32 de carcinoma ductal invasivo (Krouskop et al., 1998). As amostras dos tecidos tinham um diâmetro de aproximadamente 30 mm e o diâmetro do pistão era de 4,83 mm. A espessura das amostras era de, no máximo, <sup>1</sup>/<sub>4</sub> do diâmetro das mesmas, ou seja, em torno de 7 mm. Estas amostras foram testadas numa sala onde a temperatura era de  $23,8^{\circ}C \pm 3^{\circ}C$ . Para caracterizar o comportamento viscoelástico dos tecidos, as amostras foram submetidas a deformações dinâmicas em três freqüências diferentes: 0.1, 1.0 e 4.0Hz. Essas diferentes freqüências foram utilizadas por vários motivos, para assegurar que possíveis danos devido à força exercida repetidamente não influenciariam nos resultados. Como o módulo elástico do tecido não é constante e depende da deformação aplicada, dois níveis de deformação foram usados neste estudo (5% e 20%). A deformação inicial aplicada às amostras de tecido foi consistente com a deformação aplicada à mama na sonografia: no mínimo 5% e no máximo 30%. Para ilustrar a dependência do módulo elástico ao nível de deformação, as curvas de força-deformação obtidas dos tecidos normal e glandular estão mostradas na Figura 1.1.



Figura 1.1. Curva de força-deformação (stress-strain) dos tecidos gorduroso (---) e glandular (---) de mama, até um nível de deformação de 30%. Krouskop et al.,

Pode-se perceber que o módulo elástico (inclinação da curva de força-deformação) da gordura é quase constante sobre um range de 30% de deformação, que é considerado um intervalo grande. Já o módulo elástico do tecido glandular permanece constante somente sobre um pequeno intervalo de deformação, menos que 10%.

Um comportamento semelhante também foi observado com o tecido fibroso: quando o nível de deformação aumenta, o módulo elástico do tecido também aumenta. A Tabela 1.1 apresenta média e desvio padrão do módulo elástico de vários tecidos mamários em diferentes freqüências e em diferentes níveis de deformação. Pode-se perceber que o módulo elástico dos diferentes tecidos mamários não muda com a taxa de deformação aplicada neste experimento. Isto demonstra que, nas freqüências consideradas neste estudo (0,1Hz; 1Hz; 4Hz), os tecidos mamários se comportaram como materiais elásticos, portanto a viscosidade do tecido é desconsiderada.

Tipo de tecido mamário	Módulo elástico do tecido (KPa)						
n = n° de amostras	5% de deformação			20% de deformação			
uniouruo	Frequência (Hz)			Fr	equência (H	lz)	
	0,1	1,0	4,0	0,1	1,0	4,0	
Gorduroso normal (n=8)	18 ± 7	19 ± 7	22 ± 12	20 ± 8	20 ± 6	24 ± 6	
Glandular normal (n=31)	28 ± 14	33 ± 11	35 ± 14	48 ± 15	57 ± 19	66 ± 17	
Fibroso (n=18)	96 ± 34 107 ± 116 ± 31 28		218 ± 87	232 ± 60	244 ± 85		
Carcinoma Ductal não invasivo (n=23)	22 ± 8	25 ± 4	26 ± 5	291 ± 67	301 ± 58	307 ± 78	
Carcinoma Ductal invasivo (n=32)	106 ± 32	93 ± 33	112 ± 43	558 ± 180	490 ± 112	460 ± 178	

Tabela 1.1 – Módulo elástico de diferentes tecidos mamários em dois níveis de deformação, aplicadas em três freqüências diferentes. *Krouskop et al., 1998*.

1998.

O módulo elástico do carcinoma intraductal é baixo em pequenas deformações, até se confundindo com a gordura, porém num alto nível de deformação, 20% por exemplo, o módulo é maior que qualquer um dos tecidos normais. O carcinoma ductal invasivo é bastante rígido e o módulo deste tecido é maior do que qualquer outro tecido para o mesmo nível de deformação aplicado.

Já foram realizados outros estudos das propriedades mecânicas dos tecidos mamários (Wellman et al., 1999). Wellman obteve amostras de tecido durante cirurgia e já as testou até um intervalo de tempo máximo de 10 minutos da excisão. As amostras foram cortadas com um mínimo de 10 x 10mm de área e 2mm de espessura. O pré-condicionamento foi aplicado 10 vezes com uma força de 2N em cada amostra. A taxa de deformação não foi ajustada precisamente, pois o instrumento era operado manualmente. Com o objetivo de estimar os efeitos viscosos, os testes foram realizados em 4 taxas de deformação diferentes: 50%/s, 300%/s, 1000%/s e 1800%/s. As curvas de força-deformação puderam ser traçadas após os dados dos testes terem sido adquiridos. A Figura 1.2 mostra uma curva de força-deformação para cada tipo de tecido mamário testado. Os carcinomas são vistos como materiais altamente não-lineares e extremamente rígidos, enquanto a gordura é quase linear e extremamente mole.



Figura 1.2. Curvas de força-deformação de 8 tipos diferentes de tecidos mamários, medidos numa taxa de deformação de aproximadamente 500%/s. Wellman et al., 1999.

Wellman observou uma pequena variação nas medidas quando a taxa de deformação foi variada. A Figura 1.3 mostra como as curvas de tensão-deformação variam com a taxa de deformação. Esta variação foi estudada para o carcinoma ductal invasivo e tecido gorduroso.



Figura 1.3. À esquerda estão as curvas de força-deformação típicas para carcinoma ductal invasivo. À direita estão as curvas para o tecido gorduroso. Wellman et al., 1999.

Podemos perceber que a máxima taxa de deformação utilizada foi de 1800%/s. Isto significa dizer que para uma deformação de 1%, a freqüência de oscilação era de 1,8KHz e, para 10% de deformação, a freqüência foi de 180 Hz. Comparando todas as taxas de deformação, o autor concluiu que existe uma diferença menor que 5% no módulo elástico para o carcinoma ductal invasivo e, para a gordura, esta diferença foi menor que 4,5%. Os resultados dos testes das várias amostras estão resumidos na Tabela 1.2.

Tabela 1.2 – Módulos elásticos médios e o desvio padrão dos módulos para cada um dos 8 tipos diferentes de tecido mamário testados. O desvio padrão não foi relatado para alguns tecidos, cuja amostra era apenas uma unidade. *Wellman et al., 1999.* 

Tipo de tecido mamário	Módulo elástico							
	Deformação		Deformação		Deformação		Deformação	
	0,01	Desvio Padrão	0,05	Desvio Padrão	0,10	Desvio Padrão	0,15	Desvio Padrão
Gorduroso	4,8	2,5	6,6	7,0	10,4	7,9	17,4	8,4
Glandular	17,5	8,6	33,0	12,0	88,1	66,7	271,8	167,7
Tumor Phyllodes	56,6	0,0	90,8	8,6	164,3	0,0	297,7	0,0
Papilloma	22,2	5,8	54,4	19,7	169,7	80,6	537,8	209,1
Carcinoma Lobular	34,7	0,0	78,9	0,0	221,8	0,0	628,4	0,0

Fibroadenoma	45,5	20,1	100,5	39,6	288,4	110,9	889,2	205,0
Carcinoma Ductal Invasivo	47,1	19,8	115,7	42,9	384,5	126,9	1366,5	348,2
Carcinoma Ductal Não Invasivo	71,2	0,0	188,7	0,0	638,7	0,0	2162,1	0,0

### 1.4. Objetivo do trabalho

O objetivo deste trabalho foi desenvolver o protótipo de um instrumento para diagnosticar tecidos biológicos baseando-se nas variações de suas propriedades mecânicas e que tivesse as seguintes características:

- Sensível a pequenas variações nas propriedades mecânicas dos tecidos;
- Portátil e de fácil manuseio para que possa ser usado em procedimentos cirúrgicos;
- Baixo custo.

O diagnóstico do tecido deverá ser feito logo após a remoção do mesmo. Visto que a rigidez do tecido biológico é uma propriedade da lesão, trata-se de um sistema que permitirá uma pré-análise imediata do tipo de tecido durante o procedimento cirúrgico, evitando assim possíveis mudanças nas propriedades viscoelásticas do material.

#### 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

#### 2.1. O tecido biológico

#### 2.1.1. Estrutura

O tecido biológico é uma coleção de células interconectadas que desempenham uma função similar dentro de um organismo. O organismo humano é constituído por apenas quatro tipos básicos de tecidos: o epitelial, o conjuntivo, o muscular e o nervoso. Estes tecidos estão associados uns aos outros em proporções variáveis, formando os diferentes órgãos e sistemas do corpo. Cada tipo de tecido tem seu tipo de células e suas principais funções. O tecido epitelial é formado por células poliédricas justapostas que, geralmente, aderem firmemente umas às outras por meio de junções intercelulares. Suas principais funções são: revestimento de superfícies, absorção de moléculas, percepção de estímulos e contração. O tecido conjuntivo é caracterizado por uma grande quantidade de material extracelular que é produzido por suas próprias células. São responsáveis pelo estabelecimento e manutenção da forma do corpo. O tecido muscular é formado por células alongadas com função de contração. Já o tecido nervoso é formado por células com longos prolongamentos emitidos pelo corpo celular, com a função de receber, gerar e transmitir impulsos nervosos (Junqueira & Carneiro, 2004).

#### 2.1.2. Comportamento do tecido mole sob a ação de uma força

Sabe-se que existem duas fontes de elasticidade nos tecidos: uma associada às mudanças internas de energia e outra associada à mudança de entropia. Os materiais elásticos são constituídos de moléculas longas e flexíveis interligadas, formando malhas tridimensionais. A energia térmica mantém estas moléculas em movimento constante. As configurações moleculares, tal como a entropia, mudam com a deformação (Fung, 1993a).

Quando um tecido biológico é submetido a uma deformação e esta deformação é mantida constante, a tensão correspondente do tecido diminui com o tempo. Este fenômeno é chamado de *relaxação da tensão*, ou apenas *relaxação*. Já quando o estresse é mantido constante e o corpo continua a deformar longitudinalmente, este fenômeno recebe o nome de "creep". Quando o tecido é submetido a um ciclo de força, a relação entre carga e deformação pode apresentar uma fase em relação à aplicação ou remoção do estresse, ou seja, ocorre um fenômeno conhecido por "histerese". Estes fenômenos são características da viscoelasticidade (Fung, 1993b). Para tecidos viscoelásticos, a maior parte da energia é absorvida na aplicação do estresse (alongando) e a menor parte na remoção do estresse (relaxando).

Do ponto de vista da biomecânica, para se determinar as propriedades de um tecido é preciso realizar experimentos, os quais determinarão a equação constitutiva do material. Um experimento simples que pode ser realizado é o teste de tensão uniaxial. De um modo geral, quando um tecido é submetido a este teste numa máquina, a qual aplica-se deformações sucessivas, a curva de histerese diminuirá a cada ciclo sucessivo de deformação, tendendo a um estado estacionário, denominado de estado pré-condicionado (Fung, 1993a).

Para uma força unidimensional F aplicada a uma amostra, a tensão  $\sigma$  é a força dividida pela área seccional da amostra quando a força é zero,  $A_0$ , ou seja,  $\sigma = \frac{F}{A_0}$ . A deformação é definida como sendo a razão entre o deslocamento, o qual a amostra é submetida, e o comprimento inicial da mesma, ou seja,  $\varepsilon = (L - L_0)/L_0$ . Uma outra medida comum é a taxa de alongamento  $\lambda$ , definida como sendo a razão entre o comprimento da amostra alongada, L, e o comprimento inicial quando a força é nula,  $L_0$ , ou seja,  $\lambda = \frac{L}{L_0}$ (Fung, 1993b).

#### 2.1.3. Modelos mecânicos

Os modelos mecânicos dos materiais são frequentemente usados para discutir o comportamento viscoelástico dos mesmos. Os modelos apresentados são compostos por combinações de molas lineares com constante k e elementos amortecedores com constante de viscosidade b. A mola linear é usada para gerar um alongamento proporcional à força e o amortecedor uma velocidade também proporcional à força em qualquer instante. A Figura 2.1 mostra três modelos mecânicos de comportamento dos materiais: o modelo de Maxwell, o modelo de Voigt e o modelo de Kelvin (também chamado de sólido linear padrão), todos compostos por molas e amortecedores (Fung, 1993b).



Figura 2.1. Três modelos mecânicos de materiais viscoelásticos: (a) Modelo de Maxwell, (b) Modelo de Voigt e (c) Modelo de Kelvin. *Fung, 1993b*.

Assim, se F é a força que age na mola e x é o deslocamento da mesma, então F = kx. Por outro lado, se F está agindo no amortecedor, este criará uma velocidade de deflexão v = dx/dt, e F = bv. Se analisarmos o modelo de Maxwell, a mesma força é transmitida da mola para o amortecedor. Esta força produz um deslocamento x = F/k na mola e uma velocidade v = F/b no amortecedor. A velocidade de extensão da mola é  $\frac{dx}{dt} = \frac{1}{k} \frac{dF}{dt}$ , quando fazemos a diferenciação com relação ao tempo. Portanto, a velocidade total fica:

$$v = \frac{1}{k}\frac{dF}{dt} + \frac{F}{b}$$
 (modelo de Maxwell) (1)

Analisando o modelo de Voigt, vemos que a mola e o amortecedor têm o mesmo deslocamento. Considerando o deslocamento x, a velocidade v e que a mola e o amortecedor produzirão as forças kx e bv, respectivamente, a força total F será:

$$F = kx + bv$$
 (modelo de Voigt) (2)

Analisando o modelo de Kelvin, podemos ver que o deslocamento x foi dividido em  $x_1$  e  $x'_1$ , sendo que a força total F é a soma da força  $F_0$ , que atua na mola, com a força  $F_1$ , que atua no elemento de Maxwell. Assim,  $x = x_1 + x'_1$ ,  $F = F_0 + F_1$ ,  $F_0 = k_0 x$  e  $F_1 = b_1 dx_1/dt = k_1 x'_1$ . Portanto a força total pode ser dada por:

$$F = k_0 x + k_1 x_1'$$
 (modelo de Kelvin) (3)

#### 2.1.4. Impedância do tecido biológico

A impedância mecânica de tecidos biológicos moles é determinada, na maioria das vezes, em experimentos cujo tecido é submetido a uma deformação dinâmica aplicada por um pistão pequeno e rígido. As quantidades físicas usadas para tal medição são: deslocamento, velocidade, aceleração, força aplicada pelo pistão e força de resposta do tecido. Para fazer uma descrição completa do comportamento do tecido nestes experimentos, pode-se usar as partes real e imaginária da impedância mecânica complexa. Sabe-se, por definição, que

$$Z_m = \frac{F}{v} \tag{4}$$

Estudos para caracterizar a impedância de tecidos biológicos moles têm sido apresentados já há algum tempo, mas somente recentemente eles têm dado um novo ímpeto graças ao desenvolvimento de computadores modernos que tornam as medições mais fáceis. A criação de modelos matemáticos da impedância de tecidos tem sido algo de interesse científico.

A impedância mecânica dos tecidos biológicos pode ser determinada através dos modelos mecânicos de materiais viscoelásticos citados acima. Considerando a força externa aplicada do tipo:

$$F_{ext} = F_0 e^{j\omega t} \tag{5}$$

e analisando o modelo de Maxwell, tem-se que  $F_0 e^{jot} = kx$ . Isolando o deslocamento x e derivando o mesmo, obtêm-se a velocidade:

$$v = F_{ext} \frac{j\omega}{k}$$
(6)

Esta é a velocidade da mola. Sendo a velocidade do amortecedor  $v = F_{ext}/b$ , a velocidade total fica sendo a soma das duas:

$$v = F_{ext} \frac{j\omega}{k} + \frac{F_{ext}}{b} = F_{ext} \left( \frac{j\omega}{k} + \frac{1}{b} \right)$$
(7)

Através da equação (4), a impedância mecânica de um material viscoelástico segundo o modelo de Maxwell é:

$$Z_m = \frac{F_{ext}}{v} = \frac{1}{\left(\frac{j\omega}{k} + \frac{1}{b}\right)}$$
(8)

Considerando o modelo de Voigt, o qual a mola e o amortecedor têm o mesmo deslocamento, pode-se determinar a força total:

$$F_{ext} = v \left( \frac{k}{j\omega} + b \right) \tag{9}$$

e dela, então, tem-se a impedância mecânica:

$$Z_m = \frac{F_{ext}}{v} = \left(\frac{k}{j\omega} + b\right) \tag{10}$$

Analisando, agora, o modelo de Kelvin, a força total será a soma da força que atua no elemento de Maxwell e a força que atua na mola:

$$F_{ext} = v \left( \frac{1}{\left(\frac{j\omega}{k_1} + \frac{1}{b}\right)} + \frac{k_0}{j\omega} \right)$$
(11)

sendo  $k_1$  a constante elástica da mola do elemento de Maxwell e  $k_0$  a constante da outra mola.

#### 2.2. Vibrações mecânicas

#### 2.2.1. Introdução

Um objeto vibra quando uma força ou impulso externo lhe é aplicado. Os modos normais de vibrações deste objeto dependem de suas propriedades mecânicas, bem como do meio que o envolve. Neste trabalho, por exemplo, aplicamos perturbações mecânicas alternadas para caracterizar algumas propriedades mecânicas de amostras semelhantes ao tecido biológico mole. Neste caso, tanto o oscilador mecânico (baseado num alto-falante) quanto as amostras possuem características mecânicas peculiares que caracterizam uma impedância específica. Quando o oscilador é acoplado à amostra, a impedância resultante é uma combinação das duas. Neste caso, conhecendo-se o perfil de ambas as impedâncias, pode-se avaliar os parâmetros mecânicos das amostras que proporcionam modificações no perfil da impedância do oscilador. Para compreender melhor a modelagem dos movimentos oscilatórios do sistema proposto neste trabalho, apresentaremos a seguir alguns conceitos de um sistema massa-mola amortecido e forçado, bem como o princípio de funcionamento e a impedância de um alto-falante.
### 2.2.2. Oscilações

Num sistema massa-mola simples, quando a massa é deslocada de sua posição de equilíbrio, a mola exerce uma força -kx, conforme a Lei de Hooke:

$$F_x = -kx \tag{12}$$

Combinando esta equação com a segunda lei de Newton, tem-se:

$$F_{x} = -kx = ma = m\frac{d^{2}x}{dt^{2}}$$
  
ou  $a = \frac{d^{2}x}{dt^{2}} = -\left(\frac{k}{m}\right)x$  (13)

Considerando, por exemplo, um corpo preso a uma mola vertical e desprezando a perda de energia do sistema, este corpo oscilará de uma amplitude -A a uma amplitude A (deslocamento máximo em relação ao equilíbrio). Sendo assim, o movimento deste corpo será dado pela seguinte equação:

$$x = Ae^{j(\omega_0 t + \delta)} \tag{14}$$

onde  $\omega_0$  é a freqüência angular ( $\omega_0 = 2\pi f$ ) e  $\delta$  é a constante de fase do movimento oscilatório.

A seguir será apresentada uma abordagem matemática do movimento oscilatório amortecido e forçado. Caso o leitor não esteja familiarizado com estes conceitos de movimento oscilatório, deverá consultar, antes, qualquer livro de física básica ou link na Web que trate deste assunto (Halliday & Resnick, 1993;Tipler, 1991;Tipler, 1995;Wikipedia, 2007).

#### 2.2.3. Oscilações forçadas amortecidas e ressonância

Em virtude da ação de forças de atrito, os movimentos oscilatórios reais dissipam energia mecânica. Qualquer sistema oscilatório pára de oscilar sem qualquer interferência propositada. Um movimento amortecido se traduz pelo fato do movimento oscilatório ir perdendo energia com o passar do tempo. Sabe-se que a energia de um oscilador é proporcional ao quadrado da amplitude; portanto, se a amplitude diminui com o tempo, a energia também diminui.

A Figura 2.2 mostra a oscilação do corpo que é amortecida devido ao movimento de um objeto (pistão) imerso no líquido. O amortecimento é dependente do tamanho do pistão e da viscosidade do líquido.



Figura 2.2. Oscilador amortecido. O movimento está amortecido pelo pistão imerso no líquido. *Hibbeler*, *1986*.

A força resistiva do deslocamento do pistão no líquido, por definição, é proporcional à velocidade do corpo:

$$F_d = -bv \tag{15}$$

onde b é uma constante que descreve quantitativamente o amortecimento. O sinal negativo indica que a força é sempre oposta à direção do movimento; consequentemente o trabalho feito por esta força não-conservativa é sempre negativo. Assim, esta força provoca a diminuição da energia mecânica do sistema. Com a segunda lei de Newton, temos que:

$$F_x = ma_x$$

$$-kx - bv = m\frac{dv}{dt}$$
(16)

Quando o amortecimento é pequeno, espera-se que o corpo oscile com uma freqüência angular  $\omega'$ , que é aproximadamente igual à freqüência sem amortecimento  $\omega_0 = \sqrt{k/m}$ , e espera-se, também, que a amplitude diminua lentamente com o tempo.

Para um movimento harmônico simples, a energia mecânica total varia entre a energia potencial e a energia cinética. A energia total é igual ao dobro do valor médio da energia cinética ou da energia potencial:

$$E = 2\left(\frac{1}{2}mv^2\right)_m = m\left(v^2\right)_m \tag{17}$$

Para um oscilador superamortecido, frações muito pequenas da energia mecânica são perdidas durante os ciclos, fazendo assim com que a energia total diminua lentamente com o tempo. A taxa instantânea de variação da energia mecânica total é igual à potência da força de amortecimento:

$$P = \frac{dE}{dt} = F_d \cdot v = -bv^2 \tag{18}$$

O fato de a potência ser negativa indica estar havendo perda de potência do sistema. Substituindo  $v^2$  pelo seu valor médio  $(v^2)_m = E/m$ , tem-se:

$$\frac{dE}{dt} = -\frac{b}{m}E\tag{19}$$

Esta equação descreve um decremento exponencial, pois a taxa de diminuição da energia é proporcional à própria energia. Integrando e tomando a exponencial dos dois membros, temos:

$$\ln E = -\frac{b}{m}t + C$$

$$E = e^{-bt/m+C} = e^{C}e^{-bt/m} = E_{0}e^{-bt/m} = E_{0}e^{-t/\tau}$$
(20)

onde  $E_0 = e^C$  é uma constante, a energia no instante t = 0, e  $\tau = m/b$  é uma constante de tempo.

Para que o sistema amortecido não pare de oscilar, precisamos injetar energia no mesmo. A amplitude ou a energia de um sistema do estado permanente depende não apenas da amplitude da fonte excitadora, mas também da sua freqüência.

Todo oscilador possui sua própria freqüência natural, que é a freqüência na ausência de amortecimento e excitação. Se a freqüência de excitação for igual à freqüência natural do sistema, a energia absorvida pelo oscilador é máxima, ou seja, ocorre a ressonância. A Figura 2.3 mostra as curvas de ressonância de um oscilador para dois valores diferentes de amortecimento. Estas mostram a potência média proporcionada a um oscilador em função da freqüência de excitação. O amortecimento de um oscilador pouco amortecido é usualmente descrito pela grandeza Q denominada o fator de qualidade ou o fator Q. Quando o amortecimento é pequeno (alto Q), o oscilador absorve bastante energia na freqüência de ressonância é nítido (agudo). Já quando o amortecimento é grande (baixo Q), o oscilador continua a absorver mais energia na freqüência de ressonância, porém a absorção é pequena e a curva de ressonância é larga. Na Figura 2.3 também está indicada a largura  $\Delta \omega$  de uma curva média, que é a diferença de freqüência para a metade da potência.



Figura 2.3. Gráficos da potência média injetada num oscilador, em função da freqüência da força, com diferentes amortecimentos do oscilador. *Hibbeler*, 1986.

O fator Q é uma medida direta da nitidez da ressonância e, para amortecimentos relativamente pequenos, pode ser demonstrado pela razão entre a freqüência de ressonância  $\omega_0$  e a largura da curva de ressonância  $\Delta \omega$ :

$$Q = \frac{\omega_0}{\Delta \omega} = \frac{f_0}{\Delta f}$$
(21)

Na Figura 2.4 está a representação esquemática de um corpo de massa m, ligado a uma mola de constante k, a um elemento amortecedor de resistência mecânica b e a uma força externa  $F_{ext}$ .



Figura 2.4. Representação esquemática de um oscilador amortecido, forçado, consistindo por uma massa m presa a uma mola de constante elástica k, a um amortecedor de resistência mecânica b e sujeita a uma força  $F_{ext}$ .

A equação do movimento para este corpo é:

$$\Sigma F = -kx - bv + F_{ext} = m \frac{dv}{dt}$$
  
ou 
$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + b \frac{dx}{dt} + m \omega_0^2 x = F_{ext}$$
 (22)

Considerando uma força externa oscilatória do tipo

$$F_{ext} = F_0 e^{j\omega t} \tag{23}$$

em que  $\omega$  é a freqüência angular da força excitadora, no regime estacionário, o sistema massa-mola também oscilará com a mesma freqüência, ou seja,

$$x = Ae^{j(\omega t + \delta)} \tag{24}$$

sendo A a amplitude do movimento e  $\delta$  a constante de fase do movimento.

A solução da equação (22) é composta por duas partes: a solução transiente e a solução de estado estacionário. A solução transiente é obtida fazendo  $F_{ext}$  igual a zero e contém duas constantes arbitrárias, que são determinadas aplicando as condições iniciais à solução total. Após um intervalo de tempo, o termo de amortecimento faz este termo transiente se tornar desprezível, restando somente o termo de estado estacionário.

Fazendo as derivadas primeira e segunda de x e substituindo na equação (22), obtêmse a relação para a amplitude do movimento:

$$A = \frac{1}{j\omega} \frac{F}{b + j(\omega m - k/\omega)}$$
(25)

Substituindo a equação (25) na equação (24), o deslocamento do sistema no regime estacionário será:

$$x = \frac{1}{j\omega} \frac{Fe^{j\omega t}}{b + j(\omega m - k/\omega)}$$
(26)

Fazendo a derivada do deslocamento, temos a velocidade de oscilação do sistema:

$$v = \frac{Fe^{j\omega t}}{b + j(\omega m - k/\omega)}$$
(27)

Como a impedância é igual à força dividido pela velocidade, das equações (23) e (27), temse:

$$Z_m = \frac{F_{ext}}{v} = b + jX_m \tag{28}$$

sendo  $X_m = \omega m - k/\omega$  a reatância mecânica. A impedância mecânica  $Z_m = Ze^{j\theta}$  tem magnitude

$$\left|Z\right| = \sqrt{b^2 + \left(\omega m - k/\omega\right)^2} \tag{29}$$

e ângulo de fase

$$\theta = \tan^{-1} (X_m/b) = \tan^{-1} [(\omega m - k/\omega)/b]$$
(30)

A impedância mecânica é expressa na mesma unidade da resistência mecânica, N.s/m, definido como ohm mecânico. Se compararmos o ohm mecânico com o ohm elétrico, podemos fazer uma analogia. O ohm elétrico provém de uma tensão dividida por uma corrente elétrica; o ohm mecânico provém de uma força dividida por uma velocidade. Assim, podemos fazer uma analogia eletromecânica onde a tensão é equivalente à força e a corrente elétrica é equivalente à velocidade.

# 2.3. O alto-falante como um oscilador mecânico

#### 2.3.1. Sistema total

Os alto-falantes podem ser divididos em três partes: a parte que envolve a bobina e o magneto, o cone e a parte da suspensão como um todo.

O sistema composto pela bobina e pelo magneto tem o objetivo de estabelecer um campo magnético simétrico no qual a bobina irá operar. Este sistema está ilustrado na Figura

2.5. O campo magnético é acoplado através do entreferro. Quando uma corrente elétrica é aplicada na bobina, situada dentro deste entreferro, uma força é produzida. Esta força é diretamente proporcional ao fluxo de corrente na bobina, que é excitada com corrente alternada (AC). Este sinal alternado, juntamente com o campo magnético permanente, faz com que a bobina se mova para frente e para trás.



Figura 2.5. Estrutura de um magneto permanente com uma bobina que se move. *Wikipedia, acesso 07/12/2006*.

Num alto-falante típico, o cone é usado para criar uma área grande de radiação, permitindo que uma quantidade maior de ar se mova. O cone também pode servir como um pistão que é excitado pela bobina. Num ambiente ideal, este deveria ser infinitamente rígido e ter massa zero. Ele é uma parte muito crítica do alto-falante, por não ser totalmente rígido e tendendo a diferentes formatos de ressonância em diferentes freqüências. Quando o cone é fixado à bobina, fica um espaço aberto sobre ela. A solução para este problema é colocar uma espécie de tampa para cobrir este espaço. Na Figura 2.6 estão mostrados o cone e a tampa.



Figura 2.6. Cone e tampa fixos à bobina. Wikipedia, acesso 07/12/2006.

O alto-falante possui dois elementos de suspensão: um é a aranha, que é fixa diretamente à bobina e o outro é uma membrana flexível, que envolve todo o cone. A combinação destes elementos permite que a bobina se mova linearmente e lhe fornece uma devolução da força. A membrana tem outro papel fundamental que é de fechar o alto-falante quando o encapsulamento é feito. Na Figura 2.7 pode-se ver estes dois elementos.



Figura 2.7. Sistema total de um alto-falante. Wikipedia, acesso 07/12/2006.

A Figura 2.8 mostra um circuito elétrico equivalente de um alto-falante. As constantes  $R_0$  e  $L_0$  são parâmetros da bobina. No circuito mecânico,  $R_M$  é a resistência elétrica devido ao sistema de suspensão,  $L_M$  é a indutância elétrica devido à flexibilidade da massa e  $C_M$  é a capacitância elétrica devido à massa que se move.



Figura 2.8. Circuito equivalente de um alto-falante. Kinsler et al, 2000.

### 2.3.2. Modelo mecânico equivalente

Assim como discutido para os tecidos biológicos, o modelo mecânico do alto-falante também se faz necessário. Os modelos mecânicos de osciladores, como já vistos, podem ser compostos por três elementos: massa, mola e amortecedor. Esses elementos podem estar associados em série ou em paralelo. Quando uma mola e um amortecedor estão em série (Figura 2.1 (a)), é esperado que os mesmos apresentem deslocamentos diferentes e, consequentemente, velocidades diferentes. Já quando estão associados em paralelo (Figura 2.1 (b)), eles se movem juntos, apresentando mesmo deslocamento e velocidade.

Para desenvolver o modelo mecânico do alto-falante, é necessário analisar todas as partes que se movem (bobina, cone, tampa e suspensões) e se elas têm velocidades iguais ou diferentes. A carcaça e o magneto são as partes fixas. Imaginando que o alto-falante está sendo excitado eletricamente através da bobina, ou mecanicamente através do cone ou da tampa, todos esses elementos, mais a aranha e a membrana, estarão se movendo. Olhando para a Figura 2.7 e movendo qualquer uma dessas partes, percebe-se que, por elas estarem fixas entre si, todas se moverão com a mesma velocidade. Então, se todas as partes se movem com o mesmo deslocamento, conclui-se que os elementos do modelo mecânico estão em série. Portanto, a princípio, este modelo é formado por uma mola em paralelo com um amortecedor, sendo os dois em série com uma massa, como na Figura 2.4. Para compreender por que somente uma mola, um amortecedor e uma massa representam toda a mecânica do alto-falante, temos que perceber que a adição de mais um elemento em paralelo, mola ou amortecedor ou até mesmo os dois, só mudará as constantes de elasticidade e/ou de amortecimento. Numa questão prática, onde é possível usar este modelo mecânico para tentar ajustar a curva de um oscilador mecânico, independerá se o modelo possui uma ou duas molas, um ou dois amortecedores, mas sim o valor total de cada constante. A adição de mais

um elemento ao modelo só terá efeito se o mesmo estiver em série com os outros elementos, o que ocasionará velocidades diferentes no sistema, o que não é o caso do alto-falante. Portanto, conclui-se que um modelo bastante próximo ao do alto-falante é o apresentado na Figura 2.4.

#### 2.3.3. A força aplicada pelo alto-falante

Como mostrado na Figura 2.7, o cone está fixo à bobina, a qual é sustentada por um campo magnético B do ímã. Se uma corrente I é fornecida à bobina, a interação do campo magnético gerado por esta corrente e o campo magnético do ímã induzirá a uma força no cone. Inversamente, forçando o cone, a bobina se moverá na presença do campo magnético e isto induzirá a uma tensão na bobina.

Quando uma corrente I é fornecida à bobina, isto gera uma força no cone do tipo (Kinsler et al., 2000):

$$F_e = BlI \tag{31}$$

sendo *l* o comprimento do fio da bobina. Considerando que esta seja a força de excitação do sistema e substituindo-a na equação (22), pode-se expressar a velocidade do cone através da equação de um sistema massa-mola:

$$m\frac{dv}{dt} + bv + k\int vdt = vZ_m = BlI$$
(32)

Sendo a corrente total na bobina igual à corrente aplicada menos a corrente induzida, temos:

$$vZ_m = Bl(I_{ap} - I_{ind})$$
(33)

A corrente induzida na bobina devido à variação de fluxo magnético na mesma é:

$$I_{ind} = \frac{\varepsilon}{Z_e} = \frac{1}{Z_e} \frac{d\phi}{dt} = \frac{1}{Z_e} \frac{d(B.A)}{dt}$$
(34)

sendo *A* a área da bobina e  $\varepsilon$  a variação do fluxo magnético com relação ao tempo. Esta área sendo constante, temos:

$$I_{ind} = \frac{A}{Z_e} \frac{dB}{dt}$$
(35)

Substituindo a equação (35) na (33) e fazendo v = dx/dt, tem-se:

$$\frac{dx}{dt}Z_{m} = Bl\left(I_{ap} - \frac{A}{Z_{e}}\frac{dB}{dt}\right)$$
$$\frac{d}{dt}\left(xZ_{m} + \frac{1}{2}\frac{A}{Z_{e}}B^{2}\right) = BlI_{0}e^{j\omega t}$$
(36)

Fazendo a integração da equação (36) em função do tempo, temos:

$$xZ_m + \frac{1}{2}\frac{A}{Z_e}B^2 = \frac{BII_0e^{j\omega t}}{j\omega} = \frac{F_{ap}}{j\omega}$$
(37)

Desta forma,

$$x = \frac{F_{ap}}{j\omega Z_m} - \frac{C}{Z_m}$$
(38)

sendo  $C = \frac{1}{2} \frac{A}{Z_e} B^2$  uma constante que relaciona a área da bobina, o campo magnético do ímã

e a impedância elétrica do circuito. Fazendo o módulo de x, temos:

$$|x| = \frac{F_{ap}}{\omega \sqrt{b^{2} + \left(\omega m - \frac{k}{\omega}\right)^{2}}} - \frac{C}{\sqrt{b^{2} + \left(\omega m - \frac{k}{\omega}\right)^{2}}}$$
$$|x| = \frac{1}{|Z_{m}|} \left[\frac{F_{ap}}{\omega} - C\right]$$
(39)

O valor de  $F_{ap}$  é pré-suposto ser da ordem de 0,5N, o que corresponde a 50gf, e *C* será determinado através do ajuste da curva de x(f) quando o oscilador é excitado sem a presença da amostra. Os outros parâmetros (massa, resistência mecânica e constante elástica) também serão determinados através do ajuste.

Todas estas equações (31 à 39) traduzem o funcionamento de um alto-falante, quando nenhum tipo de impedância mecânica é acoplada ao cone. Neste trabalho, phantoms de tecido biológico são submetidos à forças produzidas pelo cone. Estes phantoms têm uma impedância mecânica que tende a diminuir a amplitude de deslocamento do cone. Assim como o altofalante, possuem uma massa, uma resistência mecânica e uma elasticidade. Para se determinar a impedância total de um sistema que envolve um alto-falante e uma impedância mecânica adicional acoplada ao cone, é necessário fazer algumas análises físicas. Considerando a resistência mecânica do phantom ser infinita, o cone não irá se movimentar. Lembre que a força que representa o elemento amortecedor é F = bv, portanto, para uma constante de resistência mecânica infinita, a velocidade seria quase nula. Desta forma, este elemento amortecedor do phantom estará em paralelo com o elemento amortecedor do alto-falante. Considerando a constante elástica ser infinita, o cone também não se movimentará. Lembrando da força da mola F = kx, para uma constante elástica infinita, o deslocamento seria quase nulo. Assim também teremos o elemento elástico do phantom em paralelo com o elemento elástico do alto-falante. Agora, considerando a massa do phantom ser infinita, o cone se movimentará. Sabe-se que, neste trabalho, um pistão está fixado ao cone e que este pistão possui uma área limitada, onde a força é aplicada. Assim, se a área do phantom é muito maior que a área do pistão, o pistão continua a aplicar a força sobre sua área limite. Desta forma, a massa não estará acoplada ao cone. A massa, de certa forma, mudará as propriedades viscosas e elásticas da amostra. Veremos posteriormente que a geometria da amostra também influi no resultado do teste.

Portanto, o modelo mecânico equivalente do sistema como um todo seria como mostrado na Figura 2.9, sendo  $k_1$  e  $b_1$  as constantes de elasticidade e resistência mecânica do alto-falante e  $k_2$  e  $b_2$  as constantes de elasticidade e resistência mecânica do phantom.



Figura 2.9. Modelo mecânico equivalente de um phantom acoplado a um alto-falante.

Desta forma, soma-se apenas mais uma constante ao termo elástico e mais uma constante ao termo amortecedor da equação (22):

$$m\frac{d^{2}x}{dt^{2}} + (b_{1} + b_{2}S)\frac{dx}{dt} + (k_{1} + k_{2}S)x = F_{ext}$$
  
ou  
$$m\frac{d^{2}x}{dt^{2}} + (b_{1} + b_{2}S)\frac{dx}{dt} + (k_{1} + k_{2}S)x = Bl\frac{Ve^{j\omega t}}{Z_{E}}$$
(40)

sendo  $b_2$  e  $k_2$  as constantes do phantom divididas por unidades de área. Isto devido ao fato de que o pistão do oscilador possui uma área limite onde é aplicada a força. A área *S* corresponde à área de contato entre o pistão e a amostra. Caso a área do pistão seja maior que a área da amostra, onde a força está sendo aplicada, *S* é a área da amostra. Caso esta área da amostra seja maior que a área do pistão, então, *S* corresponde à área do pistão.

# **3. MATERIAIS E MÉTODOS**

# 3.1. Sistema para medição das propriedades viscoelásticas

## 3.1.1. O Protótipo

O protótipo do sistema para medição das propriedades viscoelásticas é composto por três módulos: excitação mecânica, detecção do deslocamento e detecção da carga. Esses três módulos são comentados nas subseções seguintes. Toda a estrutura foi feita em acrílico, como pode ser visto na Figura 3.1. O acoplamento entre os módulos foi reforçado para minimizar as interferências por vibrações da estrutura. O circuito eletrônico de controle foi fixado na base desta estrutura.



Detecção da carga

Figura 3.1. Imagem frontal do protótipo desenvolvido para avaliar as propriedades mecânicas de pequenas amostras "moles".

## 3.1.2. O módulo de excitação mecânica

Uma característica diferenciada no desenvolvimento deste sistema foi o módulo de excitação mecânica. Para tanto, foi projetado um módulo de excitação cujas propriedades mecânicas são equivalentes às do tecido biológico mole. Dessa forma a amplitude do oscilador se torna dependente das propriedades mecânicas do tecido em análise. Isso faz com que as propriedades viscoelásticas dos tecidos sejam avaliadas através de duas medidas: 1) variação da amplitude de deslocamento do oscilador e 2) medida da carga. Ambas as medições podem ser feitas de forma estática ou dinâmica. Este módulo foi composto por um oscilador mecânico, um pistão de fibra de carbono, um pressionador de poliacetal e uma haste de acrílico. O oscilador mecânico foi desenvolvido para operar em baixas freqüências e foi fixado de modo a proporcionar o deslocamento no sentido vertical, com a parte que desloca voltada para baixo. O pistão de 80mm de comprimento foi fixado no centro do oscilador com o propósito de transferir a força para a amostra. Na extremidade inferior do pistão foi fixado um disco de poliacetal (pressionador) de 15mm de diâmetro para exercer a força sobre a amostra.

Próximo ao centro deste pistão foi acoplada uma barra fina de acrílico como suporte de um pequeno magneto cilíndrico (diâmetro x altura =  $3 \times 5$ mm) usado na montagem do sistema de medida do deslocamento do pistão, como será explicado na subseção seguinte. O desenho esquemático deste módulo de excitação mecânica está mostrado na Figura 3.2.



Figura 3.2. Desenho esquemático do oscilador mecânico utilizado no protótipo.

O oscilador mecânico é baseado em um alto-falante, cujo princípio de funcionamento está apresentado na subseção 2.3. Considerando o desenho da Figura 2.7, a tampa e o cone estão posicionados para baixo conforme ilustrado na Figura 3.2. Além de transferir a força do oscilador para o material testado, o pistão também tem o propósito de fazer com que o magneto, fixado à haste de acrílico, fique distante da bobina do oscilador. Isto faz com que o campo magnético do ímã permanente e aquele gerado pela bobina não interfiram na medição do deslocamento.

O pressionador de poliacetal foi introduzido para distribuir uniformemente a força exercida na amostra, considerando que a área desta seja menor ou igual à área do pressionador.

#### 3.1.3. O módulo de detecção do deslocamento

O módulo de detecção do deslocamento do pistão é composto de um sensor magnético e dois pequenos magnetos. O sensor de campo magnético usado foi o KMZ10A fabricado pela Koninklijke Philips Eletronics N. V. Este é um sensor bidirecional de campo magnético extremamente sensível, que emprega o efeito da magnetoresistividade de filme fino e com área útil de aproximadamente 1,6m x 1,6m. Como muitos outros sensores resistivos, este também possui uma configuração em ponte de Wheatstone. Como mostrado na Figura 3.3, é injetada uma corrente contínua entre os terminais 2 e 4 e, com o desequilíbrio da ponte devido à presença dos magnetos, a variação das resistências é medida entre os terminais 1 e 3. A variação de tensão medida é proporcional à variação do campo magnético aplicado sobre o sensor.



Figura 3.3. Sensor de campo magnético KMZ10A com seu diagrama de circuito simplificado.

Devido a alta sensibilidade deste sensor magnético (16 mV/V/kA/m), a presença do magneto (magnetização =  $10^{6}$ A.m) a 10mm de distância satura o sinal de saída do sensor. Portanto foi necessária a utilização de outro magneto idêntico e invertido para que o campo resultante sobre o sensor fosse nulo na condição inicial da medida. O sensor foi posicionado eqüidistante aos magnetos e alinhado verticalmente como mostrado na Figura 3.4. O magneto inferior está fixado na haste que está acoplada ao oscilador mecânico, como visto na subseção anterior. O outro magneto, posicionado acima do sensor, foi inserido num parafuso para que o

campo resultante sobre o sensor possa ser anulado antes de realizar a medida. Nesta configuração, quando o oscilador é excitado, o magneto fixo à haste irá oscilar verticalmente, causando uma variação de campo magnético sobre o sensor que traduz em deslocamento.



Figura 3.4. Desenho esquemático do módulo de detecção do deslocamento.

# 3.1.4. O módulo de detecção da carga

Outra parte importante do protótipo é o módulo de detecção da carga. Esta é outra medida importante na caracterização das amostras. Este módulo é usado para medir a carga sobre a amostra durante sua deformação com o oscilador mecânico. Nas descrições a seguir, o termo "força" se refere à ação mecânica exercida pelo oscilador e "força resultante" a resultante desta força medida após deformar a amostra. Sendo esta composta de um material viscoso e elástico, parte da força exercida pelo oscilador é absorvida pelo meio material e a outra parte é transferida para a célula de carga. Foi usada uma célula de carga da Kratos Equipamentos Industriais LTDA com capacidade de até 2Kgf. Assim como o transdutor magnético, a célula de carga também utiliza a ponte de Wheatstone de sensores de carga

"strain gauge". Um porta-amostra foi acoplado à célula conforme está ilustrado nas figuras 3.5 e 3.6. Este porta-amostra consiste em uma base de acrílico com um furo cilíndrico de 12mm de diâmetro e 1mm de profundidade para posicionamento da amostra. Conforme serão descritas mais a frente, essas foram construídas em forma de disco com 10mm de diâmetro, ficando portanto, com uma folga de 1mm por toda a borda, para garantir que a mesma fique livre durante a medida.



Figura 3.5. Desenho frontal do módulo de detecção da carga com o porta-amostra acoplado.



Figura 3.6. Desenho lateral do módulo de detecção da carga com o porta-amostra acoplado.

## 3.1.5. Automação do sistema: controle e aquisição dos dados

Montados o módulo de excitação e os módulos de medição, esses foram interfaceados

aos equipamentos de controle e aquisição de dados através de um circuito eletrônico dedicado.

O oscilador mecânico é excitado por uma tensão alternada. Para isto foi utilizado um gerador de funções da Hewlett-Packard Development, L. P. (HP33120A) acoplado a um amplificador de potência (WATT SOM DBS 720). A saída deste foi ligada aos terminais do oscilador eletromecânico. Este processo está mostrado na Figura 3.7. Com o objetivo de realizar um registro espectral em função da freqüência de excitação, foi desenvolvida uma interface em ambiente LabVIEW para automação do sistema, conforme comentário adiante.



Figura 3.7. Fluxo do sinal alternado aplicado ao oscilador mecânico.

O sensor magnético KMZ10A é alimentado com tensão contínua de +5V. Já a célula de carga é alimentada com tensão contínua de +9V e -9V. Para suprir essa necessidade, um circuito eletrônico foi desenvolvido para transformar a tensão alternada da rede elétrica nessas tensões desejadas. Neste mesmo circuito realizou-se a implementação de um módulo de amplificação para manipular os sinais de saída do sensor magnético e da célula de carga. Como as tensões de saída desses sensores são diferenciais e bastante baixas, um amplificador de instrumentação de baixo ruído da Texas Instruments (INA128) foi utilizado. O mesmo é encontrado na forma de circuito integrado e com ele é possível obter a diferença entre as saídas de um sensor e amplificá-las com um ganho desejado. O circuito eletrônico que envolve a transformação de tensão e estes amplificadores foi montado numa caixa de alumínio, como mostra a Figura 3.8.



Figura 3.8. Circuito eletrônico desenvolvido para alimentar os sensores e manipular os sinais de saída dos mesmos.

Na parte frontal da caixa estão dispostos quatro conectores, sendo dois de quatros pinos e dois BNC. Os conectores de quatro pinos são utilizados para alimentar os sensores e receber os sinais de saída dos mesmos. Após a manipulação desses sinais de saída, estes conectores BNC são responsáveis por enviar os sinais aos amplificadores lock-in.

Sendo a excitação do oscilador alternada, os sinais de saída dos transdutores (de posição e carga) também são alternados, tendo a forma de uma onda senoidal. Sabendo que a amplitude do oscilador é dependente da freqüência, para cada valor de freqüência foi registrada a amplitude e fase de saída desses transdutores. Nas análises apresentadas no próximo capítulo, apenas a amplitude foi considerada. Foram utilizados dois amplificadores lock-in: o SR530 da Stanford Research Systems e o 7220BFP da EG&G Instruments Corporation (um para o transdutor de deslocamento e outro para o transdutor de carga).

Ambos os sinais de deslocamento e carga também foram digitalizados para verificação dos níveis DC durante os ajustes realizados antes de iniciar a medida. Esta digitalização foi realizada usando os módulos de conversores A/Ds dos próprios lock-in. Estes têm uma faixa de medição de +/- 10 Volts e uma resolução de 12 bits

As amplitudes de deslocamento e carga durante a excitação dinâmica foram adquiridas sincronizadas à freqüência de excitação. As aquisições foram realizadas com uma sensibilidade de 500mV em ambos os lock-in e registrados após 2s da atualização da

freqüência. Este tempo de espera foi usado para garantir a estabilização do sinal de saída dos lock-in e do sistema de vibração após a mudança de freqüência de excitação. Os aparelhos (gerador e lock-in) foram acoplados ao computador através de uma interface GPIB-USB-B da National Instruments (GPIB: General Purpose Interface Bus; USB: Universal Serial Bus). Esta interface permite velocidade máxima de transferência de dados superior a 1.8 MB/s. A resolução destes sensores está mencionada na subseção seguinte.

Toda automação para controle dos equipamentos (gerador de funções e os dois lockin) e digitalização dos sinais foi realizada usando um programa desenvolvido em LabVIEW (da National Instruments Corporation). Um fluxograma de todo o sistema está mostrado na Figura 3.9. O cabo da interface GPIB está representado pela cor vermelha. A saída do gerador de funções, denominada de Sincronismo, representa o sinal de referência na entrada dos lockin. Desta forma, o controle da freqüência no gerador e os registros espectrais da amplitude de deslocamento e da carga versus freqüência foram realizados com uma interface totalmente automatizada.



Figura 3.9. Fluxograma simplificado do sistema de controle e aquisição de dados.

O programa desenvolvido em LabVIEW tem a função de ajustar os parâmetros dos instrumentos, fazer a aquisição dos dados e gerar um arquivo .DAT. O painel frontal deste

programa está mostrado na Figura 3.10. Na parte superior estão os ajustes dos instrumentos, no caso, do gerador de funções e dos dois amplificadores lock-in. Os quadros centrais são para ajustes iniciais do sistema. E abaixo destes estão os gráficos de deslocamento e carga, que mostram o espectro em tempo real. Entre as características do programa, uma delas é variar a freqüência de excitação do oscilador a cada 2s. A faixa de freqüência empregada foi de 20 a 200Hz, com um intervalo de 2Hz na maior parte da faixa. Para alguns pontos críticos, tal como na ressonância, em que a variação da amplitude com a freqüência é brusca, o intervalo de freqüência foi menor (1Hz) em função de se obter melhor resolução na amostragem dos dados. O tempo total do teste para cada amostra é, em média, de 6 minutos.



Figura 3.10. Painel frontal do programa feito em LabVIEW para automação do protótipo.

O teste é realizado conforme as seguintes etapas:

- posicionamento da amostra no porta-amostra, sobre a célula de carga;
- especificação da amplitude do sinal no gerador;
- especificação da força inicial a ser aplicada à amostra;
- início do programa em LabVIEW;

- nomear o arquivo a ser gerado, especificando o local a ser gravado;
- ajuste dos amplificadores lock-in;
- ajuste do posicionamento do magneto para zerar a saída do sensor magnético;
- ajuste da força inicial aplicada à amostra;
- liberação do programa para iniciar a aquisição.

Com o objetivo de eliminar ou diminuir consideravelmente o atrito nos contatos da amostra com o pressionador e o porta-amostra, a mesma foi envolvida em óleo de parafina.

Foram realizados testes variando a amplitude do sinal de excitação. Para evitar danos no módulo de excitação, o deslocamento máximo do pistão foi estabelecido como sendo em torno de 1,5mm. Para respeitar estes limites, a amplitude máxima ajustada ao gerador foi de 100mV, com um ganho de -15dB no amplificador.

Outro parâmetro importante no início do programa é a força inicial aplicada à amostra. Antes de iniciar uma deformação dinâmica na amostra, é necessário que a mesma esteja prédeformada. Esta carga inicial é ajustada por um micrômetro que move o oscilador como um todo. Foram realizados testes com várias cargas iniciais e definiu-se que esta deve ser maior ou igual a 10gf para garantir um contato total entre o pressionador e a amostra durante o movimento oscilatório do pistão.

## 3.1.6. Caracterização do sistema

Para que o sinal na saída do transdutor magnético seja traduzido em amplitude de deslocamento da amostra (mm) e para que o sinal na saída do transdutor de carga seja traduzido em carga (gf), os mesmos foram calibrados conforme procedimento a seguir:

• Transdutor de deslocamento: sendo o transdutor de deslocamento composto de um

pequeno sensor magnetoresistivo, posicionado entre dois magnetos cilíndricos, conforme descrito na subseção 3.1.3, testes foram realizados para determinar a menor distância possível entre o magneto e o sensor, garantindo melhor linearidade na faixa de deslocamento gerado durante a deformação das amostras. Sabe-se que o campo magnético varia não-linearmente com a distância. Considerando um magneto ser um dipolo magnético, esta relação é inversamente proporcional ao cubo da distância. A Figura 3.11 mostra a curva de calibração deste transdutor ajustada a uma função polinomial de ordem 3. O ganho adotado no amplificador de instrumentação para o sinal do sensor magnético foi de 40dB.



Figura 3.11. Curva de resposta do sensor magnético para um magneto fixado a 10mm e outro se distanciando de 0 a 1mm.

Embora o ajuste da curva tenha sido feito com um polinômio de ordem 3, observa-se que a resposta do sensor é praticamente linear. Foi adotado um deslocamento máximo de 1mm na curva de calibração, porque este corresponde à deformação máxima de 20% sobre uma amostra de 5mm de espessura. A distância inicial entre os magnetos e o sensor magnético foi fixada em 10mm. A relação entre deslocamento do pistão (D) e a resposta do transdutor magnético (A) é dada por:

$$D = 0,0102 + 0,6008 * A + 0,0129 * A^{2} + 0,0521A^{3}$$
(41)

sendo a amplitude em Volts e o deslocamento em mm.

A resolução deste transdutor magnético na medida de deslocamento foi estimada em aproximadamente 50nm que corresponde à resolução  $0,122 \mu V$  na digitalização dos dados baseado no lock-in configurado com sensibilidade de 500mV e com uma A/D de 12 bits.

Medidas de deslocamento dinâmico, simultaneamente com a técnica de vibrometria por laser, também com a aquisição baseado em lock-in, mostrou-se que este aparato de transdutor de deslocamento baseado em sensor magnetoresistivo tem uma resolução de aproximadamente 10nm. Esta avaliação foi realizada usando força acústica modulada para vibrar o magneto e foi realizada pelo Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro junto ao laboratório de ultra-som da Mayo Clinic, em Rochester, Mn, USA.

Para verificar o potencial deste transdutor de posição, foi realizado um teste com amplitude mínima no gerador (50mV), baixo ganho no amplificador de potência (-30dB) e uma sensibilidade de 20mV no lock-in. A Figura 3.12 mostra o sinal de saída do sensor magnético. Para este oscilador mecânico, observa-se um pico de ressonância em torno de 70 Hz e uma anti-ressonância em torno de 100 Hz. Esta é uma curva característica da amplitude de deslocamento para o embolo do alto-falante. Neste trabalho, as variações das propriedades mecânicas nas amostras foram medidas com base na variação deste pico de ressonância, conforme procedimento descrito na próxima seção.



Figura 3.12. Curva de teste do sensor magnético para verificação do menor valor possível a ser medido.

• **Transdutor de carga:** a calibração da célula de carga foi realizada com oito pesos aferidos diferentes aferidas por balança, que variaram entre 0 e 300gf. Estes valores foram adquiridos cinco vezes e foi confirmada uma boa reprodutibilidade, com um desvio padrão de 1mgf. Então foi realizado um ajuste linear relacionando a tensão de saída da célula à carga pretendida, conforme mostrado na Figura 3.13. A partir deste ajuste, a sensibilidade da célula de carga foi avaliada em 7,3 mV/V/gf. O ganho ajustado no amplificador de instrumentação para a célula de carga foi de 54dB.



Figura 3.13. Curva de calibração da célula de carga.

A relação de linearidade entre a tensão de saída (y) e a carga medida (x) foi igual a:

$$y = a + 0,0073x \tag{42}$$

A resolução da célula de carga foi estimada como sendo o desvio padrão apresentado acima (1mgf).

De acordo com o perfil da curva de carga versus freqüência, adquirida sem a presença de amostra (Figura 3.14), a célula de carga tem uma ressonância em torno de 84 Hz. Este pico está relacionado à vibração do sistema durante o movimento alternado do oscilador mecânico. Assim como na medida do deslocamento, a avaliação da carga sobre a amostra também será realizada com base na variação deste pico de ressonância.



Figura 3.14. Curva de teste da célula de carga para verificação do menor valor possível a ser medido.

As equações (41) e (42) foram inseridas no programa feito em LabVIEW para converter o sinal de saída do sensor magnético em *metros* e o sinal da célula de carga em *gf*.

#### 3.2. Modelo teórico para análise dos dados

# 3.2.1. Medidas dinâmicas

Conforme já mencionado anteriormente, nas medidas dinâmicas analisou-se as variações nos picos de ressonância do deslocamento do pistão e da carga sobre a amostra. Como demonstrado na seção 2.3.3, o deslocamento do pistão depende da força aplicada e da impedância mecânica do oscilador e da amostra. Para estimar os parâmetros que compõem a impedância mecânica da amostra (massa, resistência mecânica e constante elástica), faz-se um ajuste do pico de ressonância dos sinais adquiridos com e sem a presença da amostra. A Figura 3.15 mostra o ajuste do pico de ressonância do deslocamento adquirido sem amostra

(A) e com amostra de parafina cristal (B). O ajuste foi efetuado usando a equação 39, pelo método não linear de Levenberg-Marquart. Observa-se uma diferença entre os valores das constantes arbitrárias: massa (M), resistência mecânica (R<sub>m</sub>) e constante elástica (K) obtidas com o ajuste. A força do oscilador foi fixada em 0,5N.



Figura 3.15: Ajustes dos picos de ressonância do deslocamento do pistão adquiridos sem e com amostra de parafina cristal.

Sendo assim, os parâmetros avaliados nas medidas dinâmicas são:

#### Deslocamento do pistão

- $\blacktriangleright$  Amplitude do sinal (A<sub>rp</sub>)
- Freqüência de ressonância (F<sub>rp</sub>)
- Resistência Mecânica (R<sub>m</sub>)

#### Massa (M)

- Constante elástica (K)
- Área do pico de ressonância (A<sub>rp</sub>)

# Carga

- $\blacktriangleright$  Amplitude do sinal (A<sub>rc</sub>)
- ➢ Freqüência de ressonância (F<sub>rc</sub>)
- Área do pico de ressonância (A<sub>rc</sub>)

## 3.2.2. Medidas estáticas

As medidas estáticas foram realizadas no mesmo sistema. O procedimento desta medida consiste nos seguintes passos:

- Aplicar deslocamentos estáticos pré-definidos no oscilador (alto-falante + pistão) manualmente através de um micrômetro;
- Medir as variações do deslocamento do pistão;
- Medir a carga aplicada sobre a amostra;

A deformação aplicada à amostra consiste na diferença entre o deslocamento do oscilador e o deslocamento do pistão, dividido pela espessura da amostra, ou seja,

$$\frac{\Delta L}{L} = \frac{desl.oscilador - desl.pistão}{L}.$$

O deslocamento do pistão (*desl. pistão*) é atribuído à deformação da membrana do altofalante.

A Figura 3.16 mostra o perfil da curva do deslocamento aplicado (desl. oscilador), do deslocamento do pistão e da variação na espessura da amostra de gelatina ( $\Delta L$ ). O módulo de Young da amostra (Y) é estimado a partir do nível de deformação (%) aplicado, usando a seguinte equação:

$$\frac{F}{A} = Y \frac{\Delta L}{L}$$
(43)

Sendo *F* a força aplicada, *A* a área de contato entre o pressionador e a amostra,  $\Delta L$  a variação na espessura da amostra e *L* a espessura da amostra. A Figura 3.17 mostra que para deformações menores que 5% na amostra de gelatina de porco (concentração 7%), a mesma varia linearmente com a carga aplicada.



Figura 3.16: Curvas de deslocamento no oscilador (preto), no pistão (vermelho) e de variação na espessura da amostra (verde) durante a medida estática.



Figura 3.17: Ajuste linear da curva de estresse aplicado versus deformação na amostra.

## 4. MEDIDAS IN VITRO

Neste capítulo apresentaremos os resultados das medidas realizadas *in vitro*, expondo as relações entre os parâmetros de deslocamento e carga aplicada às amostras. Essas foram compostas de tecidos sintéticos e tecidos biológicos *in vitro*.

Foram avaliados dois sistemas de vibração: um contendo um alto-falante convencional de potência máxima igual a 5W (oscilador 1) e outro contendo um alto-falante modificado (com ímã e bobina maiores) (oscilador 2). Este segundo oscilador teve suas propriedades mecânicas modificadas após aplicação de uma carga estática acima do permitido (1mm). Por este motivo adotou-se fazer uma medida do sinal padrão sempre antes de realizar as medidas com as amostras. Portanto, as suas avaliações de reprodutibilidade e resolução foram repetidas e denominadas de oscilador 2 (fase1) e oscilador 2 (fase 2).

# 4.1. Preparação das amostras

As amostras avaliadas foram de gelatina de pele de porco, parafina gel e cristal, borracha de silicone, carne de porco, frango e fígado bovino. Para as amostras desenvolvidas em laboratório foi usado um molde cilíndrico de 10mm de diâmetro e 5mm de profundidade. As amostras de tecido biológico foram preparadas da seguinte forma:

- Congelamento do material;
- Cortes de fatias com espessura de 5mm usando um aparelho dedicado;
- Cortes de disco cilíndricos das fatias fazendo uso de um vazador de 10mm de diâmetro interno.

### 4.2. Oscilador 1

Para melhor compreender o comportamento da resposta do sistema como um todo, os seguintes parâmetros foram avaliados: reprodutibilidade, potência do oscilador, geometria da amostra e resolução nas medidas *in vitro*.

Quando este primeiro módulo de excitação mecânica foi avaliado, a célula de carga ainda não estava acoplada ao sistema. Por este motivo, nos testes realizados com este oscilador serão apresentadas apenas as medidas da deformação na amostra. Após vários testes notou-se uma redução na amplitude e no perfil do pico de ressonância. Por este motivo, optou-se por usar um outro alto-falante com as membranas mais resistentes a movimentos mecânicos projetado para operar em freqüências mais baixas.

#### 4.2.1. Reprodutibilidade

Para o conhecimento da resposta do sistema e verificação da reprodutibilidade no deslocamento do oscilador, 5 medidas sem amostra foram realizadas. Deve-se lembrar que o oscilador também se comporta como um sistema massa mola com propriedades mecânicas equivalentes a do tecido mole. Portanto, a reprodutibilidade na amplitude de oscilação é fundamental para a reprodutibilidade nas medidas com as amostras. A Figura 4.1 mostra a resposta do sistema obtida sem amostra. Foi utilizada uma amplitude de 100mV no gerador de funções e uma amplificação de -15dB no amplificador de potência.


Figura 4.1. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 1, obtidas sem amostra e sob as mesmas condições de medidas.

Uma análise quantitativa da reprodutibilidade deste oscilador foi avaliada fazendo-se um ajuste não-linear do pico de ressonância do deslocamento conforme procedimento descrito no item 3.2. A Figura 4.2 mostra o ajuste realizado em uma das cinco curvas apresentadas na Figura 4.1.



Figura 4.2. Pico de ressonância do oscilador 1 ajustado com a equação 39.

Na Tabela 4.1 estão apresentados o valor médio e o desvio padrão para os seguintes parâmetros obtidos a partir do espectro de deslocamento do oscilador 1: amplitude, freqüência de ressonância, área da curva, resistência mecânica, massa e constante elástica do oscilador. Os três últimos foram obtidos a partir do ajuste do pico de ressonância.

Tabela 4.1 – Parâmetros medidos nos espectros de oscilação do oscilador 1 para 5 medidas repetidas sobre as mesmas condições.

	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
Média	0,421	92	5,6	0,107	35,6	16,66
Desvio padrão	0,002	0	0,1	0,003	0,9	0,05

### 4.2.2. Potência do oscilador

Este teste foi realizado variando a amplitude do sinal no gerador. Para evitar danos na membrana do alto-falante, usou-se ganhos menores que 100mV com uma atenuação de -15dB no amplificador de potência. A Figura 4.3 mostra três curvas obtidas para valores de 50, 70 e 100mV no gerador.



Figura 4.3. Curvas de deslocamento do oscilador 1 para três diferentes tensões aplicadas.

Observa-se que o deslocamento do oscilador é variável de acordo com a tensão aplicada, o que era esperado. Este teste nos mostra que o oscilador é flexível para avaliar amostras moles de diferentes ordens de rigidez, podendo alterar seu potencial de deslocamento, deixando-o mais sensível.

De acordo com a Tabela 4.2, as variações entre os espectros obtidos para diferentes potências foram predominantes entre as amplitudes e as áreas dos picos. A freqüência de ressonância, assim como os parâmetros obtidos com o ajuste, apresentou pequenas alterações.

Teste	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
50mV	0,252	95	12,2	0,246	86,2	9,80
70mV	0,347	94	14,0	0,266	92,4	14,36
100mV	0,423	92	15,4	0,289	96,1	16,69

Tabela 4.2 – Parâmetros medidos nos espectros de oscilação do oscilador 1 para diferentes potências aplicadas.

#### 4.2.3. Medidas em amostras de parafina e borracha de silicone

Para avaliar o potencial do oscilador quanto à resolução, testes foram realizados nos seguintes materiais de propriedades equivalentes: borracha de silicone, parafina gel (menor rigidez) e parafina cristal (maior rigidez). Todas as amostras foram avaliadas sobre a mesma condição. A Figura 4.4 mostra as três curvas referentes às três amostras e a curva padrão de oscilação do pistão. O gerador de funções foi ajustado para uma amplitude de onda de 100mV, o amplificador de potência para -15dB e foi aplicada uma carga de 10gf inicialmente às amostras. Foram realizados 5 testes para cada amostra.



Figura 4.4. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de borracha de silicone, parafina gel e parafina cristal, obtidas com o oscilador 1.

Pode-se notar que todas as amostras causaram uma redução na amplitude de deslocamento do oscilador. O pico de ressonância deste oscilador manteve-se próximo de 92Hz. Além da redução do pico, as amostras apresentaram um pequeno deslocamento em freqüência: 2Hz para a parafina gel e 4Hz para a parafina cristal. Observa-se que a amostra de borracha de silicone modificou completamente o sinal, mostrando grande redução do

deslocamento do oscilador. A Tabela 4.3 mostra os resultados da avaliação dos espectros mostrados na Figura 4.4.

Material	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
Sem amostra	0,280	92	5,4	0,104	34,7	11,03
Parafina Gel	0,203	96	5,2	0,096	33,3	9,64
Parafina Cristal	0,221	94	4,8	0,086	31,5	9,90
Borracha de Silicone	0,108	108	22,0	0,173	86,1	6,77

Tabela 4.3 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 1 para diferentes tipos de amostras moles com propriedades mecânicas equivalentes.

#### 4.3. Oscilador 2

Com este oscilador, repetiram-se os mesmos testes apresentados no item 4.1 e avaliouse também o seu potencial de resolução com medidas em amostras com propriedades elásticas bastante modificadas, tais como: gelatina de porco irradiada com diferentes doses; gelatina de porco com diferentes concentrações; carne de porco; carne de frango e fígado bovino. Com este oscilador, também foi acoplado ao sistema uma célula de carga para avaliar a carga aplicada sobre a amostra.

### 4.3.1. Reprodutibilidade (fase 1)

As Figuras 4.5 e 4.6 mostram a resposta do sistema obtida sem e com amostra de parafina cristal. Este material foi usado como teste padrão porque tem propriedades mecânicas equivalentes às do tecido biológico mole e tem a vantagem de manter as propriedades

mecânicas estáveis por longo tempo. Com este oscilador (nesta fase) foram realizados testes com amostra de parafina gel, parafina cristal, borracha de silicone e fígado bovino. O gerador de funções foi ajustado para uma amplitude de 100mV, o amplificador de potência foi ajustado para -15dB e a carga inicial foi de 10gf.



Figura 4.5. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 1), obtidas sem amostra e sob as mesmas condições de medida.



Figura 4.6. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 1), obtidas com a mesma amostra de parafina e sob as mesmas condições de medida.

O oscilador 2 apresentou características equivalentes para o perfil de vibração, porém com freqüência de ressonância menor (aprox. 67 Hz). A freqüência de ressonância da célula de carga está em torno de 84 Hz. A Figura 4.7 mostra o ajuste realizado em uma das cinco curvas apresentadas na Figura 4.5.



Figura 4.7. Ajuste do pico de ressonância do oscilador 2 (fase 1) para um teste sem amostra.

A Tabela 4.4 apresenta os dados de reprodutibilidade dos testes realizados sem e com amostra para este oscilador.

	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
			Sem amostra			
Média	0,561	71	0,610	0,0100	1,94	32,9
Desvio padrão	0.005	0	0,004	0.0005	0,02	0,4
			Com amostra			
Média	0,36	79	1,17	0,0131	3,29	22,3
Desvio padrão	0,01	0	0,03	0,0005	0,05	0,4

Tabela 4.4 - Dados dos testes sem e com amostra realizados com o oscilador 2 (fase 1).

#### 4.3.2. Medidas em amostras de parafina, borracha de silicone e fígado bovino (fase 1)

As Figuras 4.8 e 4.9 mostram os resultados dos testes com as diferentes amostras. Para as amostras de parafina, o sinal de deslocamento apresentado teve as mesmas características do sinal padrão do oscilador, com pequenas alterações na amplitude e freqüência do primeiro pico de ressonância. Para a amostra de borracha de silicone, houve uma considerável redução na amplitude de deslocamento. Este material, que é menos viscoso e tem maior resistência mecânica, apresentou uma grande alteração no segundo pico do deslocamento. Os espectros de carga para estas medidas apresentaram a mesma ressonância em 84Hz, pois esta é a freqüência de ressonância mecânica da célula de carga. Observa-se que quanto maior é a rigidez da amostra, menor é a área do pico de carga.



Figura 4.8. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de parafina gel, parafina cristal, borracha de silicone e fígado bovino, obtidas com o oscilador 2 (fase 1).



Figura 4.9. Curvas de carga versus freqüência para amostras de parafina gel, parafina cristal, borracha de silicone e fígado bovino, obtidas com o oscilador 2 (fase 1).

A Tabela 4.5 mostra os resultados da medição dos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 1) mostrados na Figura 4.8.

Tabela 4.5 - Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 1) para diferentes

Material	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
Sem amostra	0,408	70	0,657	0,011	2,19	22,8
Parafina Gel	0,384	74	0,802	0,012	2,59	23,2
Parafina Cristal	0,368	79	1,059	0,013	3,17	22,5
Fígado bovino	0,195	73	2,744	0,030	6,59	17,1
Borracha de silicone	0,165	80	2,322	0,033	8,38	12,3

tipos de amostras moles com propriedades mecânicas equivalentes.

Os resultados apresentados nas Tabelas 4.3 e 4.5 mostram que a técnica desenvolvida, quando usada para deformar materiais moles de forma dinâmica, tem alta sensibilidade para diferenciar amostras com propriedades mecânicas equivalentes. Nas medidas realizadas nas mesmas amostras obteve-se uma reprodutibilidade em todos os parâmetros conforme mostra o baixo desvio padrão nas tabelas 4.1 e 4.4.

As medidas da carga, realizadas em paralelo com as medidas de deslocamento, também mostram boa resolução para diferenciar pequenas mudanças nas propriedades mecânicas. A Tabela 4.6 mostra os valores da amplitude, freqüência e área do espectro da carga, adquiridos simultaneamente com o deslocamento durante as medidas realizadas nas amostras da Tabela 4.5.

Tabela 4.6 – Parâmetros medidos através do espectro de carga para amostras de parafina gel, cristal, fígado bovino e borracha de silicone, com o oscilador 2 (fase 1).

Material	Amplitude	Freq. ress.	Área
	(gf)	(Hz)	(gf.Hz)
Paraf. Gel	44,7	84	777
Paraf. Cristal	62,8	84	1.231
Fígado bovino	91,1	84	2.295
Bor. Silicone	87,6	82	2.551

#### 4.3.3. Medidas em amostras de gelatina de porco irradiadas (fase 1)

Estas medidas tiveram como objetivo investigar o potencial do sistema em identificar mudanças nas propriedades elásticas em phantoms dosimétricos após serem irradiados com diferentes doses. Os phantoms foram de um gel a base de monômeros do ácido metacrílico, denominado de MAGIC. Este gel foi preparado usando-se uma mistura de gelatina de porco 250 Bloom (8%) com ácido ascórbico (0,035%), sulfato de cobre (0,002%), ácido metacrílico (5,8%), formaldeido (3,463%) e água mili-Q (82,7%). O gel foi moldado em recipiente cúbico de aproximadamente 80mm de aresta. Quando os monômeros são expostos a uma fonte de radiação ionizante, ocorre uma reação de polimerização que é diretamente proporcional à dose absorvida. A formação dos polímeros devido à radiação induz mudanças nas propriedades elásticas do gel. A radiação foi aplicada em uma das faces do phantom proporcionando um gradiente de distribuição de dose com a profundidade do *phantom*. A dose na superfície foi de aproximadamente 5Gy. Depois de irradiado, o phantom foi fatiado com espessura de 5mm e as amostras foram preparadas com área de aproximadamente 20 x 20mm. Devido ao fato de as amostras serem finas e com área muito maior que à do pistão, as mesmas funcionaram como uma membrana e o perfil do espectro de deslocamento do oscilador foi totalmente modificado pelos modos normais de vibração da amostra. Ver resultados na Figura 4.10.



Figura 4.10. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de gelatina de porco irradiadas.

Por estas não apresentarem o mesmo perfil de deslocamento do oscilador, não foi possível ajustá-las. A amplitude da freqüência de ressonância do oscilador, a freqüência e a área do espectro estão apresentadas na Tabela 4.7. Observou-se que o nível de rigidez está relacionado ao nível de irradiação aplicado à amostra. Os dados de amplitude e área são decrescentes de acordo com o aumento de irradiação, ou seja, conforme esperado, quanto maior a radiação, maior é a rigidez.

Tabela 4.7 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 1) para amostras de gelatina de porco irradiadas com diferentes níveis.

Teste	Amplitude	Freq. ress.	Área	
	(x 10⁻³m)	(Hz)	(mm.Hz)	
Sem amostra	0,564	72	33,7	
Nível 1	0,328	64	30,7	
Nível 2	0,200	84	17,9	
Nível 3	0,176	68	15,8	
Nível 4	0,171	84	15,5	

## 4.3.4. Reprodutibilidade (fase 2)

As Figuras 4.11 e 4.12 mostram a resposta do oscilador 2 (fase 2) obtida sem e com a amostra de parafina cristal, após suas propriedades mecânicas terem sido alteradas. Com este oscilador foram realizados novos testes com amostra de parafina gel, parafina cristal, borracha de silicone e outros. As configurações no gerador de funções e no amplificador foram mantidas, ajustados para 100mV e -15dB. A carga inicial aplicada também foi de 10gf.



Figura 4.11. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 2), obtidas sem amostra.



Figura 4.12. Cinco curvas de deslocamento do pistão com o oscilador 2 (fase 2), obtidas com uma amostra de parafina e sob as mesmas condições de medida.

A Figura 4.13 mostra o ajuste realizado em uma das cinco curvas apresentadas na Figura 4.11.



Figura 4.13. Ajuste do pico de ressonância do oscilador 2 (fase 2) para um teste sem amostra.

Os dados de reprodutibilidade dos testes realizados sem e com amostra para este oscilador estão apresentados na Tabela 4.8.

	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
			Sem amostra			
Média	0,774	62,0	1,04	0,0150	2,45	29,4
Desvio padrão	0,001	0,0	0,05	0,0008	0,05	0,2
			Com amostra			
Média	0,68	67,0	0,95	0,0110	2,08	29,2
Desvio padrão	0,01	0,4	0,02	0,0005	0,04	0,2

Tabela 4.8 – Dados dos testes sem e com amostra realizados com o oscilador 2 (fase 2).

Embora tenha sido observado mudanças significativas entre os dois osciladores e até mesmo entre as diferentes fases do oscilador 2, isto não implica em problemas para aplicação do sistema na avaliação de amostras, pois as análises são feitas com base na variação relativa à curva padrão (sem amostra).

Durante as medidas da amplitude de deslocamento do pistão com a presença da amostra de parafina cristal, avaliou-se também a reprodutibilidade na medida da carga (ver Figura 4.14).

As medidas da carga, realizadas em paralelo com as medidas de deslocamento do oscilador 2, também mostram boa resolução para diferenciar pequenas mudanças nas propriedades mecânicas. Conforme apresentado na Tabela 4.9, o desvio padrão da amplitude, da freqüência e da área dos espectros de carga, apresentados na Figura 4.14, mostram que a medida da carga apresenta uma boa reprodutibilidade. A dispersão na medida da amplitude e na área do pico foi menor que 2% e o valor da freqüência de ressonância foi conservado nas 5 medidas.



Figura 4.14. Cinco curvas de carga versus freqüência para a amostra de parafina cristal adquiridas sob as mesmas condições.

Teste	Amplitude	Freq. ress.	Área	
	(gf)	(Hz)	(gf.Hz)	
Teste 1	55,9	84	954,6	
Teste 2	58,2	84	939,4	
Teste 3	58,9	84	955,4	
Teste 4	59,5	84	970,6	
Teste 5	60,6	84	991,5	
Média	58,6	84	962,3	
Desvio padrão	1,7	0	19,7	

Tabela 4.9 – Média e desvio padrão dos parâmetros medidos nos cinco espectros da carga, adquiridos sob as mesmas condições com uma amostra de parafina cristal.

# 4.3.5. Medidas em amostras de parafina (fase 2)

As Figuras 4.15 e 4.16 mostram os espectros de deslocamento e carga dos testes realizados com as amostras de parafina gel e parafina cristal com o oscilador 2 (fase 2).



Figura 4.15. Curvas de deslocamento versus freqüência para amostras de parafina gel e parafina cristal, obtidas com o oscilador 2 (fase 2).



Figura 4.16. Curvas de carga versus freqüência para amostras de parafina gel e parafina cristal, obtidas com o oscilador 2 (fase 2).

As Tabelas 4.10 e 4.11 mostram os resultados da medição dos espectros de deslocamento e carga mostrados nas Figuras 4.15 e 4.16.

Material	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(x 10 <sup>-3</sup> m)	(Hz)	(Ns/m²)	(Kg)	(KPa)	(mm.Hz)
Sem amostra	0,774	62	1,116	0,016	2,58	29,3
Parafina Gel	0,768	64	1,071	0,015	2,43	28,6
Parafina Cristal	0,665	66	1,689	0,021	3,58	25,5

Tabela 4.10 – Parâmetros medidos nos espectros de deslocamento do oscilador 2 (fase 2) referente a duas medidas realizadas em parafina gel com rigidez diferente.

Apesar da amplitude de deslocamento do oscilador na fase 2 ter sido maior, a carga sobre a amostra foi menor. Percebe-se isto verificando-se as diferenças de amplitude e área entre as tabelas 4.6 e 4.11. Isto implica que a impedância mecânica do oscilador ficou menor após ter sofrido um "stress" acima do permitido (fase 2).

Tabela 4.11 – Parâmetros medidos através do espectro de carga para amostras de parafina gel e cristal com o oscilador 2 (fase 2).

Material	Amplitude	Freq. ress.	Área
	(gf)	(Hz)	(gf.Hz)
Parafina Gel	25,6	84	480,0
Parafina Cristal	58,9	84	955,0

#### 4.3.6. Medidas em amostras de parafina de diferentes diâmetros (fase 2)

As medidas de deslocamento realizadas nas amostras de parafina cristal de diferentes diâmetros apresentaram uma relação praticamente linear entre todos os parâmetros medidos do pico de ressonância, para diâmetros entre 5 e 20mm. As Figuras 4.17 e 4.18 mostram este comportamento. Para os parâmetros obtidos com o ajuste não-linear sobre o pico de ressonância do deslocamento do oscilador, um dos seis pontos ficou fora da reta. Atribuímos esta dispersão a problemas no ajuste já que as três curvas apresentaram os mesmos problemas.

A amplitude e a área do espectro da carga, obtidas simultaneamente com a medida do deslocamento, também apresentaram um comportamento crescente e quase linear para diâmetros de até duas vezes o diâmetro do pistão (pressionador) (ver Figura 4.18). Para as amostras com diâmetros maiores, a amplitude e a área do pico mantiveram-se praticamente constante. Isto implica que, para grandes amostras, os valores destes parâmetros independem do tamanho da mesma. A freqüência de ressonância da célula de carga manteve-se constante. A dispersão neste parâmetro foi em torno de 0,5%.



Figura 4.17. Medição dos parâmetros de deslocamento com relação ao diâmetro das amostras de parafina cristal: A) Amplitude do pico de ressonância; B) Freqüência de ressonância; C) Resistência mecânica; D) Massa; E) Constante elástica e F) Área do espectro.



Figura 4.18. Medição dos parâmetros de carga com relação ao diâmetro das amostras de parafina cristal: A) Amplitude do pico e B) Área do espectro.

### 4.3.7. Medidas em amostras de gelatina de porco com diferentes concentrações

As análises das medidas de deslocamento do oscilador e da carga realizadas com amostras de gelatina de porco (bloom 250), preparadas com diferentes concentrações (8% -12%), estão apresentadas nas Figuras 4.19 e 4.20.



Figura 4.19. Medição dos parâmetros de deslocamento com relação à concentração das amostras de gelatina de porco: A) Amplitude do pico de ressonância; B) Freqüência de ressonância; C) Resistência mecânica; D) Massa; E) Constante elástica e F) Área do espectro.



Figura 4.20. Medição dos parâmetros de carga com relação à concentração das amostras de gelatina de porco: A) Amplitude do pico e B) Área do espectro.

O teste estático, de acordo com os procedimentos apresentados no item 3.2.2, também foi realizado em amostras de 7 a 10% de concentração. A Tabela 4.12 mostra os resultados destas medidas. O deslocamento máximo aplicado ao micrômetro foi de 1,5mm para evitar danos no oscilador, porém os dados foram analisados até uma deformação de 5% na amostra. Pode-se observar que, para uma amostra de maior concentração, é necessária uma carga maior para aplicar a mesma deformação.

Outro dado interessante que comprova a equivalência das propriedades mecânicas do oscilador com relação à amostra é a relação de deslocamento entre os dois. A amostra de 7% deslocou 3 vezes a mais que o oscilador para uma deformação próxima de 5%. Para a mesma deformação, a amostra de 10% não deslocou nem o dobro do oscilador.

Conc. da	Desl. do oscilador	Desl. amostra	Def. da amostra	Desl. amostra / Desl. pistão	Carga	Módulo Elástico
gelatina	(mm)	(mm)	(%)	(%)	(gf)	(KPa)
7%	0,300	0,243	4,86	426	2,88	7,5
8%	0,300	0,217	4,34	261	4,52	13,3
9%	0,350	0,248	4,96	243	5,75	14,8
10%	0,400	0,238	4,76	147	6,71	18,0

Tabela 4.12 – Dados dos testes estáticos realizados com as amostras de gelatina de porco de diferentes concentrações.

Legenda: Conc. = Concentração; Desl. = Deslocamento; Def. = Deformação; Desl. Pistão = Desl. Oscilador – Desl. Amostra.

A razão entre o estresse e a deformação aplicada à amostra, conforme está apresentada na última coluna da Tabela 4.12, representa o módulo elástico da gelatina. A Figura 4.22 mostra a variação deste módulo elástico em função da concentração da gelatina.



Figura 4.21. Relação entre o deslocamento da amostra sobre o deslocamento do pistão versus a concentração da gelatina de porco.



Figura 4.22. Constante elástica versus a concentração da gelatina de porco.

### 4.3.8. Medidas em amostras de carne de porco e frango

Os resultados dos testes dinâmico e estático realizados nestas amostras estão apresentados nas Tabelas 4.13 e 4.14. Observou-se que a carne de frango apresentou maior rigidez nos dois testes. Além de apresentar menor amplitude de deslocamento, esta deformou menos para o mesmo deslocamento estático do oscilador. Os valores de resistência mecânica, massa e constante elástica também foram maiores para a amostra de carne de frango.

Material	Amplitude	Freq. ress.	Resistência mecânica	Massa	Constante elástica	Área
	(X 10 m)	(HZ)	(INS/M)	(Kg)	(KPa)	(adm.)
Sem amostra	0,379	62	2,488	0,039	6,2	12,68
Porco	0,187	70	5,701	0,065	13,0	7,88
Frango	0,163	72	6,473	0,073	15,5	6,90

Tabela 4.13 – Dados dos testes dinâmicos realizados com as amostras de carne de porco e frango.

Material	Desl. do oscilador	Desl. da amostra	Def. da amostra	Desl. amostra / Desl. pistão	Carga	Constante elástica
	(mm)	(mm)	(%)	(%)	(gf)	(KPa)
Porco	0,250	0,230	4,6	1150	1,5	4,2
Frango	0,250	0,215	4,3	614	2,0	5,9

Tabela 4.14 – Dados dos testes estáticos realizados com as amostras de carne de porco e frango.

Legenda: Desl. = Deslocamento; Def. = Deformação.

## 5. DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os estudos realizados mostraram que, através do uso de um sistema simples, é possível medir pequenas alterações das propriedades mecânicas em pequenas amostras de tecidos sintéticos e biológicos moles.

Uma característica importante buscada na pesquisa foi quanto ao módulo de excitação mecânica. Para tanto, foi projetado um módulo de excitação cujas propriedades mecânicas fossem equivalentes às do tecido biológico mole. Dessa forma, a amplitude do oscilador mecânico se torna dependente das propriedades mecânicas do tecido em análise. Isso faz com que as propriedades viscoelásticas dos tecidos sejam avaliadas através de duas medidas: 1) variação da amplitude de deformação e 2) força aplicada; ambas as medições são dinâmicas e em função da freqüência de excitação. Neste projeto, buscamos desenvolver uma ferramenta sensível a pequenas alterações nas propriedades dos tecidos. Para isto, realizamos as medições na região de ressonância do sistema de excitação e da célula de carga. Pois conforme foi mostrado por Wellman et al, a deformação dos tecidos biológicos moles tem pouca dependência com a taxa de deformação. Neste caso, pequenas mudanças nas propriedades viscoelásticas dos tecidos proporcionam grandes mudanças no perfil e amplitude da curva de deslocamento do pistão e, conseqüentemente, na amplitude de resposta da célula de carga.

Os sistemas de vibrações (oscilador 1, oscilador 2 (fase 1) e oscilador 2 (fase 2)) apresentaram pequenas diferenças nos perfis do espectro de deslocamento. De qualquer forma, como a avaliação na resposta do deslocamento e da carga é relativa ao espectro obtido sem amostra, pequenas mudanças nas características do sistema são compensadas. Os testes com e sem amostra mostram reprodutibilidade quando analisadas sobre as mesmas condições de medidas. Mas, se durante os testes o sistema de excitação for forçado, a sua impedância mecânica pode modificar-se e, consequentemente, o perfil de oscilação em função da

freqüência também será alterado. Este problema foi observado tanto no oscilador 1 quanto no oscilador 2. De qualquer forma, o protótipo se mostrou reprodutível, independente do oscilador empregado.

A potência do oscilador pode ser controlada através da amplitude do sinal no gerador e da amplificação no amplificador de potência. Este controle de potência é importante para garantir que a deformação no oscilador seja da mesma ordem que a deformação na amostra, proporcionando assim, maior sensibilidade e resolução à técnica.

A partir das medidas realizadas em parafina cristal, com diferentes diâmetros (Figura 4.17), verifica-se que a amplitude do pico de ressonância, e consequentemente a sua área, decrescem com o aumento do diâmetro da amostra. Isso acontece porque quanto maior é a área da amostra, maior é a sua impedância mecânica. Como neste protótipo a impedância do sistema massa-mola da amostra é equivalente ao sistema massa-mola do oscilador, que está ligado em série, o deslocamento do pistão é atenuado quando a impedância da amostra aumenta. Para diâmetros até duas vezes maiores que o diâmetro do pistão, esta variação da amplitude com o diâmetro é praticamente linear (ver Figura 4.17-A). Para amostras com diâmetros maiores, a amplitude de deslocamento do pistão tende a manter-se constante. A freqüência de ressonância cresce linearmente com o diâmetro da amostra, mas também tende a ficar constante para diâmetros maiores que duas vezes o diâmetro do pistão (ver Figura 4.17-B). Nas avaliações do pico de ressonância da carga (Figura 4.18), esta tende à estabilidade no deslocamento do pistão com o aumento do diâmetro.

O modelo matemático desenvolvido é capaz de estimar algumas propriedades das amostras a partir de um ajuste não-linear do espectro de deslocamento. Esses valores (resistência mecânica, massa e constante elástica) estão próximos do esperado e também apresentaram uma dependência com a variação do diâmetro da amostra, ou seja, quanto maior a área da amostra, maiores os valores dessas constantes. Este modelo mostra que, fazendo o uso somente do espectro de deslocamento, é possível determinar as propriedades elásticas do material. Esta aplicação é fundamental para avaliar as mudanças das propriedades elásticas de tecidos biológicos *in vitro* quando a medida da carga não é viável. Como exemplo desta aplicação, pode-se criar a avaliação da impedância mecânica da mama para identificação de lesão do tecido hepático durante um procedimento de transplante, etc.

Os valores da constante elástica obtidos para a gelatina de porco e tecido biológico (frango e porco), usando o método clássico, ou seja, através da medida da carga e da deformação aplicada, estão de acordo com os valores apresentados na literatura. Isto mostra que com o mesmo sistema pode-se avaliar as propriedades mecânicas por deformação dinâmica e estática.

A célula de carga, por estar fixa à estrutura do módulo de excitação, apresentou um pequeno sinal em sua freqüência de ressonância, mesmo na ausência de amostra, devido à vibração do sistema. Isto poderá ser solucionado desacoplando estes dois módulos.

Com base nos testes realizados com diferentes amostras moles, observou-se que, para amostras mais rígidas como a borracha de silicone, o perfil do espectro de deslocamento do pistão é totalmente modificado, o que comprova o potencial do método para identificação de amostras rígidas. Por outro lado, esta intensa modificação no padrão da curva impossibilita a caracterização quantitativa das propriedades elásticas deste tipo de material através de uma análise do espectro de deslocamento.

As amostras de gelatina de porco irradiadas com diferentes doses apresentaram diferenças significativas, mas não foi possível efetuar uma relação com a verdadeira dose de radiação aplicada por não ter mapeado esta informação antes de cortá-las. O objetivo nesta medida foi simplesmente para avaliar a resolução do sistema, lembrando que não era possível observar mudanças na rigidez entre essas amostras irradiadas apenas com o uso do tato.

Testes realizados em amostras de gelatina de porco de diferentes concentrações também apresentaram variações consideráveis entre os parâmetros avaliados. Olhando para a Figura 4.21 e considerando a variação da concentração de gelatina de 1% ser baixa, a dispersão no ajuste do módulo elástico foi de aproximadamente 10%. Devemos lembrar que estas amostras de gelatina de porco e as de carne de porco e de frango são bastante instáveis com as variações térmicas. Se elas não forem bem condicionadas, podem apresentar diferentes níveis de desidratação e, consequentemente, alterar suas propriedades mecânicas. Em função disso, estas apresentaram dispersões nos resultados, o que proporcionou uma maior dispersão nas medidas.

Visto que os testes realizados tiveram como principal objetivo avaliar o potencial do sistema em identificar pequenas diferenças nas propriedades mecânicas de pequenas amostras moles, pouca ênfase foi dada às análises quantitativas e calibração do sistema. Para isto, seria preciso o uso de um sistema padrão equivalente e próximo do nosso laboratório, para que as medidas fossem realizadas sobre as mesmas amostras e condições ambientais, o que não foi viável nessa fase do projeto. A proposta inicial era de desenvolver um sistema para apoio no diagnóstico através das medidas das variações nos parâmetros avaliados, mas observou-se que o sistema também tem potencial para análises quantitativas dos valores absolutos da rigidez de materiais moles.

#### **Futuras melhorias**

 Melhorar o oscilador para que sua banda de resposta à freqüência seja maior, com a finalidade de tornar a região de baixa freqüência no espectro mais significativa. Isto pode ser feito aplicando uma excitação variável com a freqüência de modo a modelar o deslocamento do pistão com a amplitude desejada. Desta forma é possível a realização do teste para determinação do módulo de Young como na literatura;

- Substituir a célula de carga por outra que tenha a ressonância fora da faixa de trabalho (acima de 200Hz);
- Acoplar um motor de passo (ou cervo motor) no micrômetro para automatizar a medida estática;
- Substituir os módulos Lock-in por lock-ins baseados em software, para baratear a montagem do protótipo e torná-lo mais compacto;
- Realizar excitação pulsada para avaliar os transientes nas amostras. Um exemplo é remover a excitação estática bruscamente e avaliar os modos normais durante amortecimento na vibração do pistão e da carga.

# **REFERÊNCIAS\***

1. Brusseau, E., Fromageau, J., Rognin, N. G., Delachartre, P., & Vray, D. 2002. Investigating elastic properties of soft biological tissues. Ieee Engineering in Medicine and Biology Magazine, 21(4): 86-94.

2. Carneiro, A. A. O., Jiang, J., & Hall, T. J. Variance on the tissue elasticity imaging by 2-D speckle tracking. 2005.

3. Dickinson, R. J. & Hill, C. R. 1982. Measurement of Soft-Tissue Motion Using Correlation Between A-Scans. Ultrasound in Medicine and Biology, 8(3): 263-271.

4. Fatemi, M. & Greenleaf, J. F. 1998. Ultrasound-stimulated vibro-acoustic spectrography. Science, 280(5360): 82-85.

5. Fatemi, M., Wold, L. E., Alizad, A., & Greenleaf, J. F. 2002. Vibro-acoustic tissue mammography. Ieee Transactions on Medical Imaging, 21(1): 1-8.

6. Fung, Y. C. 1993a. Bioviscoelastic Solids. In Springer-Verlag New York, I. (Ed.), Biomechanics: mechanical properties of living tissues: 242-277.

7. Fung, Y. C. 1993b. The Meaning of the Constitutive Equation. In Springer-Verlag New York, I. (Ed.), Biomechanics: mechanical properties of living tissues: 23-52.

8. Greenleaf, J. F., Fatemi, M., & Insana, M. 2003. Selected methods for imaging elastic properties of biological tissues. Annual Review of Biomedical Engineering, 5: 57-78.

9. Halliday, D. & Resnick, R. 1993. Fundamentos da Física. Livro Técnico e Científico.

10. Junqueira, L. C. & Carneiro, J. Guanabara Koogan S.A. (Ed.) . 2004. Histologia Básica. Rio de Janeiro.

11. Kinsler, L. E., Frey, A. R., Coppens, A. B., & Sanders, J. V. 2000. Fundamentals of Acoustics: 391-411.

12. Krouskop, T., Dougherty, D., & Vinson, F. 1987. A pulsed Doppler ultrasonic system for

making noninvasive measurement of the mechanical properties of soft tissue. J Rehabil Res Dev, 24(2): 1-8.

13. Krouskop, T. A., Wheeler, T. M., Kallel, F., Garra, B. S., & Hall, T. 1998. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. Ultrasonic Imaging, 20(4): 260-274.

14. Lerner, R. M. & Parker, K. J. 1987. Sono-Elasticity Images for Cancer-Detection. Ultrasonic Imaging, 9(1): 63.

15. Mayo Clinic College of Medicine. MR Elastography. Mayo Clinic. Disponível em http://cancercenter.mayo.edu/mayo/research/mri-lab/elastography.cfm. Consultado em 10-11-2006.

16. Muthupillai, R., Lomas, D. J., Rossman, P. J., Greenleaf, J. F., Manduca, A., & Ehman, R. L. 1995. Magnetic-Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves. Science, 269(5232): 1854-1857.

17. Ophir, J., Alam, S. K., Garra, B., Kallel, F., Konofagou, E., Krouskop, T., & Varghese, T. 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, 213(H3): 203-233.

18. Ophir, J., Cespedes, I., Ponnekanti, H., Yazdi, Y., & Li, X. 1991. Elastography - A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues. Ultrasonic Imaging, 13(2): 111-134.

19. Rudenko, O. V., Sarvazyan, A. P., & Emelianov, S. Y. 1996. Acoustic radiation force and streaming induced by focused nonlinear ultrasound in a dissipative medium. Journal of the Acoustical Society of America, 99(5): 2791-2798.

20. Sinkus, R., Tanter, M., Catheline, S., Lorenzen, J., Kuhl, C., Sondermann, E., & Fink, M. 2005. Imaging anisotropic and viscous properties of breast tissue by magnetic resonanceelastography. Magnetic Resonance in Medicine, 53(2): 372-387.

21. Sugimoto, T, Ueha, S, and Itoh, K. Tissue hardness measurement using the radiation force of focused ultrasound. Ultrasonics Symposium, 1990.Proceedings., IEEE 1990 3, 1377-1380. 4-12-1990.

22. Tipler, P. A. 1991. Oscilações. In LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora S.A. (Ed.), Física: Gravitação, Ondas e Termodinâmica: 70-102. Rio de Janeiro, RJ: Worth Publishers, Inc.

23. Tipler, P. A. 1995. Física. Livro Técnico e Científico.

24. Varghese, T., Ophir, J., & Krouskop, T. A. 2000. Nonlinear stress-strain relationships in tissue and their effect on the contrast-to-noise ratio in elastograms. Ultrasound in Medicine and Biology, 26(5): 839-851.

25. Wellman, P. S., Howe, R. D., Dalton, E., and Kern, K. A. Breast Tissue Stiffness in Compression is Correlated to Histological Diagnosis. 1999. Disponível em <u>http://biorobotics.harvard.edu/pubs/mechprops.pdf</u>. Consultado em 8-11-2006.

26. Wikipedia. Movimento oscilatório. Disponível em http://pt.wikipedia.org/wiki/Movimento\_oscilat%C3%B3rio. Consultado em 5-1-2007.

27. Xydeas, T., Siegmann, K., Sinkus, R., Krainick-Strobel, U., Miller, S., & Claussen, C. D. 2005. Magnetic resonance elastography of the breast - Correlation of signal intensity data with viscoelastic properties. Investigative Radiology, 40(7): 412-420.

\* NBR 6023:2003

# GLOSSÁRIO

- Alongamento: o que se aplica a um material para esticá-lo. Se um tendão de comprimento L<sub>0</sub> é esticado até um comprimento L, dizemos que L/L<sub>0</sub> é a taxa de alongamento (*Fung, 1993b*).
- Amplificador de instrumentação: circuito integrado diferenciador, com baixo ruído e fácil de adicionar ganho ao sinal. Ideal para uma grande faixa de aplicações.
- Amplificador Lock-in: instrumento capaz de medir sinais analógicos tão pequenos quanto nV, mesmo na presença de muito ruído.
- Constante elástica: representa uma medida da rigidez.
- Deformação: alongamento de um sólido causado por um estresse (Fung, 1993b).
- Dureza: em ciência dos materiais, é a característica de um material sólido expressar sua resistência a uma deformação permanente. Em inglês se escreve hardness (Wikipedia).
- Estresse: na física, força por unidade de área.
- Força: agente capaz de alterar o estado de repouso ou de movimento de um corpo ou sua deformação (*Wikipedia*). Neste trabalho, a força é o que se aplica ao material para causar uma deformação.
- Gerador de funções: aparelho eletrônico para gerar sinais elétricos de formas de onda, freqüências e amplitudes diversas. Muito utilizados em laboratórios de eletrônica como fonte de sinal para teste de diversos aparelhos e equipamentos eletrônicos.
- **Interface:** informação para as pessoas através de métodos que devem ser facilmente percebidos por um de nossos sentidos.

- LabVIEW: (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) é uma linguagem de programação gráfica pertencente à National Instruments. É utilizado na técnica de medição e na automatização.
- Nível de deformação: razão entre o deslocamento aplicado à amostra e sua espessura.
  Como essas duas quantidades têm unidade de comprimento (metro ou milímetro), o nível de deformação é apresentado em porcentagem (%).
- **Phantom:** objeto simulador de qualquer parte do corpo humano, à vista de algum instrumento ou processo.
- **Pistão:** neste trabalho, é um elemento rígido integrante do protótipo, cuja finalidade é transmitir a força mecânica do oscilador para a amostra.
- **Poliacetal:** material bastante resistente. É um plástico bastante utilizado na engenharia com excepcional estabilidade dimensional e excelente resistência ao escoamento e à fadiga por vibrações, além do baixo coeficiente de atrito.
- Ponte de Wheatstone: basicamente usada para medir resistência com extrema precisão, mas pode ser usada na medida de qualquer grandeza física.
- **Pressionador:** neste trabalho, é um elemento redondo que está fixo a uma extremidade do pistão. Ele é bastante caracterizado pela sua área, a qual estará em contato com a amostra.
- **Rigidez:** é a resistência de um corpo elástico à deflexão ou deformação por uma força aplicada. Em inglês se escreve *stiffness (Wikipedia)*.
- Taxa de deformação: velocidade na qual a deformação é aplicada à amostra. Pode ser dada em %/s ou Hz.
- Viscoelasticidade: descreve materiais cujas características são a viscosidade e a elasticidade. Materiais viscosos deformam linearmente com o tempo quando submetidos a um estresse. Já os materiais elásticos deformam instantaneamente
quando um estresse é aplicado e retornam rapidamente à forma original quando o estresse já não está mais aplicado.