

UNESP
Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá

Guaratinguetá
2002



1110000478



ALEXANDRE COIMBRA

***"Análise de Sinais Aplicada à
Instrumentação Médica para a
Identificação e Diagnóstico de
Patologias Degenerativas
do Joelho"***

ALEXANDRE COIMBRA

169

**CARO LEITOR NÃO
RISQUE O LIVRO**

ALEXANDRE COIMBRA

**ANÁLISE DE SINAIS APLICADA À INSTRUMENTAÇÃO MÉDICA PARA
A IDENTIFICAÇÃO E DIAGNÓSTICO DE PATOLOGIAS
DEGENERATIVAS DO JOELHO**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para
a obtenção do título de Mestre em Enge-
nharia Mecânica na área de Projetos e
Materiais.

**FACULDADE DE ENGENHARIA
DE GUARATINGUETÁ**

BIBLIOTECA

Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

Co-orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2002

478



Coimbra, Alexandre
C679a **Análise de sinais aplicada à instrumentação médica para a
identificação e diagnóstico de patologias degenerativas do joelho /
Alexandre Coimbra – Guaratinguetá : [s.n.], 2002**
100f. : il.

Bibliografia: f. 96-100
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2002
Orientador: Prof. Dr. Araildo Lima da Silva

1.Bio-engenharia I. Título

CDU 62:61

**“ANÁLISE DE SINAIS APLICADA À INSTRUMENTAÇÃO MÉDICA PARA A
IDENTIFICAÇÃO E DIAGNÓSTICO
DE PATOLOGIAS DEGENERATIVAS DO JOELHO”**

ALEXANDRE COIMBRA

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

**ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS E MATERIAIS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Prof. Dr. José Luz Silveira
Coordenador

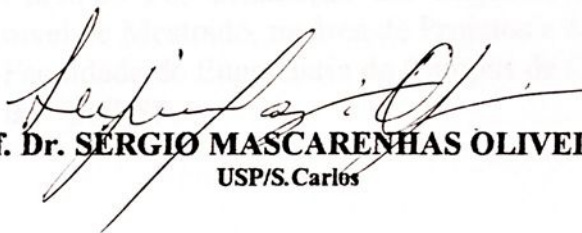
BANCA EXAMINADORA:



Prof. Dr. ARAILDO LIMA DA SILVA
Orientador / Unesp-Feg



Prof. Dr. GUILHERME EUGÊNIO FILIPPO FERNANDES FILHO
Unesp-Feg



Prof. Dr. SÉRGIO MASCARENHAS OLIVEIRA
USP/S. Carlos

Fevereiro de 2002

DADOS CURRICULARES

ALEXANDRE COIMBRA

NASCIMENTO	27/04/1943 - RIBEIRÃO PRETO / SP
FILIAÇÃO	José Coimbra Patto Marinha Coimbra
1963/1969	Curso de Graduação - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.
1970/1972	Curso de Especialização em Ortopedia e Traumatologia no Serviço de Ortopedia e Traumatologia da Santa Casa de Ribeirão Preto e no Oskar-Helene-Heim da Universidade Livre de Berlim - Alemanha.
1973	Título de Especialista em Ortopedia e Traumatologia pela Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia.
1999/2002	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá - UNESP.

AGRADECIMENTOS

Por sua orientação, Prof. Dr. Arnaldo Lora de Silva, cuja presença
deste aqui é preciosa, e por sua fundamental e constante ajuda técnica.

Ao Engenheiro Mestre do Departamento de Metalurgia, Walter Luis
Molinaro Ypiranga, por sua orientação técnica de qualidade e cuja presença foi
de grande valia para a realização das experiências em laboratório.

Aos professores Assis, Fernando, Manoel Inácio, Tomazini, Orlando
e João Zangrandi pelas valiosas dicas e sugestões que muito me auxiliaram.

Aos professores Rogério Maia, Valdir e Fernando Basso pelas
informações prestadas sobre os dados que utilizamos.

Aos professores Manoel Mascarenhas e Renato Azeiteiro pela
ajuda e orientação.

Por fim, e não menos importante, agradeço a minha esposa e meus
queridos filhos por sua presença e apoio.

**À minha amada esposa Maria Francisca e a meus
queridos filhos Alex, Ariel e Karina.**

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Araildo Lima da Silva, cuja paciência, dedicação e perseverança foram fundamentais à conclusão deste estudo.

Ao Engenheiro, técnico do Departamento de Mecânica, Walter Luiz Medeiros Tupinambá, por sua espontânea vontade de ajudar e cuja presteza foi de grande valia para o êxito nos experimentos em laboratório.

Aos professores Araildo, Fernando, Mauro Hugo, Tomazini, Brandão e João Zangrandi pelas orientações técnicas que muito me auxiliaram.

Aos professores Rogério Hein, Valdir e Fernando Branco pelas informações preciosas dadas nas aulas que ministraram.

Aos professores Sérgio Mascarenhas e Reinaldo Azoubel pelo incentivo e confiança.

Finalmente, à minha esposa Maria Francisca, pela paciência infinita demonstrada durante todo o tempo que levou o curso de mestrado.

**“Vivo em minha própria casa,
Jamais imitei algo de alguém
E sempre ri de todo mestre
Que nunca riu de si também”.**

Friedrich Nietzsche

COIMBRA, A. **Análise de sinais aplicada à instrumentação médica para a identificação e diagnóstico de patologias degenerativas do joelho.** 2002. 124f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

RESUMO

O presente trabalho consiste de um estudo do estetoscópio acústico visando à sua aplicação na classificação do som proveniente de joelhos saudáveis e patológicos. Para a utilização do estetoscópio e definição do seu comportamento acústico foi necessária a determinação de sua curva de calibração, visto que tais curvas não acompanham os instrumentos disponíveis no mercado nacional. Para a análise modal, fez-se um estudo comparativo das frequências naturais da membrana de estetoscópios de uso corrente. As frequências obtidas pelo método de elementos finitos, através do programa ANSYS, foram comparadas com as obtidas experimentalmente para o estetoscópio com membrana de 3,417cm. Para o levantamento das frequências naturais do estetoscópio em ensaios experimentais, a membrana engastada no receptor de diafragma, com e sem os tubos de conexão, foi percutida com martelo modal e os sinais obtidos, tanto do martelo como de um microfone localizado próximo ao receptáculo, trabalhados com programa analisador de frequências. O estetoscópio completo, simulando as condições normais de uso, teve determinada a sua curva de resposta em frequência, captando-se sons produzidos por geradores de sinais, através de microfones localizados, um primeiro após a membrana, e um segundo na oliva. Os sinais de

resposta foram, a seguir, analisados com filtro linear e com filtro dB(A). Os resultados experimentais, obtidos com o método da resposta em frequência, foram comparados com aqueles obtidos no estudo numérico. Além da membrana de 3,417 cm de diâmetro, aquela utilizada no estetoscópio ensaiado, desenvolveu-se também a simulação numérica do comportamento modal de membranas com diâmetros variando de 2,5cm a 4,5cm, que são as mais comumente encontradas nos estetoscópios comerciais. No ensaio clínico realizado colheram-se amostras de sinais provenientes de joelhos saudáveis e de joelhos com alterações funcionais. Esses dados foram submetidos a tratamento estatístico, objetivando caracterizar o comportamento normal da articulação em análise. Finalmente, propõe-se uma metodologia para acompanhamento e diagnóstico de patologias do joelho.

PALAVRAS-CHAVE: Estetoscópio, análise de sinais, joelho, sons articulares.

COIMBRA, A. **Applied signal analysis to a medical instrument for the identification and diagnosis of degenerative pathologies of the knee.** 2002. 124f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

ABSTRACT

The present work consists in a study of the acoustic stethoscope seeking its application in the classification of the sound originated in healthy and pathological knees. In order to use the stethoscope and to define its acoustic behavior, the determination of its calibration curve was required; as such curves do not fit the available instruments in the national market. A comparative study of the natural frequencies of the membrane of stethoscopes ordinarily used was done too. They were obtained by the method of finite elements through the program ANSYS and by an experimental method as well. To determine the natural frequencies of the stethoscope in experimental tests, the membrane set in the diaphragm receiver, with and without the connection tubes, was hit with a modal hammer. The signals obtained from the hammer as well from a microphone next to the receptacle were worked with a frequency-analyzing program. The complete stethoscope, simulating the normal conditions of use, had its response frequency curve determined. Sounds produced by signal generators were captured through microphones, a first one located after the membrane, and a second one in the olive. The answer signals were then analyzed with lineal and dB(A) filters. The

experimental results, obtained with the method of response in frequency, were compared with those obtained in the numeric study. In addition to the membrane with 3,417 cm in diameter, the one used in the tested stethoscope, we also did the numeric simulation of the modal behavior of membranes with diameters varying from 2,5cm to 4,5cm. They are the commonest ones found in commercial stethoscopes. For clinical test, samples of incoming signals from healthy knees and functionally altered knees were collected. These data were submitted to statistical treatment, aiming better characterize the normal behavior of this joint. Finally a methodology for attendance and diagnosis of pathologies of the knee was proposed.

KEYWORDS: Stethoscope, signal analysis, knee, joint sounds.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	26
1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	26
1.2 DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DO ESTETOSCÓPIO MECÂNICO	29
1.2.1 Introdução	29
1.2.2 Revisão histórica	29
1.2.3 Revisão técnica	32
1.2.3.1 Peças Olivares ou olivas	32
1.2.3.2 Tubos de conexão	32
1.2.3.3 Mola	33
1.2.3.4 Receptores	33
1.2.3.4.1 Características acústicas dos receptores	33
1.2.3.4.2 Efeito diafragma	34
1.2.3.4.3 Comportamento dos diafragmas e das campânulas.....	34
1.2.3.4.4 O receptor de diafragma	35
1.2.3.4.5 Campânulas versus diafragma	38

1.3 OBJETIVOS DO TRABALHO	40
1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	40
CAPÍTULO 2 – ANÁLISE NUMÉRICA DA MEMBRANA DO ESTETOSCÓPIO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	43
2.1 INTRODUÇÃO	43
2.2 MODELAGEM DA MEMBRANA DOS ESTETOSCÓPIOS UTILIZADOS	45
2.3 MODELAGEM DE MEMBRANAS DE VÁRIOS DIÂMETROS	47
CAPÍTULO 3 – ENSAIO DOS ESTETOSCÓPIOS	50
3.1 INTRODUÇÃO	50
3.2 DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DAS FREQUÊNCIAS NATURAIS DA MEMBRANA	52
3.3 LEVANTAMENTO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO DOS ESTETOSCÓPIOS	57
3.3.1 Respostas dos Instrumentos com Filtro Linear	57
3.3.2 Respostas dos Instrumentos com Filtro dB(A)	65
3.3.3 Avaliação da Contribuição de Componentes Funcionais na Resposta Global	69
CAPÍTULO 4 – COMPARAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS TEÓRICOS E EXPERIMENTAIS	70
4.1 INTRODUÇÃO	70
4.2 GRÁFICOS COMPARATIVOS DAS FREQUÊNCIAS	70
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	72
CAPÍTULO 5 – ENSAIO CLÍNICO	77
5.1 INTRODUÇÃO	77
5.2 PROCEDIMENTO CLÍNICO	78
5.3 AMOSTRAGEM DE JOELHOS SAUDÁVEIS	78

5.3.1 Seleção de adultos jovens saudáveis	78
5.3.2 Fluxograma para a coleta e análise dos sinais	79
5.4 AMOSTRAGEM DE JOELHOS COM ALTERAÇÕES FUNCIO- NAIS	81
5.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS ENCONTRADOS	82
CAPÍTULO 6 - PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA ACOMPA- NHAMENTO E DIAGNÓSTICO DE PATOLOGIAS DO JOELHO	87
6.1 INTRODUÇÃO	87
6.2 ANÁLISE NO DOMÍNIO DO TEMPO	88
6.2.1 Valores característicos	88
6.3 ANÁLISE NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA	91
CAPÍTULO 7 – CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS	95
CAPÍTULO 8 - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	98
REFERÊNCIAS	99
APÊNDICE	
ANEXOS	
GLOSSÁRIO	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Gráfico de Rappaport e Sprague	36
Figura 1.2 – Gráfico mostrando a resposta em frequência na faixa de frequência de 37,5-112,5Hz das campânulas e receptores de diafragmas de seis estetoscópios comerciais comuns (8 pontos)	37
Figura 1.3 – Gráfico mostrando a resposta em frequência na faixa de frequências de 125-1000 Hz do receptor de membrana de seis estetoscópios comerciais comuns (18 pontos)	38
Figura 2.1 – Curvas de frequências x diâmetros da membrana (ANSYS)	48
Figura 3.1 – O estetoscópio e suas partes	46
Figura 3.2 – O estetoscópio completo	47
Figura 3.3 – Esquema dos ensaios experimentais com o martelo modal	47
Figura 3.4 – Figura mostrando o receptáculo do estetoscópio fixado em base pesada e as olivas: uma totalmente ocluída e a outra com o tubo onde será inserido o microfone (para simular as condições de uso do instrumento)	48
Figura 3.5 – O martelo modal	49
Figura 3.6 – Sinal temporal da percussão da membrana com o martelo modal no ponto da 1ª. frequência	50
Figura 3.7 – Espectro de frequências do sinal temporal	51

Figura 3.8 – Esquema da montagem dos aparelhos para estudo do estetoscópio com filtro linear	52
Figura 3.9 – Gerador de sinais e freqüencímetro digital	52
Figura 3.10 – Montagem do alto-falante excitando a membrana do estetoscópio. A seta mostra o outro microfone de controle do alto-falante	53
Figura 3.11 – Os microfones no estetoscópio	54
Figura 3.12 – Os decibelímetros Robotron	54
Figura 3.13 – Curva da resposta em freqüência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone próximo à membrana x gerador	57
Figura 3.14 – Curva da resposta em freqüência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone na oliva x gerador	58
Figura 3.15 – Curva da resposta em freqüência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone na oliva x microfone próximo à membrana	58
Figura 3.16 – 1: Receptáculo, membrana e anel de fixação da membrana do estetoscópio nacional; 2: receptáculo, membrana e anel de fixação do estetoscópio americano	59
Figura 3.17 – Geometria interna dos receptáculos: nacional e americano	60
Figura 3.18 – Curva da resposta em freqüência da razão de amplitudes saída / entrada em dB(A): estetoscópio nacional completo microfone na oliva x gerador	61
Figura 3.19 – Curva da resposta em freqüência da razão de amplitudes saída / entrada em dB(A): estetoscópio americano completo – microfone na oliva x gerador	61

Figura 3.20 – Comparação das curvas da resposta em frequência em dB(A): estetoscópio americano completo e estetoscópio nacional completo – microfone na oliva x gerador	62
Figura 3.21 – Comparação das curvas da resposta em frequência em dB(A): estetoscópio americano completo e estetoscópio nacional completo – microfone na oliva x gerador	62
Figura 4.1 – Comparação das frequências obtidas no ensaio da membrana do estetoscópio nacional x frequências da análise numérica	71
Figura 4.2 – Comparação das frequências obtidas no programa ANSYS para as membranas do estetoscópio nacional e do estetoscópio americano	74
Figura 5.1 – Fluxograma mostrando a sequência iniciada na coleta até a análise dos dados	79
Figura 5.2 – Sinais no domínio da frequência do joelho direito de indivíduos normais	80
Figura 5.3 – Sinais no domínio da frequência do joelho esquerdo de indivíduos normais	81
Figura 5.4 – Histograma mostrando que as frequências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho direito sem anormalidades, no microfone colocado na oliva do estetoscópio, não apresentam tendência a uma distribuição normal	84
Figura 5.5 – Histograma mostrando que as frequências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho direito sem anormalidades, no microfone colocado nas proximidades da membrana do estetoscópio, apresentam tendência a uma distribuição normal	84

Figura 5.6 – Histograma mostrando que as frequências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho esquerdo sem anormalidades, no microfone colocado na oliva do estetoscópio, não apresentam tendência a uma distribuição normal	85
Figura 5.7 – Histograma mostrando que as frequências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho esquerdo sem anormalidades, no microfone colocado nas proximidades da membrana do estetoscópio, apresentam tendência a uma distribuição normal	85
Figura 6.1 – Joelho direito - Gráficos temporais coletados no microfone próximo à membrana (curva superior) e no microfone da oliva (curva inferior) de um indivíduo jovem com este joelho direito sem patologias	92
Figura 6.2 – Joelho esquerdo - Gráficos temporais coletados no microfone próximo à membrana (curva superior) e no microfone da oliva (curva inferior) do mesmo indivíduo jovem com seu joelho esquerdo apresentando lesão do menisco interno	92
Figura 6.3 – Joelho direito - Gráficos no domínio da frequência coletados no microfone da oliva (curva superior) e no microfone próximo à membrana (curva inferior) de um indivíduo jovem com este joelho direito sem patologias	93

Figura 6.4 – Joelho esquerdo - Gráficos temporais coletados no microfone da oliva (curva superior) e no microfone próximo à membrana (curva inferior) do mesmo indivíduo jovem com seu joelho esquerdo apresentando lesão do menisco interno	93
Figura A.1 – Fotografia da campânula do estetoscópio nacional colada em base pesada (a esquerda das fotos) e o receptáculo do estetoscópio americano com campânula e receptor de diafragma	117
Figura A.2 – Fotografia de parte dos aparelhos empregada no teste do estetoscópio	117
Figura A.3 – Visão da bancada: aparelhos e microcomputadores	118
Figura A.4 – Teste com voluntários	118
Figura A.5 – Joelho direito imóvel	119
Figura A.6 – Joelho esquerdo imóvel	119

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 –	Frequências naturais da membrana de baquelita do estetoscópio nacional, obtidas no programa ANSYS	46
Tabela 2.2 –	Frequências naturais da membrana de baquelita do estetoscópio americano, obtidas no programa ANSYS	47
Tabela 2.3 –	Frequências Naturais em Hertz de membranas de baquelita com diâmetros de 2 a 4,5 cm, obtidas no programa ANSYS	48
Tabela 3.1 –	Tabela das frequências do receptor do estetoscópio isolado, colhidas pelo microfone (Hertz)	49
Tabela 3.2 –	Frequências em Hertz, obtidas com o estetoscópio totalmente montado, colhidas pelo microfone	50
Tabela 4.1 –	Frequências obtidas no software ANSYS e seus pares resultantes do ensaio com o martelo modal	72
Tabela 4.2 –	Cálculo dos valores d_i e d_i^2	73
Tabela 4.3 –	Frequências obtidas no programa ANSYS para o estetoscópio nacional e seus pares do estetoscópio americano	75
Tabela 4.4 –	Cálculo dos valores d_i e d_i^2	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	Analógico-digital (placa).
BioMedNet	Rede para consulta bibliográfica “on line”.
BIREME	Biblioteca Regional de Medicina.
BVS	Biblioteca Virtual em Saúde.
C	Fator de crista.
F_f	Fator de forma.
FREQ.	Frequência.
FRQ MEM R	Frequência coletada no microfone próximo à membrana do estetoscópio proveniente do joelho direito.
FRQ MEM L	Frequência coletada no microfone próximo à membrana do estetoscópio proveniente do joelho esquerdo.
FREQ OLV R	Frequência coletada no microfone na oliva do estetoscópio proveniente do joelho direito.
FREQ OLV L	Frequência coletada no microfone na oliva do estetoscópio proveniente do joelho esquerdo.
MEDLINE	Literatura Médica “on line”: MEDlars on LINE.
PSD	Densidade Espectral de Potência.
PVC	polivinilcloreto.
PubMed	Biblioteca Eletrônica: National Library of Medicine.
RMS	Valor médio quadrático.
SCAD	Serviço Cooperativo de Acesso a Documentos.

SBOT	Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia.
X_{pp}	Valor de pico a pico.
X_{max}	Valor de pico.
X_{med}	Valor médio.

LISTA DE SÍMBOLOS

ℓ	comprimento: metro (m), centímetro (cm) e milímetro (mm).
Δ	medida da amplitude da diferença.
dB	decibel: 10 vezes o logaritmo de uma razão entre duas potências (1 bel=10dB).
dB(A)	decibel ponderado quando se usa instrumento com curva de compensação do peso A.
A	diferença entre os dados emparrilhados de duas amostras.
e	base de logaritmo natural.
CPa	Classe PicoA.
$G(\omega)$	função de transferência acústica.
Hz	Hertz: ciclos por segundo (s^{-1}).
kg	quilograma.
log	logaritmo.
mm	milímetro.
mV	milivolt.
N	Newton.
n	parâmetro da espectro das diferenças.
RMN	ressonância nuclear magnética.

LISTA DE SÍMBOLOS

l	comprimento: metro (m), centímetro (cm) e milímetro (mm).
$\bar{d}$	média da amostra de diferenças.
dB	decibel: 10 vezes o logaritmo de uma razão intensidades sonoras (1 bel=10dB).
dB(A)	decibel coletado utilizando-se um instrumento com curva de compensação de escala A.
d_i	diferença entre os dados emparelhados de duas amostras.
e	base de logaritmo natural.
GPa	Giga Pascal.
$G(j\omega)$	função de transferência senoidal.
Hz	Hertz: ciclos por segundo (s^{-1}).
kg	quilograma.
log	logaritmo.
ml	mililitro.
mV	milivolt.
N	Newton.
n	tamanho da amostra das diferenças.
RNM	ressonância nuclear magnética.



S_d	desvio-padrão da amostra de diferenças.
T ou t	tempo: segundo (s).
TAC	tomografia axial computadorizada.
V	Volt.
x_i	freqüências obtidas no ANSYS.
y_i	freqüências obtidas experimentalmente.
α	nível de significância de um teste estatístico.
β	Curtosis.
μ	coeficiente de Poisson.
σ	Desvio-padrão.

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

O objetivo deste capítulo é apresentar a proposta do trabalho e mostrar seu desenvolvimento teórico e experimental. Neste capítulo são expostos os objetivos almejados, a contribuição das pesquisas realizadas e a estrutura básica da dissertação.

Há interesse crescente de professores do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, da Universidade Estadual Paulista, na área de Bioengenharia, fato este que estimula alunos dos programas de iniciação científica, mestrado e doutorado a trabalhar em pesquisas voltadas a este campo. Alguns trabalhos já estão concluídos e muitos outros estão em andamento.

Para esta dissertação de mestrado utilizamos o estetoscópio mecânico no estudo dos sons gerados nos joelhos, por ser um instrumento médico tradicional e universal, e ainda mais: leve, portátil, de baixo custo, fácil aquisição, e não invasivo. Os sons podem ter origem em articulações híginas ou ser provenientes de articulações com anormalidades estruturais ou funcionais, como por exemplo, degenerações meniscais, alterações de ligamentos (agudas ou crônicas), artrites e mesmo doença articular degenerativa por lesão cartilaginosa.

Sendo o estetoscópio um instrumento médico tradicional e universal, é de se esperar que inúmeras aplicações já tenham sido tentadas para o seu uso não-convencional. Com vista nas qualidades já relacionadas acima, propusemos usá-lo no auxílio do diagnóstico de doenças osteoarticulares do joelho, na observação da evolução natural dessas patologias e mesmo para verificar como a articulação reage ao tratamento terapêutico.

Em nossos dias, a caracterização do estado de saúde ou de comprometimento articular dos joelhos é determinada por exame clínico ortopédico acurado, complementado muitas vezes por exame de Raios-X, mas outras vezes demandando uma Tomografia Axial Computadorizada (TAC) ou mesmo a Ressonância Nuclear Magnética (RNM) da articulação. Outras vezes, o diagnóstico só pode ser comprovado com a observação articular direta, por método invasivo, e que é realizado através de Vídeo-artroscopia. Esses exames, entretanto, demandam tempo e gastos ao paciente e podem mesmo não estar disponíveis em grande parte de nosso País. Nossa população progressivamente atinge idade mais avançada, sofrendo cada vez mais de doenças articulares degenerativas e muitas vezes sem nenhum acesso a acompanhamento médico adequado.*

Considera-se então relevante o desenvolvimento de novos instrumentos ou a utilização de alguns já existentes, voltados a outros campos da Medicina, mas que permitam uma identificação de patologias articulares com razoável precisão, rapidamente e de custo acessível.

Aparelhos médicos simples, que auxiliem no diagnóstico de doenças da cartilagem articular, constituem ainda uma lacuna no arsenal médico atual.

* Web Site do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística -Coordenação Geral de Comunicação Social - 20 de julho de 2000. Indicador PNAD-1999

Os resultados de 1999 encerram as informações produzidas pela Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios - PNAD - para a década de 90. Entre outros aspectos, a pesquisa aponta a continuação do processo de envelhecimento populacional e a trajetória ascendente do nível de instrução.

Aspectos demográficos- A participação das pessoas de menos de 18 anos de idade caiu de 38,7% para 36,0%, de 1995 para 1999. Por outro lado, nesse mesmo período, o número de idosos aumentou em 1,8 milhão. De 1995 para 1999, o número de pessoas de 60 anos ou mais de idade cresceu 14,5%. A participação das pessoas idosas na população passou de 8,3%, em 1995, para 9,1%, em 1999.

Mais importante ainda se torna, se esse instrumento se prestar ao uso não só pelo Médico Ortopedista, mas por qualquer outro médico e em qualquer local.

O formato que o estetoscópio convencional apresenta indica que ele foi projetado para a ausculta de pacientes com doença cardíaca ou pulmonar (LJUNGVALL; THULIN, 1991).

Llamas (1999) comenta o uso atual do estetoscópio. Prezioso (1998) acha que este aparelho é obsoleto quando comparado com exames modernos, mais sofisticados e complexos.

Adler e Gertsch (1999), referem-se ao uso inusitado do estetoscópio como auxiliar no diagnóstico e evolução de tenossinovites, através da ausculta com estetoscópio. Na doença em sua fase aguda, o som percebido à movimentação desses tendões difere acentuadamente do som produzido por tendões normais.

Dentistas o usam, como elemento de ajuda no diagnóstico de patologias das articulações temporomandibulares. (BARGHI; GALLO, 1992, 1993)

Brown (1997) aplica o estetoscópio para analisar sons de origem muscular de antebraços e mãos normais e na Doença de Parkinson.

Fauteaux (1995) utiliza o estetoscópio na manutenção de veículos de uso subterrâneo em minas (uso não médico).

Pelo o que já foi exposto, o estetoscópio é o instrumento mais comum em medicina e ao qual todo médico está historicamente adaptado e treinado. Tem baixo custo e é de fácil acesso. Assim, desenvolvemos uma metodologia para seu emprego de forma não usual.

A revisão bibliográfica nos mostra que poucos trabalhos sobre o estetoscópio mecânico são publicados atualmente na literatura científica mundial. Em consulta à rede de Bibliotecas da UNESP, nenhum artigo foi encontrado. Na rede mundial consultamos a PubMed, MEDLINE, Biblioteca

Cockrane e a BioMedNet, para os artigos publicados entre os anos de 1968 a 2001.

1.2 DESENVOLVIMENTO E ESTÁGIO ATUAL DE EVOLUÇÃO DO ESTETOSCÓPIO MECÂNICO

1.2.1 Introdução

Os variados e intensos sons do nosso corpo são conhecidos desde a antiguidade. No decorrer das civilizações grega, romana e bizantina, o médico aplicava seu ouvido, diretamente na área de interesse, para ouvir os sons produzidos pelo corpo do paciente. Muitos séculos se passaram, desde a época mais distante, até o início do século XIX, quando Laennec, na França, envergonhado por ter de apoiar sua cabeça no colo de uma jovem paciente, nitidamente acometida de doença cardíaca, enrolou alguns papéis para intermediar seu ouvido ao tórax dela e espantou-se com a nitidez e clareza dos sons que ouviu. Laennec publicou então, um primeiro trabalho envolvendo o instrumento por ele desenvolvido e ao qual denominou “estetoscópio”. (Do grego: sthetos=peito, skopeo= eu vejo). (WOO; DANZIGER, 1996)

Consta no **Novo Dicionário Aurélio Século XXI**:

Estetoscópio . [De *esteto-* + *-scópio*.] S. m. 1.

Instrumento, de que há alguns tipos, com que se realiza a ausculta em diferentes setores do corpo, e que se utiliza em diversas especialidades médicas (cardiologia, pneumologia, gastroenterologia, angiologia, obstetria, etc.).

1.2.2 Revisão Histórica

Várias fontes geram os sons no interior de nosso corpo. Como já foi citado, nos primórdios da Medicina eles eram escutados, pelo médico, com o ouvido encostado sobre o local de interesse.

Conta-nos o próprio Dr. René Laenec (1781-1826):

Em 1816, fui procurado por uma jovem mulher apresentando sintomas gerais de doença cardíaca. A idade e o sexo da paciente não me permitiam utilizar aquele tipo de exame que acabei de descrever (colocar o ouvido diretamente no tórax da paciente). Recordei um fenômeno acústico bem conhecido: a saber, se você coloca seu ouvido contra uma extremidade de um cilindro rígido, a arranhadura de um alfinete na outra extremidade é mais distintamente audível. Ocorreu-me que esta propriedade física poderia ser útil no caso com o qual trabalhava naquele momento. Pegando uma folha de papel, enrolei-a, transformando-a num cilindro, e coloquei uma das extremidades sobre a região precordial, enquanto posicionava o meu ouvido na outra extremidade. Fiquei tão surpreso quanto satisfeito por ser capaz de ouvir o batimento do coração com muito mais clareza e distinção do que jamais havia conseguido com a aplicação direta do ouvido (GARCIA, 1998, p.132).

Neste momento nasceu o estetoscópio mecânico, aparelho que trouxe uma mudança radical na ausculta clínica. Logo a seguir, Laennec construiu um estetoscópio com formato cilíndrico, de madeira, com 35cm de comprimento e 3,5cm de diâmetro. A partir de então, Laennec iniciou uma intensa publicação de trabalhos, correlacionando os sinais da ausculta com as doenças verificadas em autópsias. Descreveu a comparação dos sons e doenças como a pneumonia, a tuberculose, a bronquite, a bronquiectasia, o edema pulmonar, doenças cardíacas e muitas outras mais.

Assim, o estetoscópio passou a fazer parte da instrumentação médica de rotina. Não se concebe um exame clínico meticuloso que dispense a ausculta cuidadosa do paciente. Entretanto, por melhor que seja o instrumento, ele não tem nenhuma serventia, se o examinador não for bem treinado para diferenciar os sons normais e patológicos produzidos no organismo. Para ilustrar esse fato, podemos citar que o próprio Laennec, em seus trabalhos iniciais, cometeu um erro ao pensar que a segunda bulha cardíaca era produzida pela contração dos átrios. Isso foi logo corrigido por pesquisadores que, utilizando animais de experimentação, fizeram a correta correlação entre os sons produzidos pelo coração e as atividades deste órgão.

Após sua criação, o estetoscópio passou por várias modificações. Pierre Adolphe Piorry dividiu o aparelho em duas partes para facilitar o seu transporte. Em 1828, o Dr. Nicholas Comyns (Edimburgo, Inglaterra), desenvolveu um estetoscópio monoauricular parcialmente flexível. Em 1851, o Dr George Philip Camman utilizou tubos de látex, de uso biauricular e flexibilizando ainda mais o aparelho (GARCIA, 1998, p.133).

Cita Garcia (1998, p. 133), como curiosidade histórica, alguns estetoscópios compostos, construídos para que várias pessoas pudessem ouvir os sons simultaneamente, foram desenvolvidos para permitir o ensino da ausculta. Nicolai também produziu um estetoscópio duplo com a finalidade de se poder determinar a posição espacial de uma determinada fonte sonora. Ainda com a finalidade de comparação dos sons, estetoscópios duplos foram construídos por Muralt, em 1910 e Frochels. O de Muralt consistia de dois receptores, cada um ligado a um tubo de borracha de mesmo tamanho e diâmetro. Frochels introduziu o estetoscópio diferencial, constituído por um par de receptores conectados a dois tubos de borracha de forma a que cada ouvido recebesse, simultaneamente, os sons captados pelos receptores iso e contralateral. Williams, em 1829, parece ter sido o primeiro a desenvolver e usar um estetoscópio adaptável aos dois ouvidos e em tudo semelhante aos estetoscópios modernos: era composto por duas peças auriculares, um tubo



flexível longo e um receptor que, quando encostado no paciente, captava os sons. Bowles, em 1901, construiu um receptor constituído por uma câmara rasa (ressoador) ocluída por uma membrana rígida, que ficou conhecido como receptor de diafragma e é usado nos estetoscópios modernos.

1.2.3 Revisão Técnica

Segundo Garcia (1998, p.134), o funcionamento do estetoscópio é explicado pela física dos tubos acústicos. Tem como principal característica o fato de evitar a atenuação da onda sonora por espalhamento.

O estetoscópio é constituído por quatro partes principais: peças auriculares, tubos de conexão, mola e receptores sonoros.

Rappaport e Sprague estudaram experimentalmente as características da audição biauricular e concluíram que a maioria dos sons clinicamente importantes se situa na faixa de 60 a 400Hz e que a audição biauricular é 20dB melhor do que a monoauricular (*Ibid.*, p.139).

Os estetoscópios utilizados nos ensaios foram biauriculares e encontrados correntemente no mercado.

1.2.3.1 Peças auriculares ou Olivas

Ajustam o aparelho ao ouvido. Têm a forma de olivas e devem ocluir completamente o conduto auditivo externo, para reduzir as interferências sonoras do meio ambiente.

1.2.3.2 Tubos de conexão

São os tubos flexíveis (látex ou pvc) e metálicos que compõem a estrutura do estetoscópio. A sua parte metálica, que se encaixa ao orifício do conduto auditivo externo por meio de olivas, possui movimentos para permitir um bom ajuste do aparelho ao ouvido. As extremidades auriculares são, normalmente, recurvadas e, por isso, as olivas ficam num plano diferente daquele dos tubos metálicos. Quando se usa o estetoscópio, as olivas devem

ser posicionadas de tal forma que fiquem para frente em relação ao plano do aparelho, pois o conduto auditivo externo tem uma orientação espacial que se dirige de trás para frente e com inclinação ligeiramente ascendente. Não é certo aplicar o estetoscópio ao ouvido com as olivas voltadas para trás. Nesta posição, a parede lateral do conduto auditivo externo pode obstruir a abertura do aparelho prejudicando a audição dos sons (*Ibid.*, p.134).

1.2.3.3 Mola

Feita em aço inoxidável, sua função é permitir o ajuste das olivas ao meato auditivo. Sua pressão é calculada para não prejudicar a audição. Se a pressão for muito forte, prejudicará a ausculta, por comprimir a oliva contra a parede anterior do conduto auditivo, obstruindo seu orifício. Se for muito fraca, levará à perda de energia sonora para fora do sistema e permitirá que sons ambientais externos indesejáveis alterem a qualidade da ausculta.

1.2.3.4 Receptores

Existem dois tipos de receptores: campânula e diafragma. Campânula é o que apresenta o receptor aberto; no de diafragma, o receptor é fechado por uma membrana.

1.2.3.4.1 Características acústicas dos receptores

Foram muitos os autores que ajudaram a desenvolver o estetoscópio. Barss, Eade e Fitzgerald observaram que instrumentos com pequeno volume de ar e dotados de grande área receptora são os que dão melhores resultados acústicos. Johnston e Kleine, por sua vez, concluíram que, entre os receptores de campânula, a geometria mais eficiente ocorria quando a câmara era rasa, mas não inferior a $4 \pm 1\text{mm}$ de profundidade (*Ibid.*, p.136).

Johnston e Kleine (*apud* GARCIA, 1998), afirmaram que os receptores de diafragma do tipo Bowles atuam como filtros passa-altas, isto é, atenuam a transmissão de sons graves. Essa atenuação é mais intensa quanto maior for a rigidez da membrana usada. Os tubos condutores não devem ser



extensíveis ou longos, ou possuir luz de pequeno diâmetro, porque assim provocam grande amortecimento das ondas sonoras.

Rappaport e Sprague citados em Garcia (1998), observaram que, quando uma campânula é aplicada contra a pele, esta atua como um verdadeiro diafragma e os tecidos a ela subjacentes como meios de amortecimento da onda sonora.

1.2.3.4.2 Efeito diafragma

Ainda segundo Garcia (1998), toda membrana possui uma frequência ótima de vibração, conhecida como frequência de ressonância. Nesta frequência, a impedância é mínima e, por isso, as vibrações são mais intensas. Sempre que a membrana é estirada, a sua frequência de ressonância se desloca para valores mais altos e para valores mais baixos quando é afrouxada. A este fato se denomina efeito diafragma.

1.2.3.4.3 Comportamento dos diafragmas e das campânulas

Existem algumas regras que governam o mecanismo de ação dos diafragmas e, como a pele funciona como uma verdadeira membrana, como no caso das campânulas, elas são válidas também para esses receptores.

Quanto mais tensa estiver a membrana, maior será a sua frequência de ressonância. Assim, quando esticadas atenuam os sons graves e se comportam como filtros passa-altas.

Quanto maior for o diâmetro do diafragma, menor será a sua frequência natural, facilitando a ausculta dos sons graves.

Quando se altera a frequência de ressonância do diafragma, por pressão sobre ele, há perda de sensibilidade desse receptor para todas as frequências. A ressonância dos diafragmas ocorre nas frequências que são múltiplas da sua frequência fundamental.

Na frequência de ressonância do diafragma, os efeitos provocados pela inércia e pela elasticidade são contrabalançados e o movimento da membrana está em fase com a força motriz.

A área pequena facilita o desenvolvimento de grandes pressões porque maior será a pressão desenvolvida. A pressão aumentada estira o diafragma, elevando a sua frequência de ressonância. O fato de a pressão aplicada modificar a frequência natural dos receptores, tem uma aplicação útil na ausculta. Modificando-se a pressão desses receptores sobre a pele do tórax dos pacientes, pode-se criar um filtro acústico variável, capaz de reforçar, ou atenuar as frequências sonoras. Como exemplo da importância desse fato, suponha-se que a primeira e as segundas bulhas cardíacas tenham sido substituídas por sopros. Suponha-se ainda que exista um sopro sistólico de alta intensidade e grave, e um sopro diastólico de baixa intensidade e agudo. Por causa da intensidade do ruído sistólico, o murmúrio diastólico é mascarado e torna-se de difícil percepção. Quando se aplica o estetoscópio com grande pressão sobre o tórax, a frequência de ressonância da membrana (pele ou diafragma) se eleva, atenuando os componentes graves do primeiro e do segundo sons cardíacos. Esse efeito é mais pronunciado sobre o primeiro som do que sobre o segundo. Assim, consegue-se atenuar o sopro sistólico e ouvir melhor o diastólico de alta frequência e baixa intensidade.

As dimensões e formato interno dos receptores têm importância sobre a sua qualidade sonora. Eles devem possuir volume mínimo, para permitir que os sons sejam percebidos com máxima intensidade.

1.2.3.4.4 O receptor de diafragma

O receptor de diafragma tipo Bowles, comumente empregado na ausculta, é especialmente útil para detectar sons de baixa intensidade e de alta frequência, tais como os murmúrios diastólicos da insuficiência aórtica e os sons agudos dos bronquíolos. Entretanto, a membrana, devidos às suas propriedades físicas, produz uma atenuação adicional principalmente para os sons de baixa frequência. Receptores de pequeno diâmetro também favorecem o aumento da pressão sobre o diafragma. Com isso, a frequência de ressonância da membrana se eleva e a atenuação se torna maior para as frequências baixas.



Isso pode ser visto na Figura 1.1 (GARCIA, 1998, p.138), comparando-se a curva A obtida com um receptor de grande diâmetro com a curva B, que representa a resposta de um receptor de pequeno diâmetro. Note-se que os receptores pequenos atenuam a intensidade dos sons de baixa frequência.

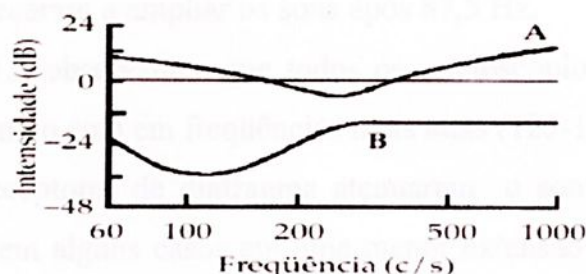


Figura 6.7 – Intensidade de sons transmitidos por diafragmas de grande (B) e de pequeno diâmetro (A). Note-se que o de grande diâmetro atenua as frequências altas, enquanto o de pequeno diâmetro transmite mal as frequências baixas. (Modificado Rappaport & Sprague, in Glasser, 1944, p. 1480.)

Figura 1.1 – Gráfico de Rappaport e Sprague

Abella; Formolo; Penney (1992), apresentaram as funções de transferência de seis estetoscópios comerciais. Na Figura 1.2 é apresentada primeiro a função de transferência dos estetoscópios testados nas frequências mais baixas. A linha horizontal tracejada representa o nível de entrada do som (nos receptáculos), e as curvas representam o nível sonoro da saída em relação à entrada (olivas). Um ponto localizado acima desta linha indica amplificação, enquanto um ponto abaixo dela representa atenuação pelo estetoscópio.

Todas as campânulas (painel superior) amplificaram o som em frequências abaixo de 100 Hz. A maior amplificação nas baixas frequências foi vista com o estetoscópio Allen Medical Série 5 de tubo longo. Ele também transmitiu o som na faixa de frequência 100-200 Hz com a menor atenuação.

Nenhuma diferença significativa na faixa de baixa frequência foi encontrada, entre todos os estetoscópios.

Todos os estetoscópios de diafragma (painel inferior), com a exceção do três modelos Littmann, atenuaram o som na faixa de 37,5-87,5 Hz. Os estetoscópios de Littmann chegaram a amplificar o som em até 10 dB. Os outros eram maus transmissores nos limites inferiores desta faixa de frequência e só começaram a ampliar os sons após 87,5 Hz.

Na Figura 1.3 observamos que todos os estetoscópios de campânula examinados atenuaram o som em frequências mais altas (125-1000 Hz).

Todos os receptores de diafragma atenuaram o som nesta faixa de frequência, embora em alguns casos em uma menor extensão quando comparados às campânulas.

Em resumo, as campânulas mostraram-se ideais para as baixas frequências enquanto que os receptores de diafragma são ideais para as altas frequências.

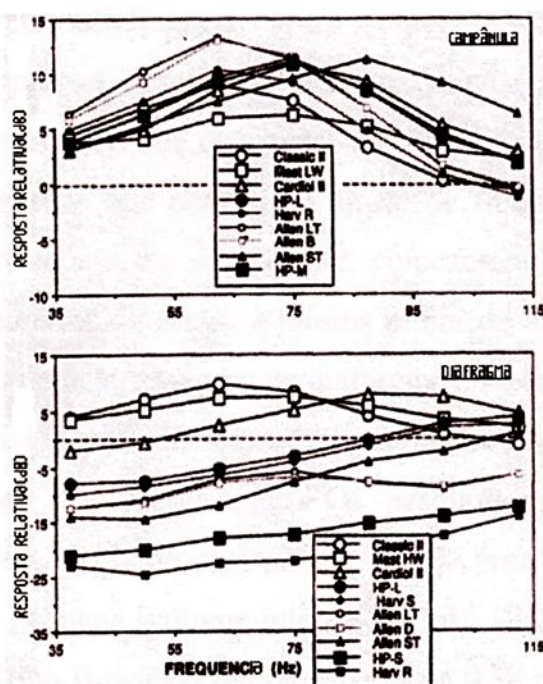


Figura 1.2 - Gráfico mostrando a resposta em frequência na faixa de frequência de 37,5-112,5Hz das campânulas e receptores de diafragmas de seis estetoscópios comerciais comuns (8 pontos)

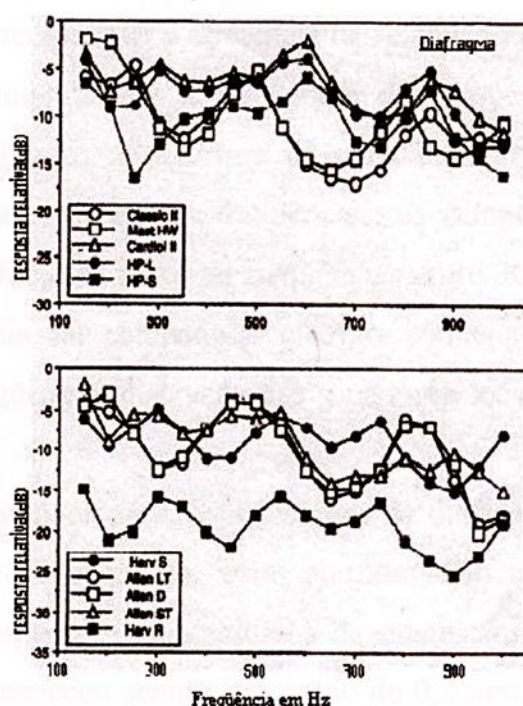


Figura 1.3 – Gráfico mostrando a resposta em frequência na faixa de frequências de 125-1000Hz do receptor de membrana de seis estetoscópios comerciais comuns (18 pontos)

1.2.3.4.5 Campânulas versus diafragmas

Rappaport e Sprague desenvolveram uma montagem experimental para comparar as características dos receptores de campânula e de diafragma. Usaram um gerador de sons que permitia o ajuste de frequência. Os sinais desse gerador eram enviados a um alto-falante, colocado sobre as costas de uma pessoa. Na face anterior do tórax, à mesma altura do alto-falante, eram colocados os receptores de campânula ou de diafragma a serem analisados. Os sons captados eram enviados a um microfone, amplificados e, em seguida, visualizados na tela de um osciloscópio. Os pesquisadores usaram três campânulas: uma grande (volume interno 12,7 ml), uma média (volume interno 6,2 ml) e outra pequena (volume interno 2,3 ml). Usaram também um receptor de diafragma (tipo Bowles) com membrana de 0,38 mm de espessura e diâmetro de 3,5 cm (volume interno de 2,5 ml).

Com essa montagem experimental, eles determinaram a curva de resposta de frequências dos receptores empregados. Esses autores concluíram,

baseados nesses experimentos que: a eficiência das campânulas, em relação ao diafragma, melhora à medida que a frequência do som captado é menor; quanto maior for o diâmetro de abertura da campânula, maior será a sua eficiência para captar sons de baixas frequências; as campânulas de grande abertura exibem ressonância na faixa de frequências entre 300 e 1000 Hz e a frequência de ressonância das campânulas média e pequena (2000-4000 Hz) está acima da maior frequência observada nos sons torácicos (GARCIA, 1998, p.138).

Os estetoscópios nacionais, com receptor de diafragma tipo Bowles, empregam membrana de baquelita com aproximadamente 0,2 mm de espessura. Medimos a espessura da membrana de estetoscópios brasileiros de várias marcas e ela permaneceu sempre em torno de 0,2 mm. Essa membrana tem sido usada porque os testes clínicos demonstraram que ela suprime adequadamente os sons graves. Diafragmas mais espessos, ou com frequência de ressonância mais alta, não são usados, porque produzem uma grande atenuação em quase toda a faixa de sons do coração, quando o material empregado em sua confecção é a baquelita e, por isso, apresentam mais desvantagens do que vantagens (GARCIA, 1998, p.139).

Nos dias atuais, novos materiais plásticos estão sendo testados e com o auxílio de amplificação eletrônica, a eficiência sonora dos estetoscópios tem aumentado. Isso vem permitindo que membranas mais espessas possam ser usadas, favorecendo a ausculta dos sons graves e fracos.

2.1.2. A ESTRUTURA DA DISCUSSÃO

Este capítulo é constituído por 4 capítulos, a saber, a introdução, a metodologia, a descrição geral do trabalho e a conclusão.

O capítulo 1, também INTRODUÇÃO, apresenta o trabalho, a justificativa, a importância do trabalho e a estrutura da dissertação.

1.3 OBJETIVOS DO TRABALHO

O presente trabalho tem como principal objetivo o estudo do estetoscópio acústico, visando à sua aplicação na classificação dos sons provenientes de joelhos, para a caracterização dos seus estados anatomofisiológicos e também como auxiliar no diagnóstico de patologias dessas articulações.

No presente trabalho, será desenvolvida a análise dos componentes e do instrumento completo. A finalidade desta análise é obter um conhecimento da resposta do aparelho aos sinais de entrada com frequências na faixa de interesse. Isto é, conhecer as propriedades da função de transferência operacional e assim determinar quais sinais em frequência ele amplifica e quais ele atenua, para então empregá-lo na análise dos sinais sonoros provenientes do joelho. Esses sons estão associados ao estado de higidez da articulação.

As curvas de resposta dos sons produzidos por joelhos sadios devem ser determinadas para que possamos utilizá-las como curvas de referência ou padrões.

Estudo mais aprofundado dos sons de joelhos patológicos, bem como a confecção de instrumentos com características específicas para a obtenção desses sons em consultório médico, serão objetos de trabalho futuro.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Este trabalho é constituído por 8 capítulos, anexos, apêndice e glossário.

O capítulo 1, intitulado **INTRODUÇÃO**, apresenta o trabalho, o desenvolvimento e o estágio atual de evolução do estetoscópio mecânico, os objetivos do trabalho e a estrutura da dissertação.

O capítulo 2, denominado **ANÁLISE NUMÉRICA DA MEMBRANA DO ESTETOSCÓPIO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**, descreve a sequência do estudo do estetoscópio iniciando pela modelagem matemática da membrana dos instrumentos empregados nos testes de laboratório e a modelagem de membranas de vários diâmetros.

O capítulo 3, cujo título é **ENSAIO DOS ESTETOSCÓPIOS**, apresenta determinação experimental das frequências naturais da membrana, o levantamento da curva de calibração dos estetoscópios, analisando as respostas obtidas através de filtro linear e filtro dB(A) e a avaliação da contribuição dos componentes funcionais na resposta global dos instrumentos.

O capítulo 4, denominado **COMPARAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS TEÓRICOS E EXPERIMENTAIS**, descreve os resultados obtidos, comparando-os estatisticamente e apresenta gráficos comparativos desses achados.

O capítulo 5, de título **ENSAIO CLÍNICO**, mostra a sequência de procedimentos desde a coleta das assinaturas de joelhos, identificação e análise das prováveis patologias associadas até o diagnóstico e instituição do tratamento específico para cada caso.

O capítulo 6, de nome **PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA ACOMPANHAMENTO E DIAGNÓSTICO DE PATOLOGIAS DO JOELHO**, esquematiza a sequência iniciada pela coleta de assinaturas de joelhos e seguida pela identificação e análise das prováveis patologias associadas, finalizando com o diagnóstico e a instituição do tratamento apropriado.

O capítulo 7, intitulado **CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS**, apresenta as conclusões resultantes do desenvolvimento das várias etapas do trabalho.

O capítulo 8, de nome **SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS**, estimula a continuidade deste trabalho e sugere outros, no futuro, seguindo a mesma linha de pensamento.

O apêndice mostra figuras obtidas no programa ANSYS.

Os anexos apresentam fotografias da aparelhagem experimental usadas no decorrer da pesquisa.

O glossário fornece o significado de palavras ou expressões específicas da área médica e outras empregadas em Biomecânica.

CAPÍTULO 2 - ANÁLISE NUMÉRICA DA MEMBRANA DO ESTETOSCÓPIO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

2.1 INTRODUÇÃO

A preocupação com a qualidade da instrumentação utilizada para diagnósticos nos levou a busca de critérios de qualidade e de utilização dos estetoscópios disponíveis no mercado. A maioria deles não é acompanhada da curva de calibração e da faixa de frequência de utilização recomendada. Geralmente os estetoscópios são adquiridos mais pela sua aparência e fama, ou por recomendações de monitores ou professores de medicina, que por suas propriedades acústicas, às vezes falhando em seu rendimento. Eles não são instrumentos acústicos ideais, pois não permitem uma transmissão sonora em algumas faixas de frequências desejáveis. Podem ampliar ou atenuar seletivamente os sons no espectro de interesse clínico. Para alguns estetoscópios, a amplificação ocorre abaixo de 112 Hz e a atenuação em frequências mais altas (ABELLA; FORMOLO; PENNEY, 1992).

Martinez e Berconsky (1955, p.160) referem que a análise do registro do murmúrio vesicular mostra ser o ruído composto de uma mistura de frequências entre 50 e 1200 vibrações por segundo, sendo as frequências entre 100 e 180 as mais intensas e as que dão impressão auditiva de som grave. As frequências abaixo de 100 têm também grandes amplitudes, mas são percebidas apenas como

um murmúrio suave, porque o ouvido é pouco sensível a tonalidades tão baixas. Admite-se que as frequências inferiores a 100 não pertencem ao ruído respiratório, mas são devidas, na maioria, ao ruído muscular dos músculos respiratórios.

Este fato está intimamente relacionado com o projeto, as dimensões e mesmo a marca de um estetoscópio.

Trendelenburg, Williams, Dodge, Pierach, Landes, Cabot e outros estudaram a faixa de frequências dos sons que podem ser percebidos durante a ausculta clínica. Cabot e Dodge (*Apud* GARCIA, 1998) concluíram que os sons de interesse na ausculta estão abaixo de 1000 Hz. Analisando os sons pulmonares e cardíacos, verificaram que os pulmonares têm, em relação aos cardíacos, uma quantidade menor de componentes de baixa frequência e são, por isso, mais agudos. No murmúrio vesicular (ruído suave, principalmente inspiratório, de tonalidade baixa e produzido pelo turbilhonamento aéreo formado durante o enchimento e esvaziamento dos alvéolos pulmonares: devido à pequena velocidade do fluxo de ar nos alvéolos, ele se apresenta como um ruído de tonalidade grave e fraco), é pequena a quantidade de harmônicos com frequência menor do que 240 Hz; os sons da respiração brônquica estão entre 240 e 1000 Hz e as cavidades: bucal, nasal, faríngea e laríngea, apresentam ressonância entre 300 e 500 Hz (GARCIA, 1998, p.142). As frequências dos sons normais gerados pelo coração estão entre 16 e 110 Hz; no entanto, também são produzidos infra-sons (<16 Hz), bem como os sons de frequências maiores que 110 Hz. Os componentes de frequências mais altas possuem, contudo, baixa energia, o que os torna inaudíveis (GARCIA, 1998, p.151).

O elemento sensível primário do estetoscópio é a membrana que fecha o receptor de diafragma. Ela é fabricada de baquelita, cuja primeira frequência de ressonância é alta, o que filtra os sons de baixa frequência. Os aparelhos atuais são utilizados tanto para a ausculta dos sons pulmonares

como dos sons cardíacos e se prestam mais para os primeiros, pois suas frequências são mais elevadas.

No intuito de contribuir para um melhor rendimento deste aparelho e ter uma referência fidedigna da sua real capacidade de captação dos sons do corpo humano, realizamos o estudo da membrana, em simulação teórica, por análise modal, com o programa comercial ANSYS. Em simulações sucessivas empregando este mesmo software, desenvolvemos uma análise das frequências fundamentais para membranas com diâmetro na faixa de 2 a 4,5cm. Finalmente, estudamos o comportamento teórico da membrana do estetoscópio de origem americana, de última geração.

2.2 MODELAGEM DA MEMBRANA DOS ESTETOSCÓPIOS UTILIZADOS

Utilizamos o software ANSYS - Engineering Analysis System, da empresa Softec.

A espessura tomada como padrão foi de 0,21 mm, medida levantada do estetoscópio usado experimentalmente. Na verificação de estetoscópios nacionais de várias marcas, a espessura supracitada se manteve e por este motivo adotamos este valor como referência. Os outros parâmetros da membrana de baquelita, no Sistema Internacional, foram: Módulo de Young = $2,76 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ (2,76 GPa), densidade = $1,24 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ e Coeficiente de Poisson (μ) = 0,37 (CALLISTER, 2000, P.746).

Inicialmente modelamos a membrana, no software, e estabelecemos quais as suas frequências naturais de vibração bem como as configurações modais associadas aos 10 primeiros modos.

O diâmetro de 3,417cm foi obtido pela média de dez valores medidos com micrômetro na membrana do estetoscópio utilizado no ensaio experimental.



O tipo de elemento utilizado na confecção da malha, para a análise modal, foi o círculo sólido em casca (Shell, elastic 4node63).

As frequências obtidas nesta simulação estão expostas na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 – Frequências naturais da membrana de baquelita do estetoscópio nacional, obtidas no programa ANSYS

1º modo:	540,48Hz
2º modo:	1116,7Hz
3º modo:	1118,9Hz
4º modo:	1821,1Hz
5º modo:	1823Hz
6º modo:	2077,5Hz
7º modo:	2643,6Hz
8º modo:	2647,9Hz
9º modo:	3149Hz
10º modo:	3164,1Hz

Na simulação numérica da membrana do estetoscópio americano, de última geração, os parâmetros utilizados foram: diâmetro= 0,04194m, espessura= 0,00034733m, Módulo de Young = $2,76 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ (2,76 GPa), densidade = $1,24 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ e Coeficiente de Poisson (μ) = 0,37 (CALLISTER, 2000, P.476).

As frequências encontradas nesta simulação estão disponíveis na Tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Freqüências naturais da membrana de baquelita do estetoscópio americano, obtidas no programa ANSYS

1º modo:	593,38Hz
2º modo:	1226,0Hz
3º modo:	1228,4Hz
4º modo:	1999,4Hz
5º modo:	2001,4Hz
6º modo:	2280,9Hz
7º modo:	2902,4Hz
8º modo:	2907,1Hz
9º modo:	3457,7Hz
10º modo:	3473,9Hz

2.3 MODELAGEM DE MEMBRANAS DE VÁRIOS DIÂMETROS

Na modelagem da membrana de baquelita, com diâmetros de 2,0 cm, 2,25 cm, 2,5 cm, 2,75 cm, 3,0 cm, 3,25 cm, 3,417 cm, 3,75 cm, 4,0 cm, 4,25cm e 4,5 cm, encontradas na maioria dos estetoscópios atuais, a espessura de 0,21 cm foi mantida constante.

As freqüências naturais de vibração, para os vários diâmetros de membranas estão mostradas na Tabela 2.3.

Tabela 2.3 – Frequências Naturais em Hertz de membranas de baquelita com diâmetros de 2 a 4,5cm, obtidas no programa ANSYS. Os números em negrito representam os valores da membrana do estetoscópio usado experimentalmente

Diâmetros (m)	1º modo	2º modo	3º modo	4º modo	5º modo	6º modo	7º modo	8º modo	9º modo	10º modo
0,020	1577,6	3259,5	3265,9	5315,8	5321,3	6064,2	7717	7729,3	9193,2	9236
0,0225	1246,5	2575,4	2580,5	4200,1	4204,5	4791,5	6097	6107,1	7263,8	7297,6
0,025	1009,7	2086,1	2090,2	3402,1	3405,6	3881,1	4939	4946,7	5883,7	5911,1
0,0275	834,45	1724	1727,4	2811,6	2814,6	3203,5	4082	4088,2	4862,5	4885,2
0,03	701,17	1448,7	1451,5	2362,6	2365	2695,2	3430	3435,2	4085,9	4104,9
0,0325	597,45	1234,4	1236,8	2013,1	2015,2	2296,5	2922	2927,1	3481,4	3493,7
0,03417	540,48	1116,7	1118,9	1821,1	1823	2077,5	2643,6	2647,9	3149,5	3164,1
0,0375	448,75	927,15	928,97	1512	1513,6	1724,9	2159	2198,5	2615	2627,1
0,04	394,41	814,87	816,47	1328,9	1330,3	1516,1	1929	1932,3	2298,3	2309
0,0425	349,37	721,83	723,24	1177,2	1178,4	1342,9	1709	1711,7	2035,9	2045,4
0,045	311,63	643,85	645,4	1050	1051,1	1197,9	1524	1526,8	1815,9	1824,4

As curvas originadas destes valores são mostradas na Figura 2.1.

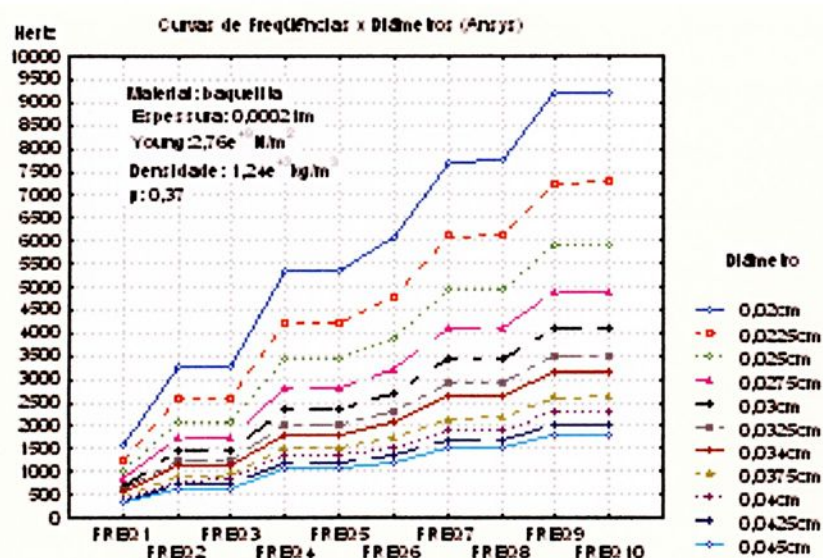


Figura 2.1 – Curvas de frequências x diâmetros da membrana (ANSYS)

Nesta figura os termos **FREQ1**, **FREQ2**, **FREQ3**, **FREQ4**, **FREQ5**, **FREQ6**, **FREQ7**, **FREQ8**, **FREQ9** e **FREQ10**, mostrados no eixo das abscissas, representam os 10 primeiros modos de vibração da membrana de baquelita.

Em conclusão: quanto maior for o diâmetro da membrana, menores serão as suas freqüências naturais, facilitando, assim, a ausculta dos sons graves e de baixa intensidade.

CAPÍTULO 3 - ENSAIO DOS ESTETOSCÓPIOS

3.1 INTRODUÇÃO

Inúmeros são os tipos e modelos de estetoscópios encontrados hoje em dia no mercado mundial. Sua escolha, porém, é difícil, porque é baseada apenas na recomendação por usuários experimentados, sem documentação de características específicas e curvas de calibração. Em busca cuidadosa na bibliografia atual, em pesquisa pela Internet e mesmo em contato telefônico com empresas que fabricam o instrumento para o mercado nacional, não conseguimos encontrar sua curva de calibração. A ausência de documentação que acompanha os aparelhos comercializados atualmente poderá induzir a idéia da falta de consciência técnica dos usuários ou mesmo que os fabricantes de estetoscópios se baseiam mais nos desenhos tradicionais do que em dados científicos.

Abella, Formolo e Penney (1992), em pesquisa desenvolvida no Department of Internal Medicine, Cardiology Division, St. John Hospital, Detroit, Michigan, compararam as propriedades acústicas de seis estetoscópios populares, usando um gerador de sons em frequências e um ouvido artificial. Mediram a função de transferência na gama de 37,5 Hz a 1000 Hz, faixa onde quase todos os sons do coração e pulmão são encontrados. Também apresentaram curvas de resposta em frequência, para cada estetoscópio que testaram, num total de 26 amostras. (Figuras 1.2 e 1.3)

Com o objetivo de captar sons de joelhos com estetoscópio para análise e caracterização do estado clínico destes, tornou-se necessário um conhecimento da função de transferência operacional e da curva de calibração deste aparelho que representa um sistema a malha aberta.

Analizamos seqüencialmente a membrana, o receptáculo de diafragma e finalmente os instrumentos completos. A seguir comparamos os modelos, nacional e americano, através da coleta de dados com filtro linear e com compensação da escala dB(A). A Figura 3.1 nos mostra o estetoscópio e suas partes e a Figura 3.2 o aparelho totalmente montado.

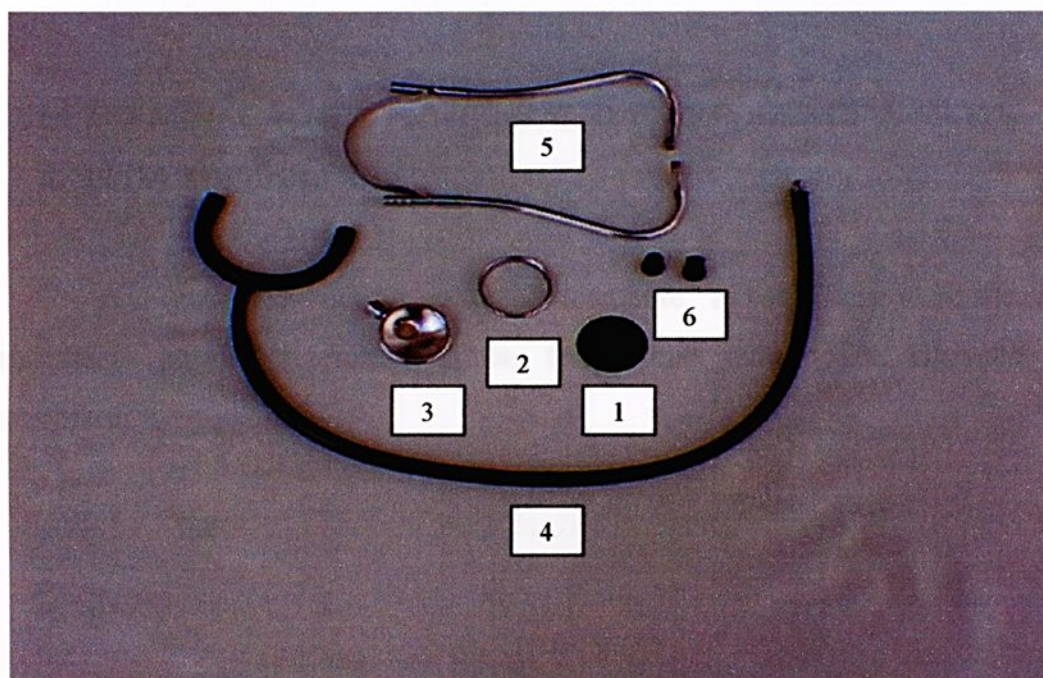


Figura 3.1 - O estetoscópio e suas partes: 1-membrana; 2-anel de fixação da membrana; 3-receptáculo; 4-tubo flexível e 5-tubos metálicos e mola



Figura 3.2 – O estetoscópio completo

3.2 DETERMINAÇÃO EXPERIMENTAL DAS FREQUÊNCIAS NATURAIS DA MEMBRANA

A Figura 3.3 mostra, esquematicamente, a seqüência utilizada em laboratório para a determinação das frequências naturais de vibração da membrana.

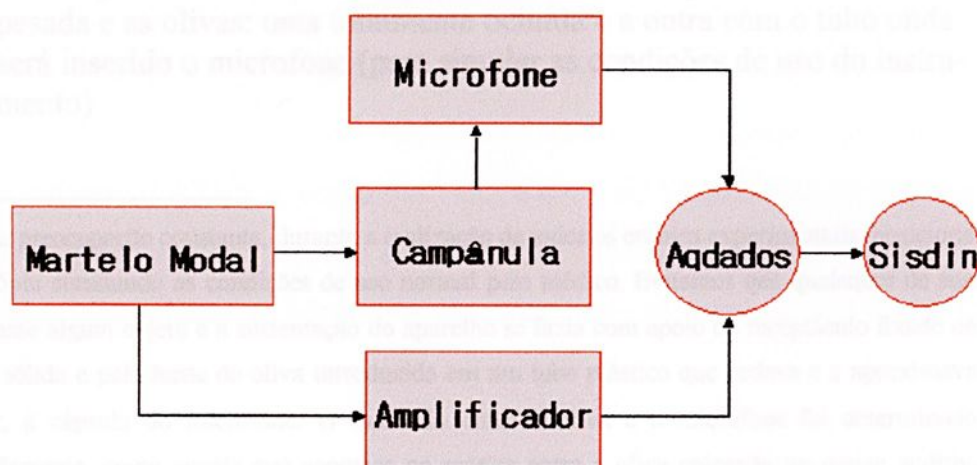


Figura 3.3 – Esquema dos ensaios experimentais com o martelo modal

Fixamos o estetoscópio nacional, marca BIC, colando seu receptor em uma base pesada (base sólida – para não interferir no resultado do ensaio) e para manter a repetição dos ensaios, deixamos todo o restante do conjunto suspenso, de modo a que permanecesse na horizontal, com uma oliva ocluída e a outra logo à frente, muito próxima, mas sem contato, do microfone de pesquisa, capacitivo, marca RFT (com calibração linear entre 0 Hz e 2000 Hz), inserido em um tubo plástico, para simular as condições de uso do instrumento (Figura 3.4).*

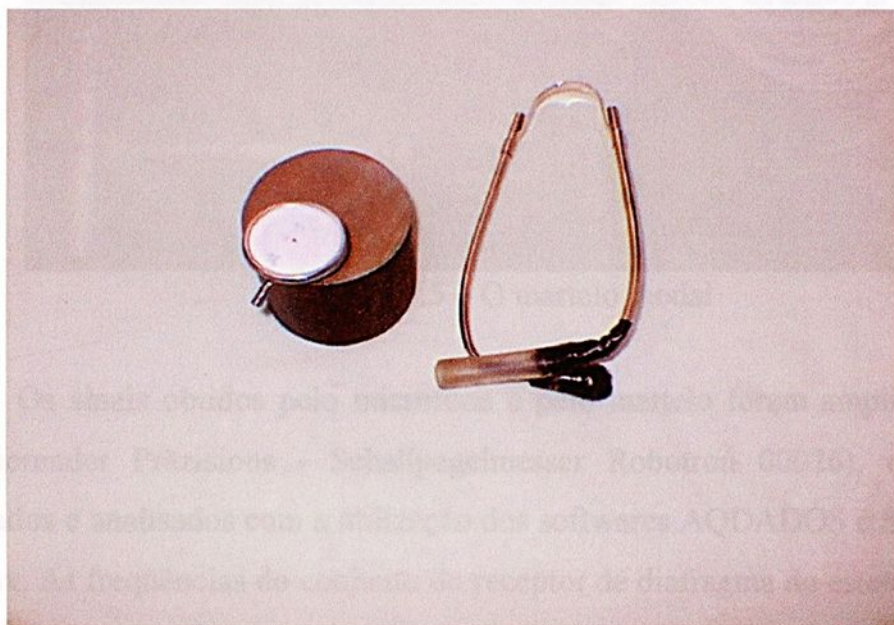


Figura 3.4 – Figura mostrando o receptáculo do estetoscópio fixado em base pesada e as olivas: uma totalmente ocluída e a outra com o tubo onde será inserido o microfone (para simular as condições de uso do instrumento)

* Foi nossa preocupação constante, durante a realização de todos os ensaios experimentais, posicionar o estetoscópio simulando as condições de uso normal pelo médico. Evitamos que quaisquer de suas partes tocasse algum objeto e a sustentação do aparelho se fazia com apoio do receptáculo fixado em uma base sólida e pela haste da oliva introduzida em um tubo plástico que vedava e a aproximava, sem tocar, a cápsula do microfone. O intervalo entre a oliva e o microfone foi determinado, aproximadamente, como aquele que acontece na prática entre a oliva colocada no meato auditivo externo do usuário do estetoscópio e sua membrana timpânica.

Para o impacto na membrana utilizou-se martelo modal Endevco Multi-Range Impulse Hammer Model 30927, montado com ponta de alumínio conforme a Figura 3.5.

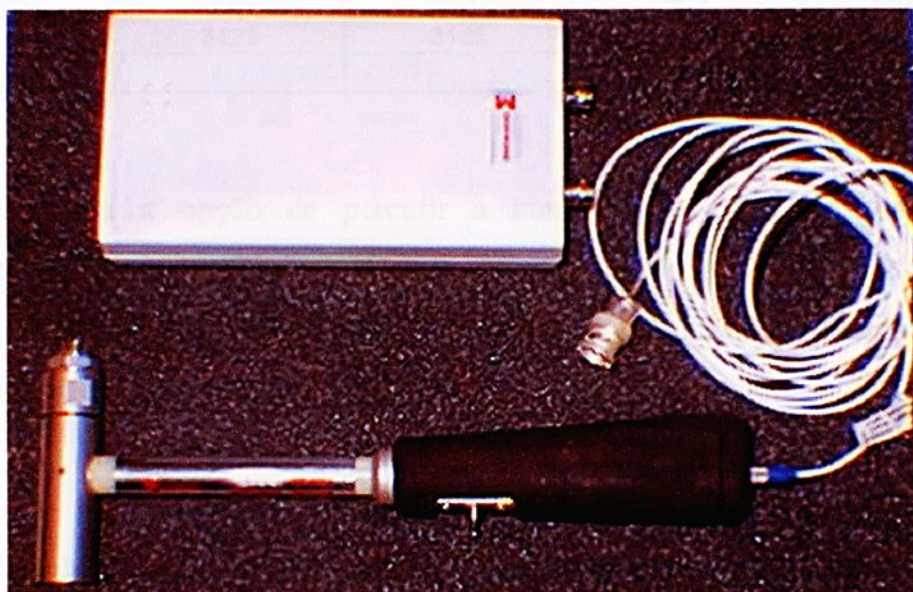


Figura 3.5 – O martelo modal

Os sinais obtidos pelo microfone e pelo martelo foram amplificados (Integrierender Präzisions - Schallpegelmesser Robotron 00026), e então registrados e analisados com a utilização dos softwares AQDADOS e SISDIN, da Linx. As frequências do conjunto do receptor de diafragma do estetoscópio colhidas pelo microfone, resultantes da percussão do martelo, com ponta de alumínio, com a preocupação de atingir os pontos da membrana de máxima amplitude e a faixa de frequências de interesse, estão expostas na Tabela 3.1.

Os pontos de impacto na membrana foram anteriormente determinados no programa ANSYS e, tendo em vista a faixa de frequências de interesse da análise, selecionou-se a ponta de prova em alumínio para uso no martelo modal, pois esta melhor se adequava às características do elemento baquelita que estava sendo ensaiado.

Tabela 3.1 – Tabela das frequências em Hertz do receptor do estetoscópio isolado, colhidas pelo microfone

Ponto da 1a. Freq.	Ponto da 2a. Freq.	Ponto da 3a. Freq.	Ponto da 4a. Freq.	Ponto da 5a.Freq.
507,81	39,0625	39,0625	39,0625	39,0625
1562,5	644,5	664,063	234,375	526,5
3125	1562,5	1562,5	605	1562,5
	3125	3125	1562,5	3125
			3125	

Fizemos a opção de percutir a membrana, com o estetoscópio totalmente montado, nos pontos de máxima amplitude em deslocamento dos modos correspondentes às 1^a, 4^a e 5^a frequências. As frequências obtidas neste ensaio estão representadas na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Frequências em Hertz, obtidas com o estetoscópio totalmente montado, colhidas pelo microfone

Ponto da 1ª freq.	Ponto da 4ª freq.	Ponto da 5ª freq.
273,438	195,31	234,375
390,625	273,438	390,625
546,875	390,625	585,938
703,125	507,813	703,125
859,375	585,938	820,313
1171,880	703,125	976,56
1406,250	820,313	1054,69
2382,810	976,563	1171,880
3125	1171,88	1289,060
3789,060	1445,310	1406,25
	1718,750	1562,500
	2382,81	1679,69
	2851,56	1835,940
	3125	2656,25
		3007,81
		3789,06

Os sinais no domínio do tempo e no domínio da frequência, obtidos com a percussão da membrana com o martelo modal estão representados nas Figuras 3.6 e 3.7.

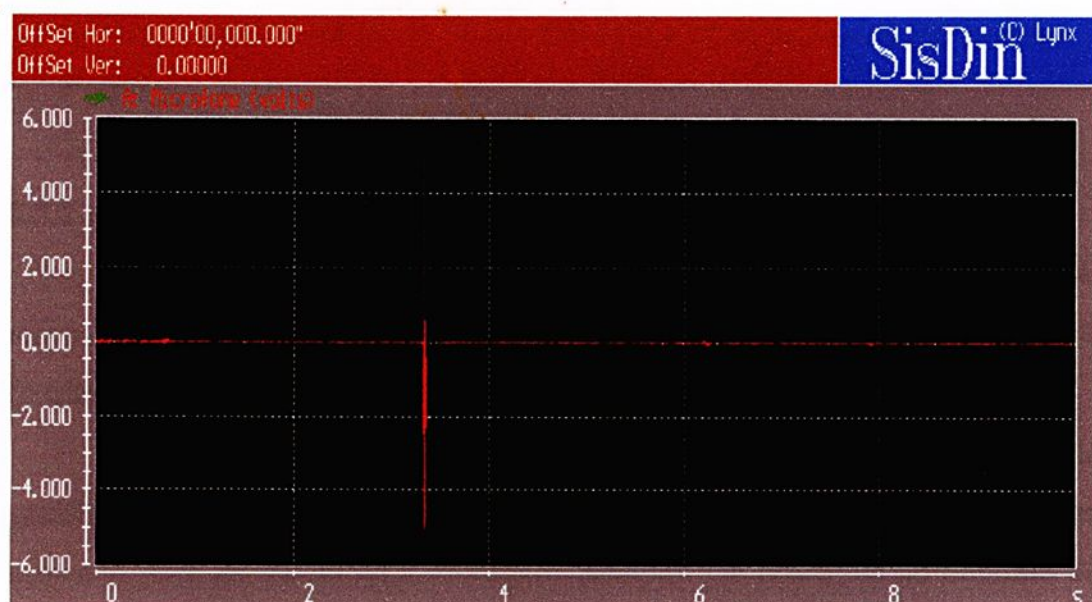


Figura 3.6 – Sinal temporal da percussão da membrana com o martelo modal no ponto da 1ª frequência

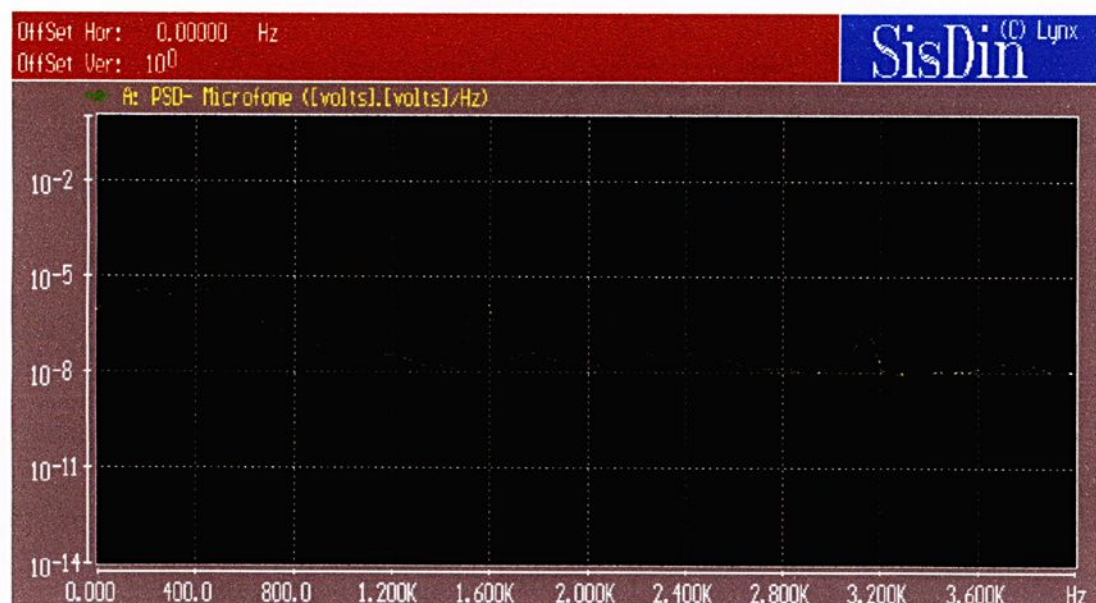


Figura 3.7 – Espectro de frequências do sinal temporal

3.3 LEVANTAMENTO DA CURVA DE CALIBRAÇÃO DOS ESTETOS-CÓPIOS

3.3.1 Respostas dos instrumentos com filtro linear

O próximo passo no estudo dos instrumentos foi caracterizar as suas respostas quando a sua membrana era excitada por um sinal harmônico de frequência conhecida.

Para a obtenção de cada sinal individual de frequência produzido pelo gerador, produziu-se um sinal senoidal em frequência específica que era utilizado para excitação do alto-falante. Sempre que o gráfico no domínio do tempo visto na tela do computador mostrava sinais de contaminação por ruídos indesejáveis, o processo de registro do sinal era repetido.

Para conseguir as respostas dos estetoscópios com filtro linear, utilizamos a montagem dos instrumentos, como esquematizado na Figura 3.8.

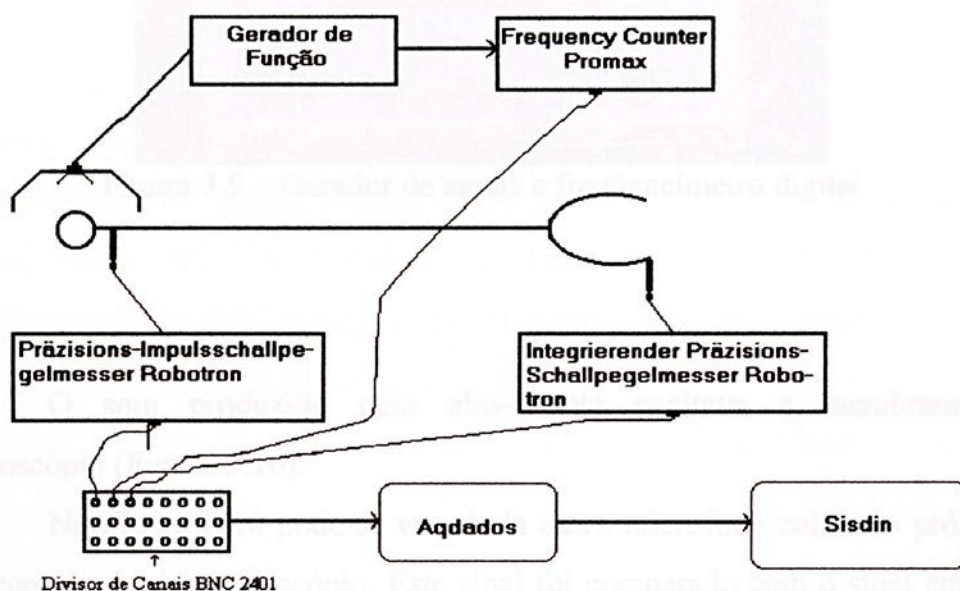


Figura 3.8 – Esquema da montagem dos aparelhos para estudo do estetoscópio com filtro linear

O gerador de sinais, marca LABO GF-03, produzia um sinal senoidal na frequência desejada. Para controle da frequência de interesse, utilizou-se um freqüencímetro digital Frequency Counter FD-252 PROMAX, de leitura mais precisa. O sinal gerado era então enviado para um alto-falante experimental tipo "mid-range" (Figura 3.9).



Figura 3.9 – Gerador de sinais e freqüencímetro digital

O som produzido pelo alto-falante excitava a membrana do estetoscópio (Figura 3.10).

Na Figura 3.10 pode-se ver ainda outro microfone colocado próximo ao receptáculo do estetoscópio. Este sinal foi comparado com o sinal emitido pelo gerador e deste modo nos certificamos que o alto-falante não estava introduzindo distorções no sinal de excitação da membrana.

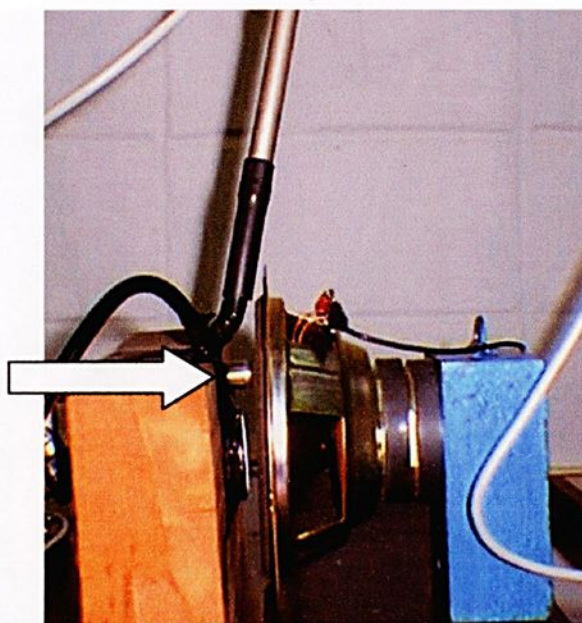


Figura 3.10 – Montagem do alto-falante excitando a membrana do estetoscópio. A seta mostra o outro microfone de controle do alto-falante

Além da membrana e logo atrás do receptáculo de diafragma estava colocado um primeiro microfone RFT Mikrofontchnik Gefell montado com uma cápsula, com curva de calibração e resposta linear precisa entre 0 e 2000Hz. O sinal seguia, então, para um decibelímetro, modelo e marca: Präzisionsimpulsschallpegelmesser Robotron 00024, dele para o Divisor de Canais BNC 2401 e deste até o microcomputador portador de placa de transformação de sinal analógico-digital e programas de aquisição e análise de dados, AQDADOS e SISDIN, da Linx.

O segundo microfone, similar ao primeiro, estava colocado numa das olivas do estetoscópio. O som captado pelo segundo microfone seguia para outro decibelímetro Integrierender Präzisionsschallpegelmesser Robotron 00026, daí para o divisor de canais e para o microcomputador (Figuras 3.11 e 3.12).



Figura 3.11- Os microfones no estetoscópio

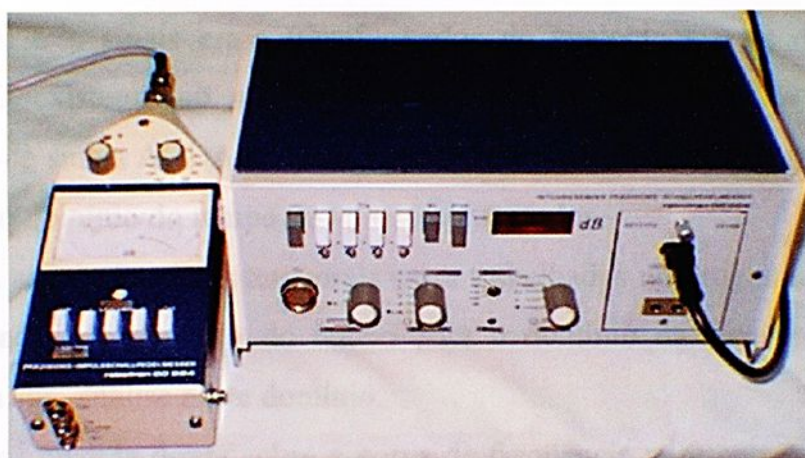


Figura 3.12 – Os decibelímetros Robotron

O sinal do freqüencímetro digital seguia também diretamente para o divisor de sinais e para o microcomputador.

Para a obtenção de cada curva, foram analisadas 140 freqüências, variando de 20 Hz a 1205 Hz, procurando-se aumentar o número delas nas regiões onde o teste numérico e o teste experimental, com o martelo modal, mostraram picos de ressonância.

Os gráficos mostrados nas Figuras 3.13, 3.14 e 3.15, foram obtidos utilizando-se o procedimento que segue.

A frequência escolhida para a excitação do alto-falante era sintonizada pelo gerador de sinais analógico e seu valor lido no visor do freqüencímetro digital. O sinal era enviado diretamente ao divisor de canais e daí para o microcomputador (denominamos este sinal de *sinal do gerador*).

Ao mesmo tempo, ele também se dirigia ao alto-falante e o som gerado por ele excitava a membrana do estetoscópio e em seguida era coletado por dois microfones. O primeiro microfone estava colocado logo após o receptor de diafragma e o segundo na oliva do estetoscópio.

Dos microfones os sinais seguiam para os decibelímetros, filtrados e por sua vez encaminhados para o divisor de canais de onde se dirigiam ao microcomputador (esses sinais foram por nós denominados *freqüência da membrana e freqüência da oliva*).

Os três sinais eram transformados de analógicos para digitais por placa A/D existente no microcomputador e armazenados no programa de aquisição de sinais AQDADOS. Através dele era possível visualizar o gráfico do sinal no domínio do tempo na tela do computador.

A seguir, os sinais temporais eram trabalhados no programa SISDIN e transformados do domínio do tempo para o domínio da frequência, o que permitia a sua análise neste domínio.

Por medida direta sobre a curva de frequência apresentada na tela do computador, obtínhamos o real valor da frequência de entrada, isto é, se a frequência de entrada colocada no gerador de sinais e lida no freqüencímetro digital tinha valor de 540 Hz., quando a frequência de saída era lida nos gráficos no domínio da frequência tanto do gerador como nos gráficos no domínio da frequência do microfone próximo à membrana e da oliva, mostrava um valor de aquisição de 541,721 Hz, isto porque a placa de transformação A/D trabalha com amostragem, cuja média resulta neste valor.

No momento em que se media o valor da frequência no programa SISDIN, ele já apresentava, ao mesmo tempo, o valor das amplitudes próprias de cada um dos três sinais acima citados. Por exemplo, o sinal de entrada produzido pelo gerador com valor de 541,721 Hz, apresentava um valor de amplitude de 5,107 mV. O sinal de saída pelo microfone próximo à membrana com valor de 541,721 Hz, mostrou uma amplitude de 7,487 mV e do microfone na oliva, também com 541,721 Hz, teve uma amplitude que valia 3,157 mV.

Esse mesmo processo foi repetido na faixa de frequências entre 20 Hz e 1205 Hz (incluindo a frequência acima referida de 540 Hz, a primeira frequência natural da membrana de baquelita encontrada na análise pelo ANSYS), até que tivéssemos todos os valores de entrada em Hertz (gerador) e suas amplitudes e todos os valores, em Hertz, de saída pelos microfones (membrana e oliva), com suas respectivas amplitudes, de todos os 140 sinais ensaiados.

Para conseguir os valores em dB, dividimos os valores das amplitudes e multiplicamos o logaritmo do valor encontrado nesta divisão por 20. Para aquele valor de entrada de 541,721 Hz, dividindo-se 7,487 por 5,107 obtivemos 1,466, cujo logaritmo é 0,166. Este número multiplicado por 20 resulta em 3,323, que é um ponto plotado entre 500 Hz e 600 Hz no gráfico da Figura 3.13 (seta).

Em resumo:

$$\text{dB} = 20 \log \left(\frac{A_i}{A_g} \right); \quad i = 1, 2$$

onde A_1 = amplitude do microfone próximo da membrana,

A_2 = amplitude do microfone da oliva e,

A_g = amplitude do sinal do gerador.

Procedendo este cálculo para os 140 valores de frequência ensaiados, construímos os gráficos que se seguem. Eles representam o valor do logaritmo

do módulo da função de transferência senoidal, construídos em função da frequência numa escala logarítmica. A representação padrão do módulo logarítmico de $G(j\omega)$ é $20 \log |G(j\omega)|$, onde a base do logaritmo é 10. A unidade usada nesta representação do módulo é o decibel, usualmente abreviado dB. Na representação logarítmica, as curvas são desenhadas usando-se a escala log para a frequência e a escala linear para o módulo, em Db. A faixa de frequências empregada determinou o número de décadas logarítmicas exigidas na abscissa (OGATA, 2000, p.387).

Os gráficos das Figuras 3.13, 3.14 e 3.15 mostram a resposta do estetoscópio aos sinais senoidais de frequências de excitação de entrada e a comparação entre os dois microfones: observem a grande perda de intensidade sonora que ocorre no microfone da oliva.

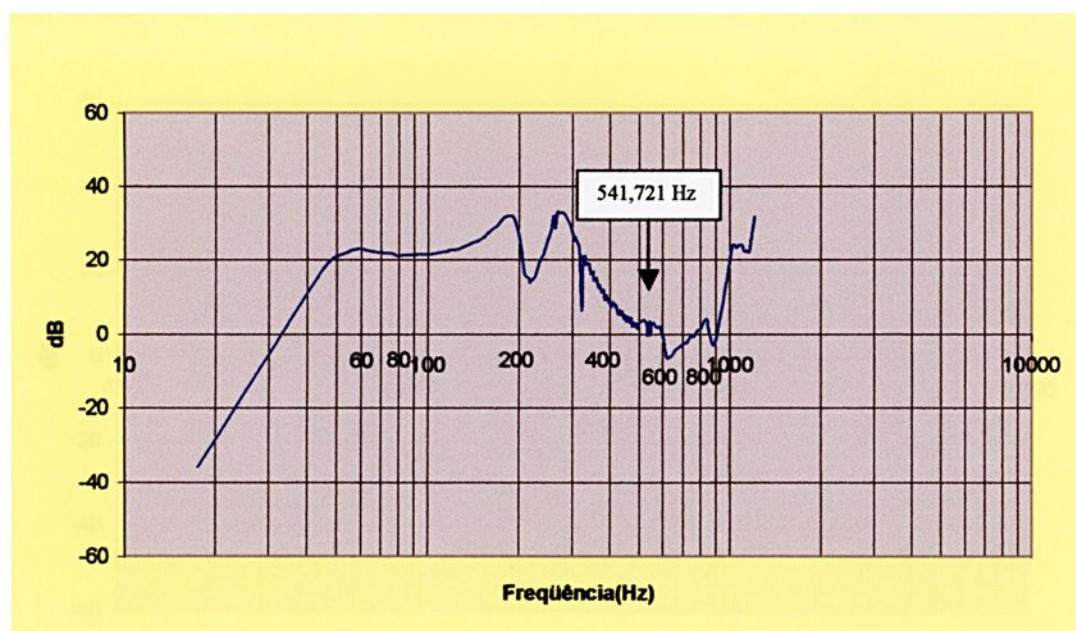


Figura 3.13 - Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone próximo à membrana x gerador

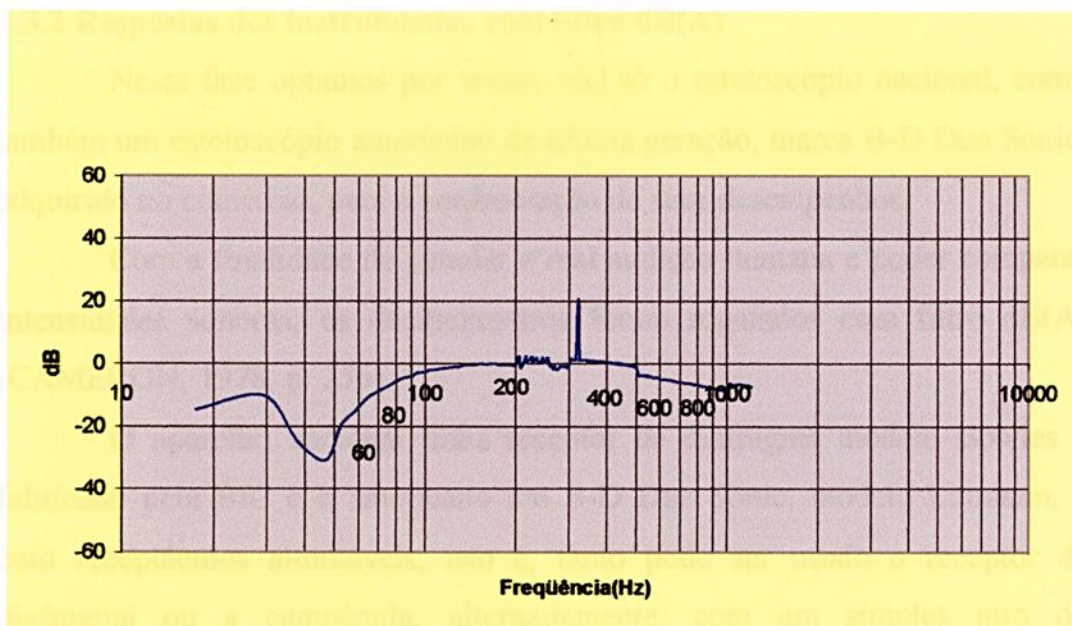


Figura 3.14 – Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone na oliva x gerador

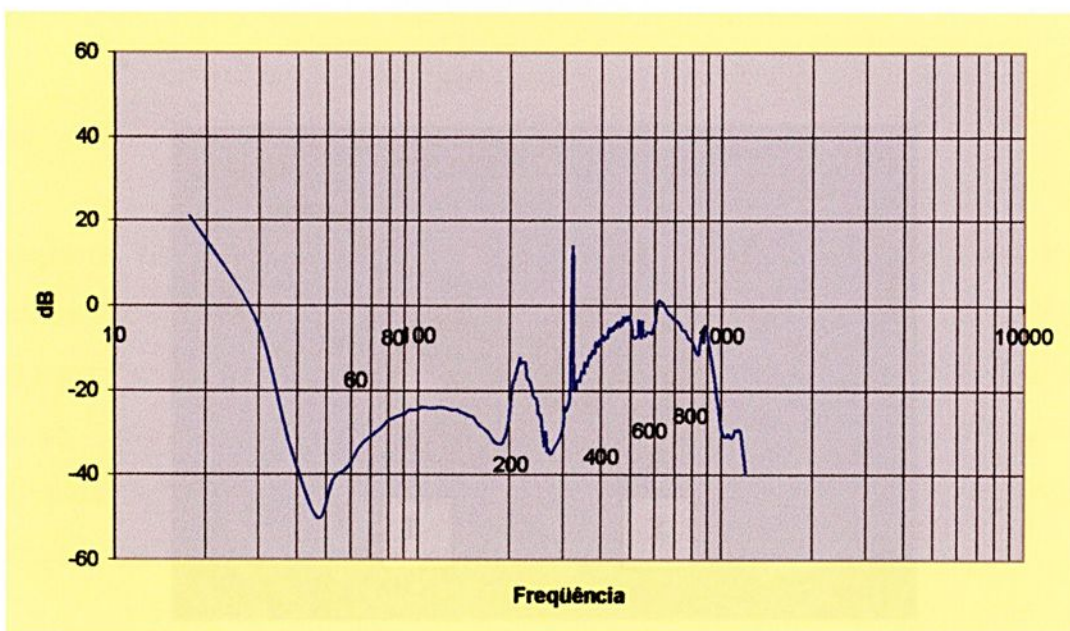


Figura 3.15 – Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB: estetoscópio completo – microfone na oliva x microfone próximo à membrana

3.3.2 Respostas dos instrumentos com filtro dB(A)

Nesta fase optamos por testar, não só o estetoscópio nacional, como também um estetoscópio americano de última geração, marca B-D Duo Sonic, adquirido no comércio, para a confrontação de seus desempenhos.

Com a finalidade de simular a real audição humana e poder comparar intensidades sonoras, os decibelímetros foram regulados com filtro dB(A) (CAMERON, 1978, p. 256).

O aparelho nacional tinha receptor de diafragma modelo Bowles e fabricado pela BIC e o americano um B-D Duo Sonic, modelo Littmann, e com receptáculos alternáveis, isto é, tanto pode ser usado o receptor de diafragma ou a campânula, alternadamente, com um simples giro do receptáculo.

O receptáculo do estetoscópio nacional era diferente do americano, quer em diâmetro como em profundidade. As membranas também tinham espessura e diâmetros diferentes (Figuras 3.16 e 3.17). Esses fatos influenciaram muito, como veremos, na comparação final entre eles.

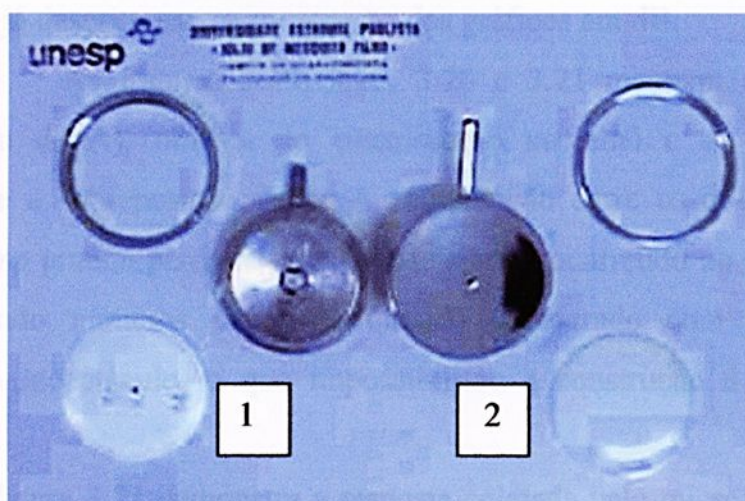


Figura 3.16 – 1: Receptáculo, membrana e anel de fixação da membrana do estetoscópio nacional; 2: receptáculo, membrana e anel de fixação do estetoscópio americano



Figura 3.17 – Geometria interna dos receptáculos: nacional e americano

Nestes testes laboratoriais e para a obtenção de cada curva, foram analisadas, uma a uma, 140 frequências, variando de 20 Hz a 1205 Hz, procurando-se aumentar o número delas nas regiões onde o teste numérico, o teste experimental com o martelo modal e os testes dos instrumentos com filtro linear mostraram uma maior probabilidade de ocorrer.

O procedimento empregado para a construção dos gráficos em dB(A) foi igual ao já descrito para a construção dos gráficos em dB.

As Figuras 3.18, 3.19, 3.20 e 3.21 mostram as curvas de resposta em dB(A), obtidas do estetoscópio nacional e do estetoscópio americano e a sobreposição delas. A comparação entre os dois microfones mostrou uma grande perda de intensidade sonora ocorrendo no microfone da oliva, gerando números negativos quando comparado com o microfone próximo ao receptáculo, o que impossibilitou a construção de um gráfico logarítmico.

A Figura 3.21 demonstra a resposta coletada pelo microfone próximo à membrana, o estetoscópio americano amplificando as frequências entre 20 e 30 Hz; entre 30 e 50 Hz o estetoscópio nacional tem melhor desempenho e acima de 100 Hz os dois praticamente se equivalem.

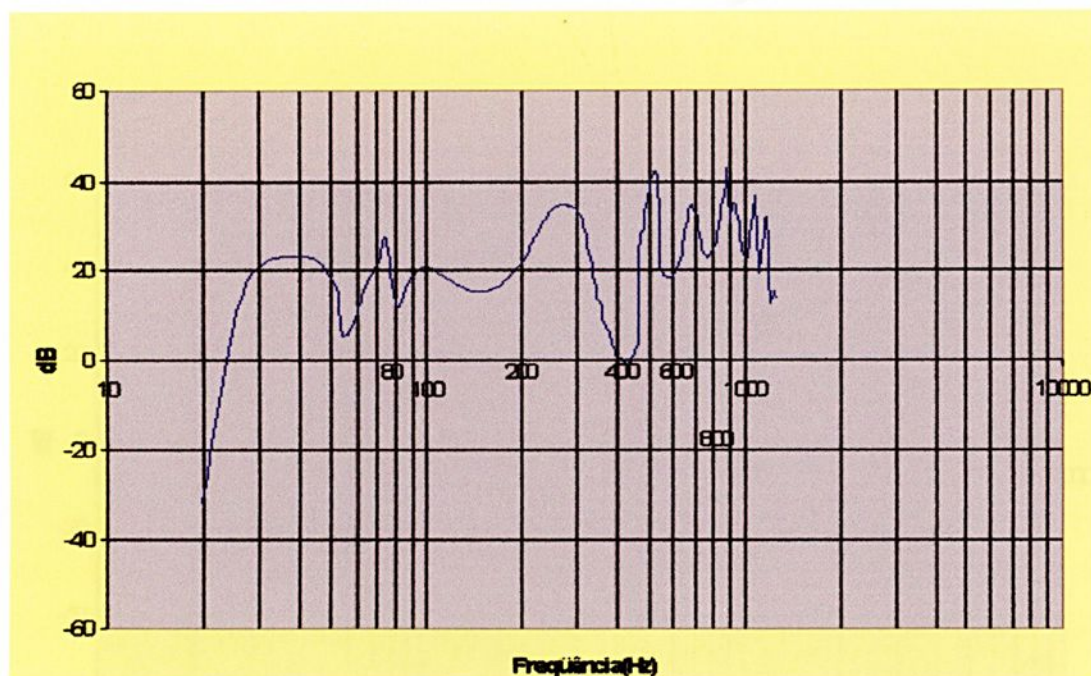


Figura 3.18 – Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB(A): estetoscópio nacional completo – microfone na oliva x gerador

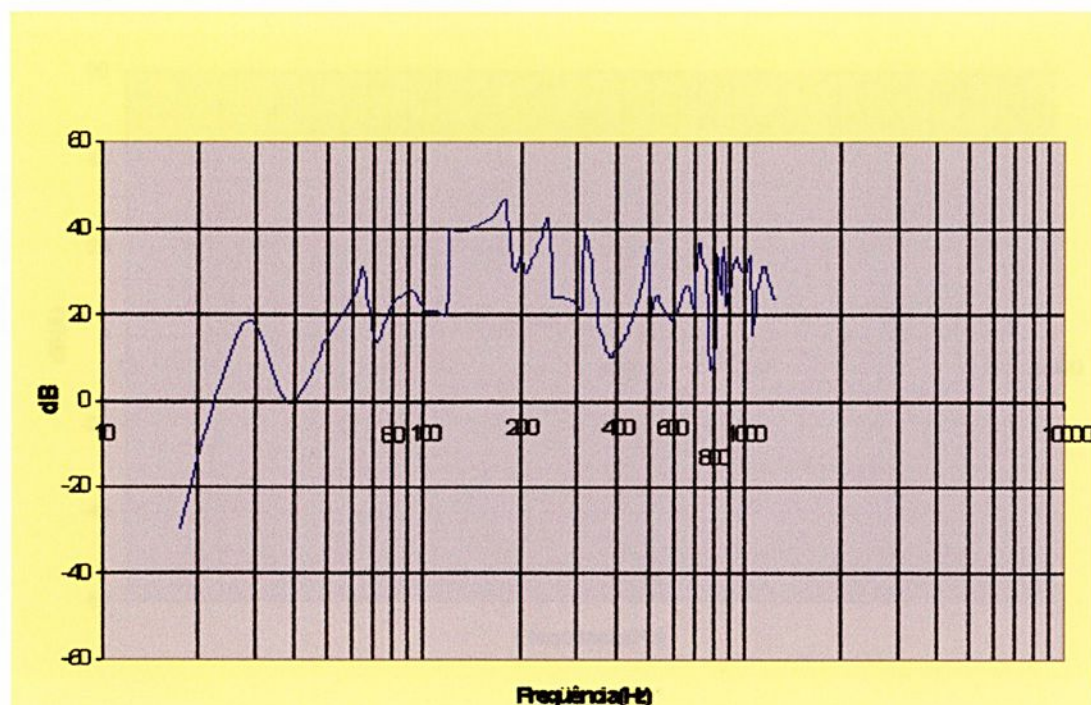


Figura 3.19 – Curva da resposta em frequência da razão de amplitudes saída / entrada em dB(A): estetoscópio americano completo – microfone na oliva x gerador

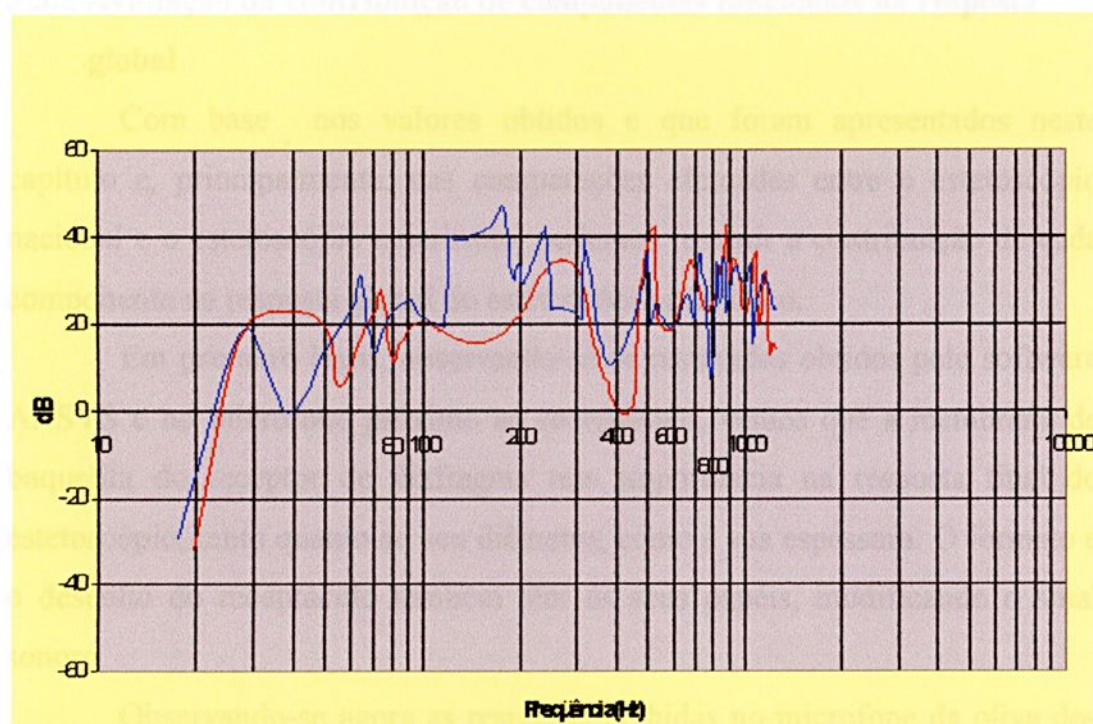


Figura 3.20 – Comparação das curvas da resposta em frequência em dB(A):
estetoscópio americano completo e estetoscópio nacional completo microfone
na oliva x gerador

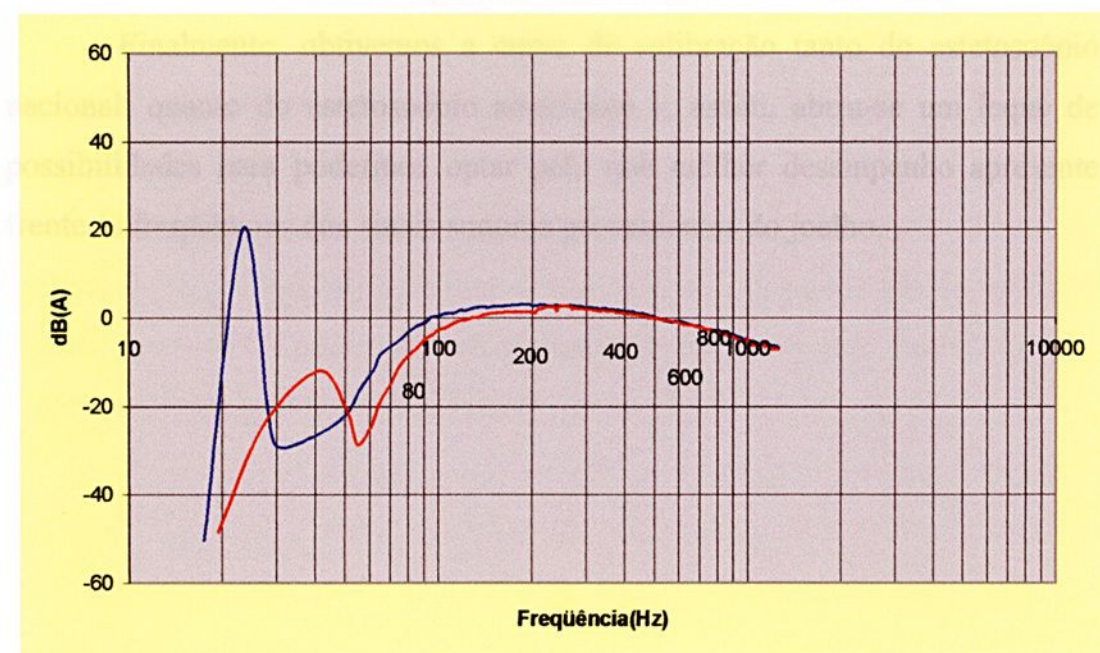


Figura 3.21 – Comparação das curvas da resposta em frequência em dB(A):
estetoscópio americano completo e estetoscópio nacional completo
microfone próximo ao receptáculo x gerador

3.3.3 Avaliação da contribuição de componentes funcionais na resposta global

Com base nos valores obtidos e que foram apresentados neste capítulo e, principalmente, nas comparações efetuadas entre o estetoscópio nacional e o estetoscópio americano, podemos resumir a contribuição de cada componente na resposta global do estetoscópio mecânico.

Em primeiro lugar, observando-se os resultados obtidos pelo software ANSYS e no microfone próximo ao receptáculo, vemos que a membrana de baquelita do receptor de diafragma tem importância na resposta final do estetoscópio, tanto quanto ao seu diâmetro, como à sua espessura. O formato e o desenho do receptáculo também têm os seus papéis, modificando o sinal sonoro.

Observando-se agora as respostas colhidas no microfone da oliva dos estetoscópios, verificamos uma grande perda da intensidade dos sinais sonoros, após atravessar os tubos integrantes dos aparelhos, fato que restringe o seu uso de acordo com a frequência ou as frequências de interesse.

Finalmente, obtivemos a curva de calibração tanto do estetoscópio nacional, quanto do estetoscópio americano e, assim, abriu-se um leque de possibilidades para podermos optar pelo que melhor desempenho apresente frente às frequências dos sinais sonoros provenientes do joelho.

CAPÍTULO 4 - COMPARAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS TEÓRICOS E EXPERIMENTAIS

4.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo apresentaremos gráficos ilustrativos dos dados encontrados nos estudos matemáticos e a comparação dos dados teóricos com os obtidos em laboratório.

A análise estatística também é apresentada e discutida.

4.2 GRÁFICOS COMPARATIVOS DAS FREQUÊNCIAS

Comparando-se a curva de frequências obtida com a membrana de 0,034m, pelo método de elementos finitos, com a curva das frequências obtidas no ensaio experimental do estetoscópio nacional, com percussão com o martelo modal, temos o gráfico mostrado na Figura 4.1.

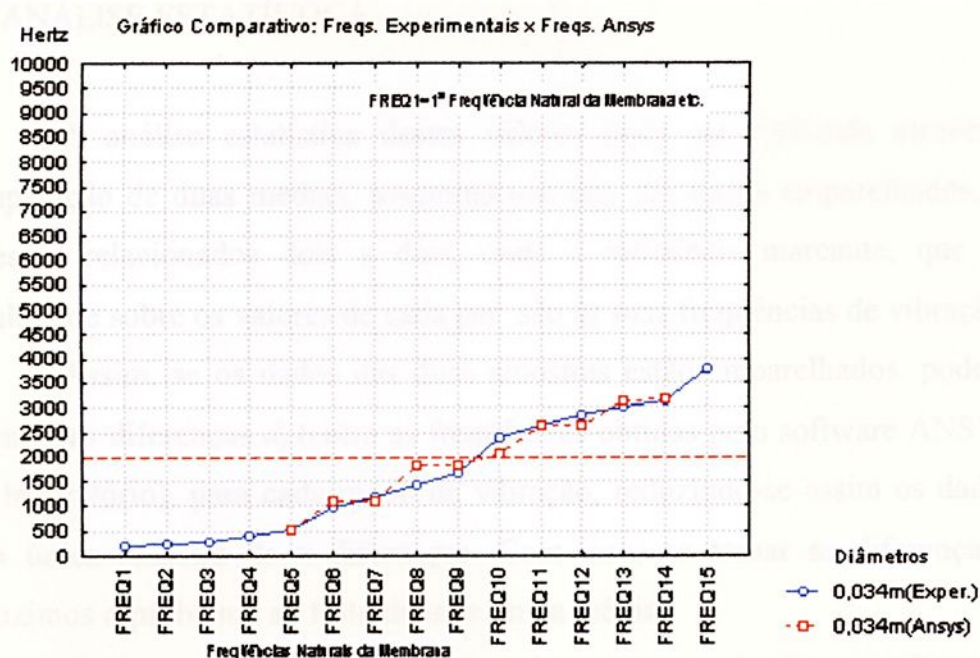


Figura 4.1 – Comparação das frequências obtidas no ensaio da membrana do estetoscópio nacional x frequências da análise numérica

Comparamos somente as frequências experimentais cujos valores são os próximos aos obtidos na análise numérica com o ANSYS, porque, na realidade, são as que representam as verdadeiras frequências naturais da membrana de baquelita.

Os demais valores de frequências encontrados no experimento em laboratório são contaminação do sinal, por interferências externas não controláveis e não representam os valores característicos da membrana de baquelita e, assim, sem nenhum interesse prático.

Além disso, tivemos dificuldade na obtenção de uma banda de tamanho maior de amostragem, uma vez que os microfones se comportavam linearmente na faixa de frequência entre 0 Hz e 2000 Hz, portanto, valores acima desta frequência não eram confiáveis.

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística destes valores pode ser realizada através da comparação de duas médias, assumindo-se que são dados emparelhados, isto é, estão relacionados dois a dois, onde a influência marcante, que atua igualmente sobre os valores de cada par são as suas frequências de vibração.

Assim, se os dados das duas amostras estão emparelhados, podemos calcular as diferenças d_i (entre as frequências obtidas pelo software ANSYS e em laboratório), para cada modo de vibração, reduzindo-se assim os dados a uma única amostra de n diferenças. Com isso, ao tomar as diferenças d_i , reduzimos o problema ao teste de uma única média.

Então, podemos aplicar a fórmula para testar hipóteses referentes à média de uma população cujo desvio-padrão nos é desconhecido, realizando o teste com a comparação do t de Student, com o valor crítico obtido em função de α com $n-1$ graus de liberdade (COSTA NETO, 1977, p.109).

Tabela 4.1 - Frequências obtidas no software ANSYS e seus pares resultantes do ensaio com o martelo modal

	Frequências obtidas no ANSYS – até 2000Hz (x_i)	Frequências Experimentais – até 2000Hz (y_i)
1	540,48	546,875
2	1116,7	976,56
3	1118,9	1171,88
4	1821,1	1406,25
5	1823	1679,69

Hipóteses: $H_0; \mu_d=0$ e $H_1; \mu_d \neq 0$

$\bar{d}$ = média da amostra de diferenças;

S_d = desvio-padrão da amostra das diferenças e

n = tamanho da amostra das diferenças.

x_i = freqüências obtidas no ANSYS (Hz)

y_i = freqüências obtidas experimentalmente (Hz)

Tabela 4.2 – Cálculo dos valores d_i e d_i^2

x_i	y_i	d_i	d_i^2
540,48	546,875	-6,395	40,896
1116,7	976,56	140,14	19639,22
1118,9	1171,88	-52,98	2806,88
1821,1	1406,25	414,85	172100,5
1823	1679,69	143,31	20537,76
	SOMA:	638,925	215125,3

Então,

$$\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n d_i}{n} = \frac{638,925}{5} = 127,785$$

$$S_d^2 = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n d_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{215125,3 - \frac{638,925^2}{5}}{4} = \frac{215125,3 - 81645,03}{4} = \frac{133480,27}{4} = 33370,07$$

$$S_d = \sqrt{33370,07} = 182,67$$

De posse desses valores podemos obter o t de Student experimental:

$$t_{n-1} = t_4 = \frac{\bar{d} - 0}{\frac{S_d}{\sqrt{n}}} = \frac{127,785}{\frac{182,67}{\sqrt{5}}} = \frac{127,785}{81,7} = 1,564$$

Como 1,564 é menor que $t_{4;0,5\%} = 4,604$, aceitamos H_0 ao nível de 1% de significância, ou seja, com os dados disponíveis não há evidência estatística de diferença entre os resultados obtidos pelo ANSYS e em laboratório.

O mesmo teste de hipótese pode ser utilizado na comparação das frequências obtidas numericamente no programa ANSYS, para a membrana do estetoscópio nacional e a membrana do estetoscópio americano (Figura 4.2).

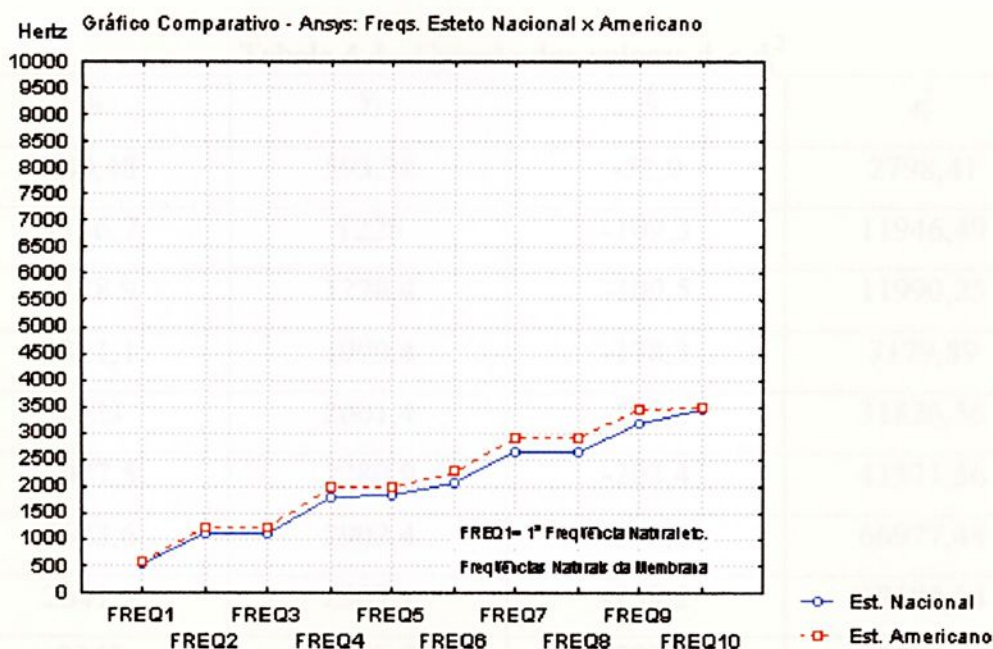


Figura 4.2 – Comparação das frequências obtidas no programa ANSYS para as membranas do estetoscópio nacional e do estetoscópio americano

Tabela 4.3 – Frequências obtidas no programa ANSYS para o estetoscópio nacional e seus pares do estetoscópio americano

	Frequências (Hz) obtidas no ANSYS para o estetoscópio nacional (x_i)	Frequências (Hz) obtidas no ANSYS para o estetoscópio americano (y_i)
1	540,48	593,38
2	1116,7	1226
3	1118,9	1228
4	1821,1	1999,4
5	1823	2001,4
6	2077,5	2280,9
7	2643,6	2902,4
8	2647,9	2907,1
9	3149	3457,7
10	3464,1	3473,9

Tabela 4.4 - Cálculo dos valores d_i e d_i^2

x_i	y_i	d_i	d_i^2
540,48	593,38	-52,9	2798,41
1116,7	1226	-109,3	11946,49
1118,9	1228,4	-109,5	11990,25
1821,1	1999,4	-178,3	3179,89
1823	2001,4	-178,4	31826,56
2077,5	2280,9	-203,4	41371,56
2643,6	2902,4	-258,8	66977,44
2647,9	2907,1	-259,2	67184,64
3149	3457,7	-308,7	95295,69
3164,1	3473,9	-309,8	95976,04
	SOMA:	-1968,3	457158

Então,

$$\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n d_i}{n} = \frac{-1968,3}{10} = -196,83$$

$$S_d^2 = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n d_i)^2}{n}}{n-1} = \frac{457158 - \frac{(-1968,3)^2}{10}}{9} = \frac{457158 - 387420,489}{9} =$$

$$= \frac{69737,511}{9} = 7748,61$$

$$S_d = \sqrt{7748,61} = 88,0262$$

De posse desses valores podemos obter o t de Student experimental:

$$t_{n-1} = t_9 = \frac{\bar{d} - 0}{\frac{S_d}{\sqrt{n}}} = \frac{-196,83}{\frac{88,0262}{\sqrt{10}}} = \frac{-196,83}{27,84} = -7,07$$

Como o valor de t de Student experimental é muito maior que $t_{9,0,5\%} = 3,25$, rejeitamos H_0 , ao nível de 1% de significância. Logo, concluímos que **as frequências obtidas no programa ANSYS, para os estetoscópios nacional e americano, são diferentes** e sugerem comportamentos de transmissão sonora diferentes. Em outras palavras, os estetoscópios testados possuem características diferentes.

CAPÍTULO 5 - ENSAIO CLÍNICO

5.1 INTRODUÇÃO

O espectro de potência de articulações dos joelhos saudáveis e doentes obtido durante movimentos é diferente em amplitudes, fato que está diretamente relacionado com o grau de comprometimento da cartilagem articular (CHU; GRADISAR; MOSTARDI, 1978).

Os sons dos joelhos são considerados tanto sinais da normalidade como sinais de anormalidades estruturais dessas articulações.

Vários autores já tentaram uma relação entre os sons encontrados com patologias articulares, principalmente no que se refere à articulação temporomandibular (Gallo et al. 1993). Entretanto, apesar destas tentativas de qualificar e quantificar e usar os sons para o diagnóstico de patologias articulares, muito ainda precisa ser feito nesta área.

Nossa meta, neste estudo, foi obter os sons de repouso e no movimento de flexão e extensão de joelhos normais e com patologias conhecidas, analisar a resposta em frequência dos sinais coletados, realizar estudo estatístico para a caracterização das assinaturas de joelhos saudáveis e compará-las com as assinaturas de joelhos doentes.

5.2 PROCEDIMENTO CLÍNICO

Para o registro dos sons dos joelhos, o voluntário sentava-se, no laboratório, em uma cadeira de escritório alta o suficiente para que realizasse livremente os movimentos dos joelhos. Cuidou-se para minimizar o ruído ambiental e evitou-se falar durante a coleta do ruído, sem contudo conseguir-se silêncio total.

Os sons dos joelhos eram obtidos através do estetoscópio colocado nas interlinhas mediais, gravados por 3 segundos e após alguns movimentos para aquecimento das articulações e treinamento do voluntário. A flexão e a extensão do joelho, realizada em movimentos contínuos, durava 1 segundo cada e era conduzida com o indivíduo acompanhando um relógio mostrado na tela do computador.

Após cada gravação, os sinais obtidos eram examinados visualmente na tela do computador e se notássemos a sua contaminação com ruídos espúrios que os prejudicassem, nova gravação era realizada.

5.3 AMOSTRAGEM DE JOELHOS SAUDÁVEIS

5.3.1 Seleção de adultos jovens saudáveis

Trinta e cinco indivíduos, trinta e três do sexo masculino e dois do sexo feminino, com média de idade de vinte e dois anos, com história clínica de ausência de traumas ou patologias dos joelhos, sem sinais ou sintomas de doença destas articulações, foram selecionados entre os estudantes e professores da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá. Todos aqueles que apresentaram a história clínica negativa para patologias dos joelhos foram, a seguir, submetidos a exame clínico ortopédico cuidadoso. O exame incluiu a observação da linearidade e simetria dos membros, distúrbios articulares internos, como por exemplo, ausência de sinais de derrame articular, ausência de alterações ligamentares, meniscais, ou de cartilagem articular e hipotrofias

musculares; o exame incluía ainda a palpação da interlinha medial, lateral, patela e tendões e, finalmente, a comprovação da simetria de movimentação do joelho direito e joelho esquerdo. Foram incluídos no estudo somente os indivíduos que comprovadamente se apresentassem com joelhos dentro dos limites da normalidade.

5.3.2. Fluxograma para a coleta e análise dos sinais

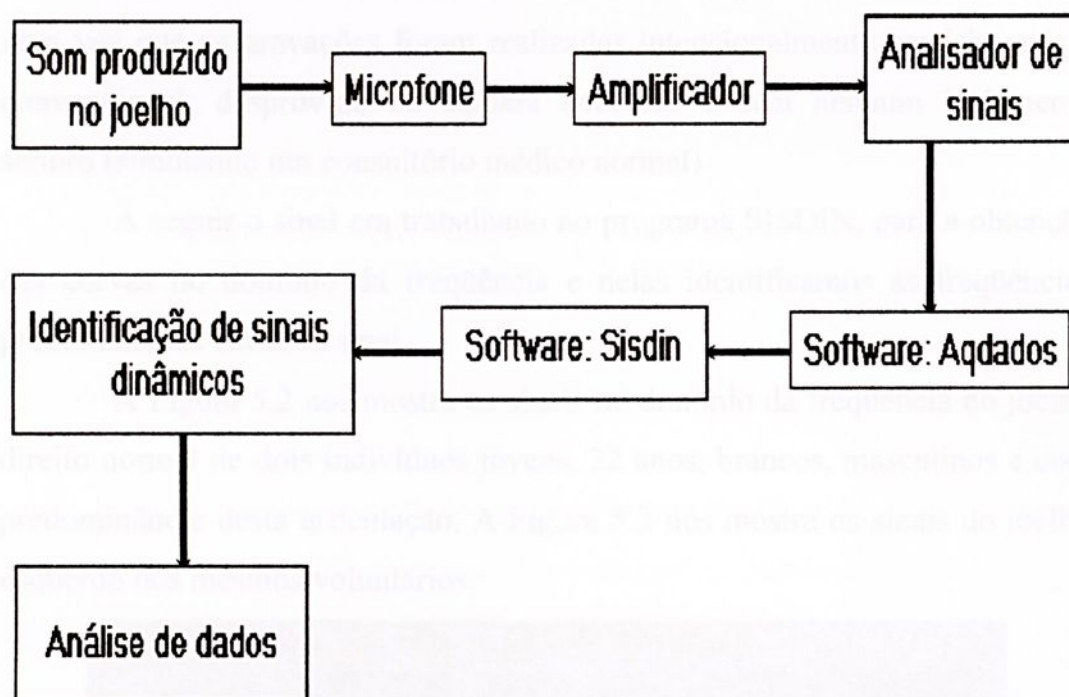


Figura 5.1 – Fluxograma mostrando a sequência iniciada na coleta até a análise dos dados

Os sons produzidos nos joelhos, em repouso e em movimentos de flexo-extensão, eram obtidos com o estetoscópio em posição de simulação do uso rotineiro pelo médico, através de dois microfones idênticos: RFT MIKROFONTECHNIK GEFELL e com cápsulas MK 221 com curvas de calibração e com resposta linear entre 0 Hz e 2000 Hz. Um microfone estava localizado logo após o receptáculo de diafragma e o outro, na oliva, simulando o ouvido do médico. Os sinais sonoros, colhidos num intervalo de tempo de 3

segundos, eram então pré-processados: amplificados e trabalhados com filtro linear e com compensação da escala em dB(A).

Esses sinais foram então armazenados em um computador pessoal provido de placa de conversão analógico-digital, através do software AQDADOS, programa de aquisição de dados que gerencia a captura de sinais analógicos. Por intermédio deste programa os sinais podiam ser vistos na tela do computador, em sua forma gráfica em função do tempo, para verificar se não estavam contaminados com ruídos sem interesse, externos ou de fundo, uma vez que as gravações foram realizadas intencionalmente em laboratório convencional, desprovido de câmara anecóica e sem nenhum isolamento sonoro (simulando um consultório médico normal).

A seguir o sinal era trabalhado no programa SISDIN, para a obtenção das curvas no domínio da frequência e nelas identificamos as frequências predominantes em cada sinal.

A Figura 5.2 nos mostra os sinais no domínio da frequência do joelho direito normal de dois indivíduos jovens, 22 anos, brancos, masculinos e com predominância desta articulação. A Figura 5.3 nos mostra os sinais do joelho esquerdo dos mesmos voluntários.

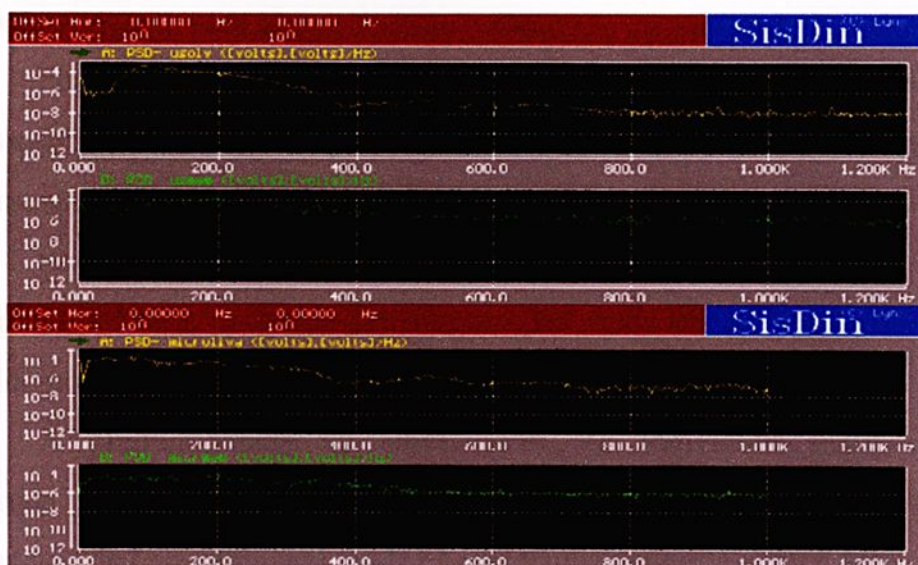


Figura 5.2 – Sinais no domínio da frequência do joelho direito de indivíduos normais: amarelo = microfone da oliva e verde = microfone próximo da membrana

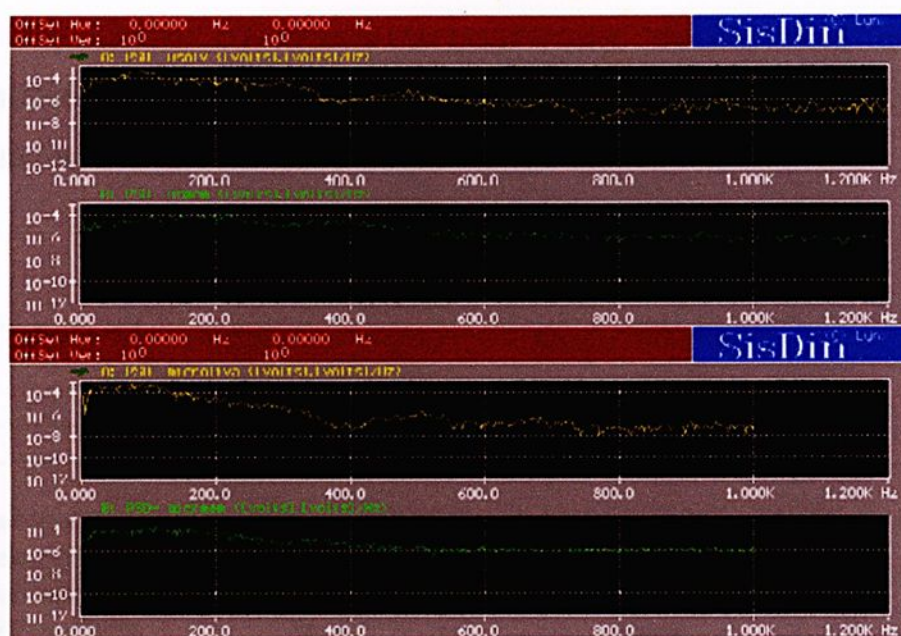


Figura 5.3 – Sinais no domínio da frequência do joelho esquerdo de indivíduos normais: amarelo = microfone da oliva e verde = microfone próximo da membrana

5.4 AMOSTRAGEM DE JOELHOS COM ALTERAÇÕES FUNCIONAIS

Os procedimentos já descritos na amostragem de joelhos normais foram repetidos na amostragem de voluntários portadores de joelhos comprovadamente com alterações funcionais.

Não foi possível a transferência de todo o equipamento utilizado para um consultório médico, assim utilizamos somente os voluntários alunos ou professores do Departamento de Mecânica com lesões ou doenças do joelho.

Se o indivíduo fosse portador de patologia monoarticular, o joelho normal era incluído no grupo das articulações saudáveis e o joelho doente foi incluído no grupo dos joelhos patológicos.

A predominância na amostragem, de indivíduos masculinos, é explicada pelo fato dos indivíduos serem estudantes da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, onde há incidência maior de alunos desse sexo.

A Tabela 5.1 mostra o resumo das características quanto à normalidade ou não do joelho, o sexo, a raça e a predominância articular dos voluntários.

Tabela 5.1 – Características da população de indivíduos voluntários incluídos no estudo

Tabela de dados experimentais									
Número total de voluntários examinados: 41 (82 joelhos)		Voluntários jovens com os joelhos normais: idade média 22 anos							
		Sexo		Raça				Joelhos predominantes	
Com joelhos normais	Com joelhos patológicos	Masc. normais	Fem. normais	Branca	Amarela	Preta	Parda	Direito	Esquerdo
36	5	33	3	29	5	1	1	32	4

5.5 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS ENCONTRADOS

Análise estatística cuidadosa foi realizada para comparação de todas as freqüências obtidas no ensaio em laboratório. Da população de 73 joelhos normais foram obtidos 48 valores de freqüências, em Hertz, medidos nos gráficos com os sinais no domínio da freqüência. A Tabela 5.2 inclui o joelho direito normal do voluntário jovem mas que apresenta lesão meniscal no seu joelho esquerdo.

Tabela 5.2 – Tabela descrevendo o número total de observações válidas, a média, o valor mínimo, o valor máximo, a variância e o desvio-padrão para a observação da população de 73 joelhos normais, com frequências (Hz) obtidas no microfone próximo à membrana e na oliva

	Número válido	Média	Mínimo	Máximo	Variância	Desvio Padrão
FRQ OLV R	37	134,7967	38,0669	488,281	10502,06	102,5283
FRQ MEM R	37	127,4605	37,1094	245,971	2563,189	50,62795
FRQ OLV L	36	130,2469	70,3125	486,085	9011,174	94,92721
FRQ MEM L	36	142,6779	35,1387	374,813	6686,048	81,76825

As Figuras 5.4, 5.5, 5.6 e 5.7 desenvolvidas no software STATISTICS, mostram a probabilidade que as frequências encontradas nos joelhos dos indivíduos portadores de articulações normais, isto é, sem patologias, obedeçam a uma distribuição normal.

A distribuição normal é definida pela função densidade de probabilidade e é de conhecimento que a maior parte dos eventos populacionais em biologia sigam o *Teorema das combinações lineares*. Este teorema afirma que uma variável aleatória obtida pela combinação linear de variáveis aleatórias *normais independentes* tem também distribuição normal. (COSTA NETO 1998, p.237)

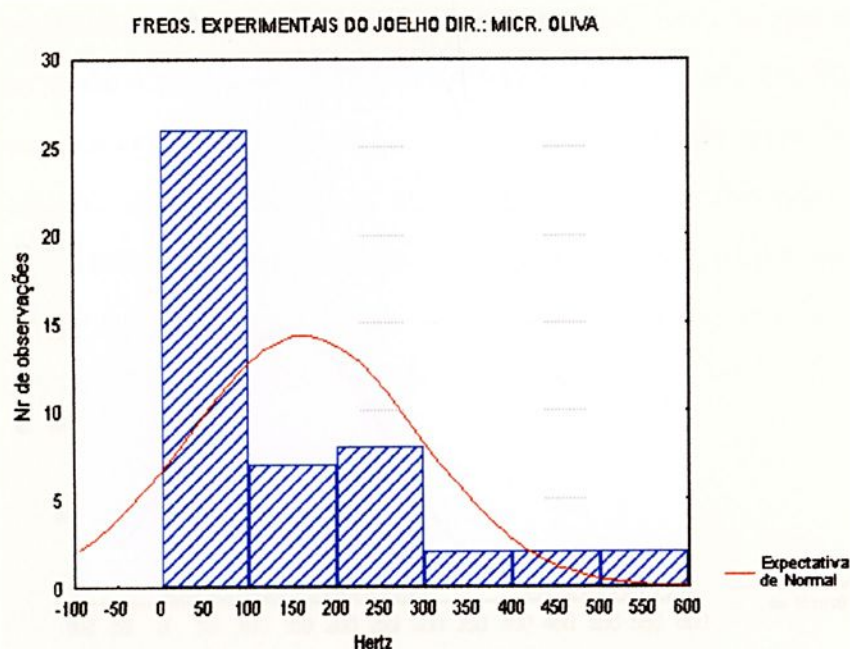


Figura 5.4 – Histograma mostrando que as freqüências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho direito sem anormalidades, no microfone colocado na oliva do estetoscópio, não apresentam tendência a uma distribuição normal

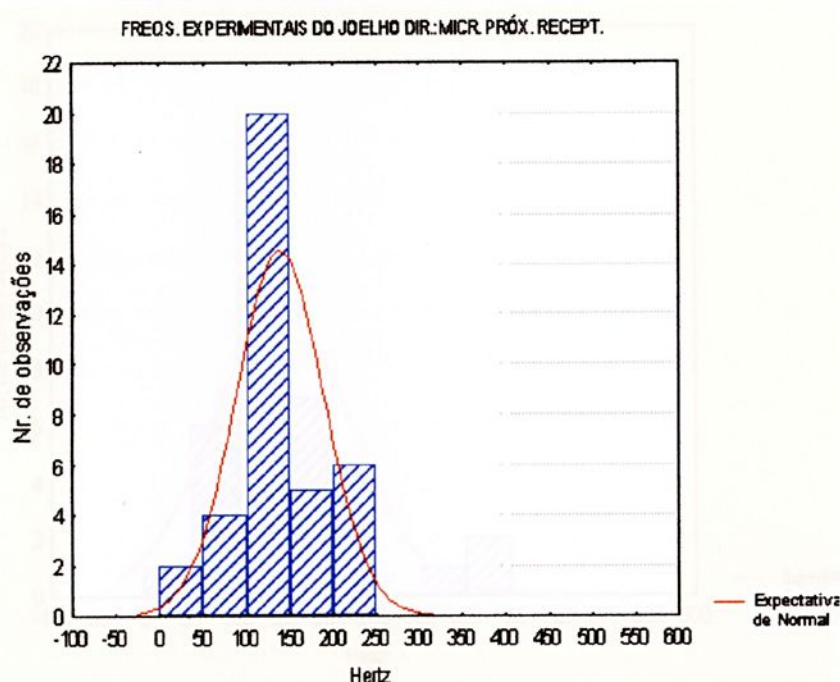


Figura 5.5 – Histograma mostrando que as freqüências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho direito sem anormalidades, no microfone colocado nas proximidades da membrana do estetoscópio, apresentam tendência a uma distribuição normal

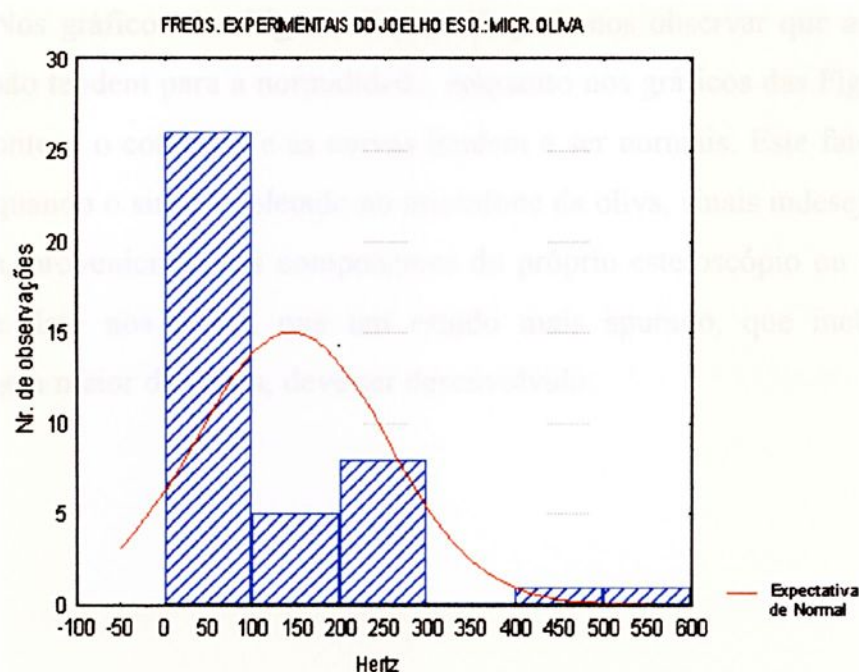


Figura 5.6 – Histograma mostrando que as frequências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho esquerdo sem anormalidades, no microfone colocado na oliva do estetoscópio, não apresentam tendência a distribuição normal

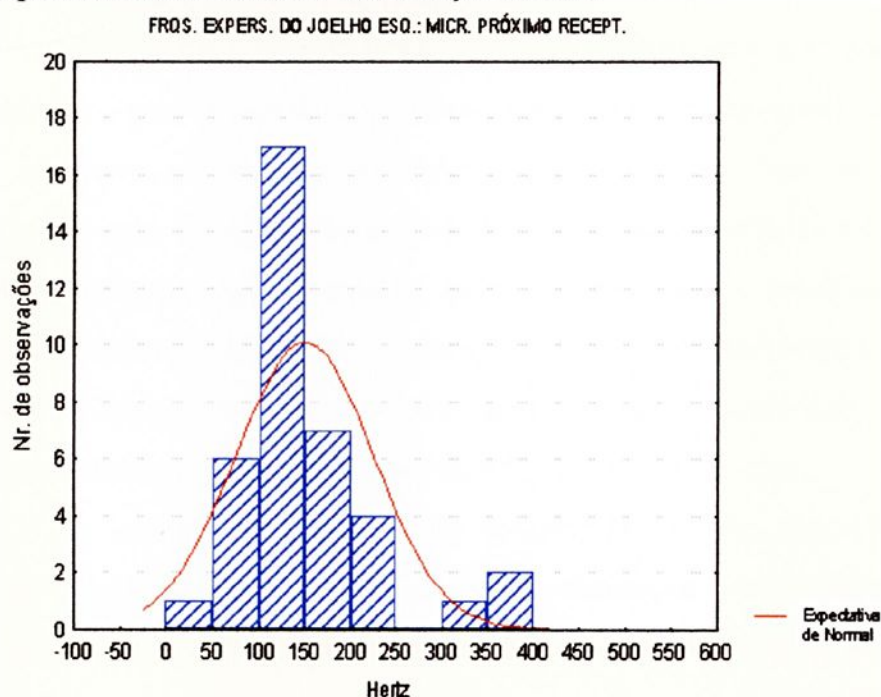


Figura 5.7 – Histograma mostrando que as frequências do joelho obtidas experimentalmente, de população com joelho esquerdo sem anormalidades, no microfone colocado nas proximidades da membrana do estetoscópio, apresentam tendência a distribuição normal

Nos gráficos das Figuras 5.4 e 5.5, podemos observar que as curvas obtidas não tendem para a normalidade, enquanto nos gráficos das Figuras 5.5 e 5.7 acontece o contrário e as curvas tendem a ser normais. Este fato ocorre porque, quando o sinal é coletado no microfone da oliva, sinais indesejáveis se destacam, provenientes dos componentes do próprio estetoscópio ou do meio ambiente. Isto nos indica que um estudo mais apurado, que inclua uma amostragem maior de sinais, deve ser desenvolvido.

CAPÍTULO 6 - PROPOSTA DE METODOLOGIA PARA ACOMPANHAMENTO E DIAGNÓSTICO DE PATOLOGIAS DO JOELHO

6.1 INTRODUÇÃO

Os sons provenientes dos joelhos permitem dois tipos de análise que podem ser feitos para caracterizar o estado de saúde das articulações: análise no domínio do tempo e análise no domínio da frequência.

A análise no domínio do tempo é de importância para o estudo inicial da articulação e pode mostrar se a mesma está normal, quanto a sua saúde, ou se está apresentando alguma alteração. Neste trabalho, como já referido anteriormente, usamos as curvas no domínio do tempo, mostradas no monitor do microcomputador do laboratório, para constatar se os sinais coletados estavam contaminados com ruídos indesejáveis. Por serem fáceis de se obter e comparar, ajudaram no processo de gravação dos sinais dos joelhos, facilitando o descarte daqueles comprometidos por interferências.

Já as curvas no domínio da frequência são de obtenção mais trabalhosa e também mais difíceis de serem analisadas, mas pode-se supor que, uma vez bem caracterizadas, informarão qual é a estrutura anatômica constituinte do joelho que está alterada, pois estas amplitudes dos componentes do sinal do joelho em frequências específicas estão associadas aos distúrbios patológicos.

Usando as duas curvas, o que é mais aconselhável, podemos analisar qualitativa e quantitativamente os distúrbios funcionais da articulação do joelho.

6.2 ANÁLISE NO DOMÍNIO DO TEMPO

A análise no domínio do tempo constitui um método de medir os sinais provenientes do joelho e tratá-los por meio de parâmetros estatísticos, para a identificação das prováveis patologias.

Uma vez feitas as medições, podemos plotar os valores dos sinais medidos no domínio do tempo e então analisá-los e compará-los com valores de referência já estabelecidos no estudo da população de joelhos normais.

Se os parâmetros estatísticos obtidos fugirem desses valores padrões, podemos assumir que estas articulações precisam ser melhores estudadas ou emitir-se um diagnóstico preliminar.

6.2.1 Valores característicos

Os sinais obtidos no joelho representam vibrações, e os valores dos parâmetros medidos em função do tempo são conhecidos como valores característicos. Destes, o valor mais usual é o RMS (valor médio quadrático), mas outros valores podem ainda ser usados. Os valores característicos dos sinais obtidos no domínio do tempo são citados por Marques (1994, p.84) em sua dissertação de mestrado. São eles:

Valor de Pico: é o valor máximo de uma função oscilatória durante um intervalo: $X_{\max}$.

Valor de Pico a Pico: diferença algébrica entre os valores extremos de uma função oscilatória: $X_{pp} = X_{\max} + |X_{\min}|$

Valor Médio: é a soma de diversos pontos numa função dividida pelo número de pontos nela contida:

$$X_{med} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|$$

Valor RMS: trata-se do valor médio quadrático. Se cada valor de uma função for elevado ao quadrado, computada a média aritmética destes quadrados e extraída a raiz quadrada desta média, teremos a média quadrática dos valores. Trata-se de um dos valores mais usuais na medida de vibrações por ser rápido e de resultados simples.

$$RMS = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T |X(t)|^2 dt = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|^2}$$

Fator de Forma: é a relação do valor médio quadrático pelo valor médio.

$$F_f = \frac{RMS}{X_{med}}$$

Fator de Crista: Relação do módulo do valor de pico pelo valor médio quadrático. Tem grande importância porque detecta alterações na função resposta de um sistema. É uma forma simples e rápida. Sua desvantagem é a de não eliminar outras interferências envolvidas no processo, ainda que tenha como vantagem a identificação de alterações funcionais em sua fase inicial.

$$C = \frac{|X|_{max}}{RMS}$$

Desvio-Padrão: O desvio-padrão é obtido em 4 etapas. 1- calcular o desvio de cada valor medido a partir do valor médio. 2- elevar ao quadrado cada desvio. 3- somar todos os desvios dos n valores medidos e dividir por N-1. Extrair a raiz quadrada deste valor.

$$\sigma = \frac{\left[\sum_{i=1}^N (X_i - X_{med})^2 \right]^{1/2}}{(N-1)^{1/2}}$$

Curtosis: pode ser obtido em duas etapas.

1- calcular o desvio de cada valor medido a partir do valor médio, elevar a quarta potência cada desvio, somar todos os desvios dos n valores medidos e dividir pelo número destes valores.

2- calcular o desvio de cada valor medido a partir do valor médio, elevar ao quadrado cada desvio, somar todos os desvios dos n valores medidos e dividir por n valores, elevar ao quadrado o valor obtido.

Para se obter o valor curtosis, é necessário dividir o valor obtido na etapa 1 pelo valor obtido na etapa 2.

A curtosis é muito sensível à alteração do sinal e de fácil interpretação.

$$\beta = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - X_{med})^4}{\left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - X_{med})^2 \right]^2}$$



6.3 ANÁLISE NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

Para a identificação da estrutura anatômica afetada na articulação do joelho, é necessária a transformação da curva do domínio do tempo para o domínio da frequência. Isto poderá ser obtido diretamente pelo programa SISDIN ou por Transformada de Fourier.

Em resumo, após obter a assinatura de um joelho (sinal no domínio da frequência), podemos:

1. Se já conhecemos uma curva normal prévia, coletada em exame anterior do paciente, uma alteração que surja já nos permite suspeitar de uma nova patologia, bem como na presença desta patologia, novas alterações da curva no sentido de retorno ao seu estado inicial primitivo podem nos indicar se a medicação instituída está obtendo o resultado esperado.

2. Não temos a curva anterior do paciente, mesmo assim, podemos comparar uma nova com outra curva padrão obtida pelos sinais oriundos de joelhos normais. Dispondo de uma classificação de curvas para joelhos saudáveis, por faixa etária e por comparação, podemos saber se esta nova curva está alterada ou não.

3. Podemos ainda comparar curvas normais, mas diferentes, originadas, por exemplo, pelos efeitos que o aumento da idade ou influências específicas, como a hereditariedade e a raça, têm sobre as estruturas do joelho.

As Figuras 6.1 e 6.2 mostram as curvas temporais obtidas de um mesmo indivíduo que tem o seu joelho direito normal e o esquerdo com lesão do menisco interno.

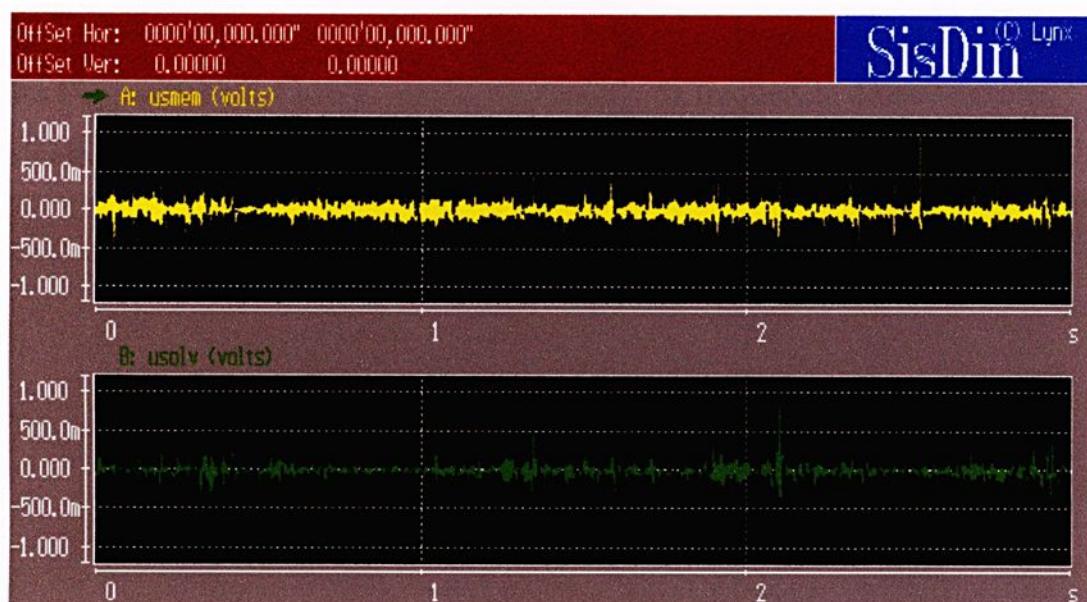


Figura 6.1 – Joelho direito - Gráficos temporais coletados no microfone próximo à membrana (curva superior) e no microfone da oliva (curva inferior) de um indivíduo jovem com seu joelho direito sem patologias

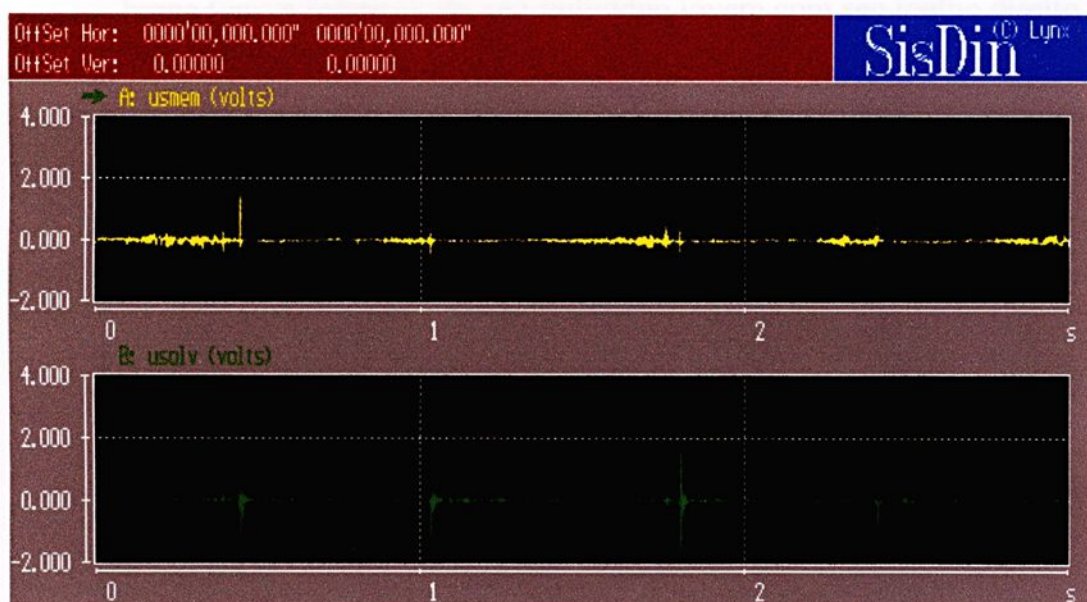


Figura 6.2 – Joelho esquerdo - Gráficos temporais coletados no microfone próximo à membrana (curva superior) e no microfone da oliva (curva inferior) do mesmo indivíduo jovem com seu joelho esquerdo apresentando lesão do menisco interno.

As Figuras 6.3 e 6.4 são as curvas no domínio da frequência desses mesmos sinais.

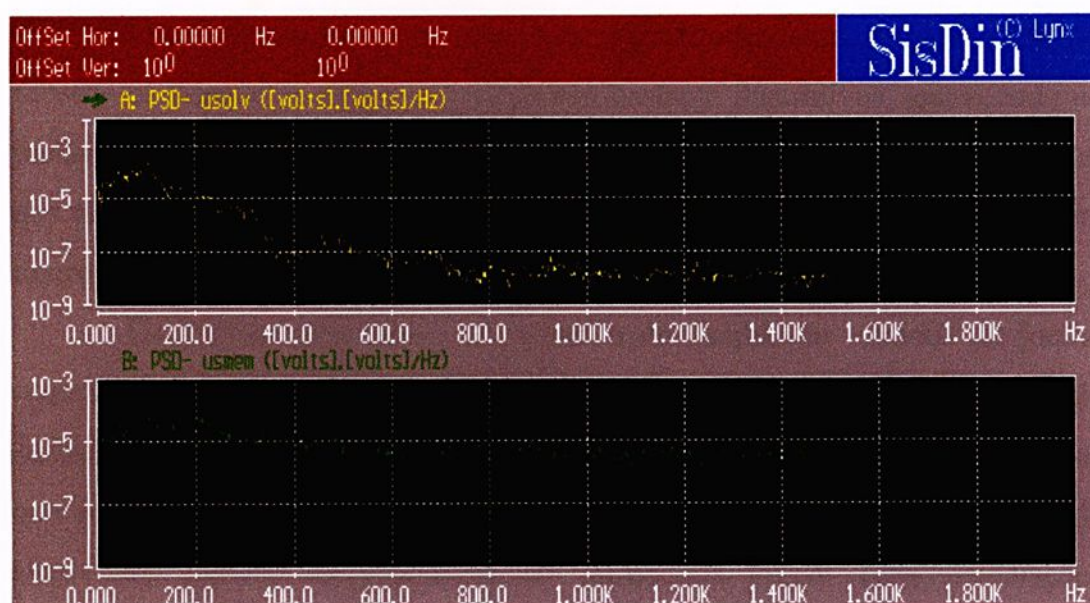


Figura 6.3 – Joelho direito - Gráficos no domínio da frequência coletados no microfone da oliva (curva superior) e no microfone próximo à membrana (curva inferior) de um indivíduo jovem com seu joelho direito sem patologias

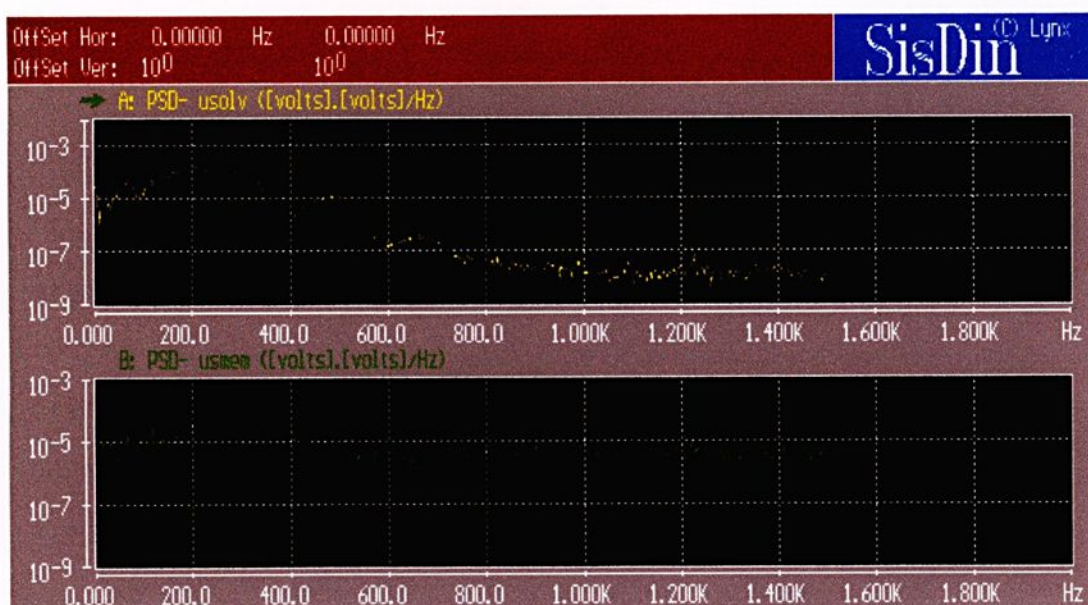


Figura 6.4 – Joelho esquerdo - Gráficos no domínio da frequência, coletados no microfone da oliva (curva superior) e no microfone próximo à membrana (curva inferior) do mesmo indivíduo jovem com seu joelho esquerdo apresentando lesão do menisco interno.

Estes gráficos foram obtidos do único voluntário que se apresentou com comprovado diagnóstico de lesão do menisco medial do joelho esquerdo e, ao mesmo tempo, com o joelho direito sem nenhuma patologia.

Estatisticamente, eles não têm significado, mas foi de interesse mostrá-los porque os sinais temporais são bastante ilustrativos, aparecendo no joelho esquerdo, aquele que apresenta lesão do menisco interno, amplitudes que não ocorrem nos sinais do joelho normal, fato este que acontece, tanto no microfone próximo à membrana como no microfone da oliva.

Os gráficos dos sinais no domínio da frequência, obtidos do joelho esquerdo com lesão meniscal, também se destacam pelo aparecimento de frequências características, na faixa entre 100 Hz e 600 Hz, frequências estas que não aparecem no outro joelho e em nenhuma outra curva originada de sinais dos joelhos da população de indivíduos jovens com articulações normais.



CAPÍTULO 7 - CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS

De tudo o que foi exposto, podemos concluir que:

1. O estetoscópio pode ser empregado como instrumento de grande utilidade na identificação e diagnóstico das patologias do joelho.
2. São necessários estudos para melhorar o desempenho deste instrumento principalmente na faixa de frequência acima de 100 Hz.
3. Os sinais obtidos no domínio do tempo têm grande aplicação na Medicina.
4. As amostras dos joelhos caracterizam o estado de saúde articular.
5. A análise dos dados coletados apontam para um novo procedimento de registro e acompanhamento de doenças do joelho.
6. A utilização dos dados relativos ao gráfico de resposta no domínio do tempo e no domínio da frequência representa método não-invasivo e auxiliar de diagnóstico fundamentado em laudo médico, não mais se baseando apenas na sensibilidade auditiva do médico.
7. Permite, além disso, documentação para o acompanhamento e a evolução do resultado da terapêutica instituída e, mais ainda, o compartilhamento dessas informações por meios eletrônicos.
8. Abre-se também uma nova perspectiva de procedimento e análise clínica nos mais diversos ramos da medicina.

Como instrumento médico, por si só, auxiliará aqueles que trabalham em locais distantes e sem muitos recursos, na semiologia das doenças típicas da articulação do joelho. O médico poderá, então, decidir com base em seus

achados clínicos, se o tratamento pode ser efetuado por ele próprio ou se o paciente deve ser encaminhado a um centro maior e ser cuidado por um especialista.

A falta da curva de calibração dos estetoscópios existentes no mercado foi uma falha que teve ser reparada. Não era possível a utilização desse instrumento, para o fim desejado, sem a sua obtenção. Observando-se as curvas de resposta em frequência obtidas dos estetoscópios testados no laboratório, verifica-se a grande irregularidade no comportamento destes aparelhos, intensificando algumas frequências e atenuando outras. Há, ainda, uma atenuação adicional do som à medida que ele caminha do receptáculo, pelos tubos, até a oliva. Muitos estudos se fazem ainda necessários para melhorar o seu desempenho, principalmente na faixa de frequência acima de 100 Hz.

Os sinais obtidos no domínio do tempo têm grande valia para a clínica do dia-a-dia, somando ao arsenal do médico nova arma de diagnóstico e acompanhamento, no trato de doenças dos joelhos. Devido à sua sensibilidade e simplicidade, podem ser utilizados mais extensamente como, por exemplo, na observação do desgaste natural que sofrem as endopróteses (do quadril, do cotovelo, do ombro, do joelho, entre outras), sinalizando o momento ideal para as suas substituições.

As assinaturas dos joelhos, que são os gráficos de resposta em frequência, caracterizam o estado de saúde articular e os dados coletados, bem como as suas análises, apontam para um novo procedimento de auxílio no diagnóstico e tratamento de disfunções articulares. Podem ainda identificar qual estrutura anatômica da articulação está comprometida na presença de uma patologia.

A metodologia utilizada, se mostrou com potencial e poderá ser confiável para a análise de alterações da morfofisiologia articular, através de método não-invasivo, liberando o médico da responsabilidade de emissão de diagnósticos fundamentado, apenas, em sua sensibilidade auditiva. Permite,

além disso, documentação para o acompanhamento e a evolução do resultado da terapêutica instituída e, mais ainda, o compartilhamento dessas informações por meios eletrônicos.

Facilita ainda o ensino da ausculta médica uma vez que os sons não são somente ouvidos, podem, no mesmo instante, ser observados como fonogramas, no monitor de um microcomputador. Abre-se também uma nova perspectiva de procedimento e análise clínica nos mais diversos ramos da medicina.



CAPÍTULO 8 - SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho abre uma perspectiva de trabalhos futuros e pode ter continuidade em caminhos diversificados. Podemos destacar, entre outros:

1. Construção de novo hardware: estetoscópio com placa de aquisição de sinais e transformação analógico-digital dos sons provenientes de joelhos, que possibilite o armazenamento dos dados obtidos e facilite o compartilhamento destes dados com vários especialistas.

2. Desenvolvimento de software, específico para os sinais de joelhos, no qual já estão embutidos os cálculos para os valores de pico, pico a pico, valor médio, RMS, fator de forma, fator de crista, desvio-padrão, curtosis e estudo da influência de cada elemento da anatomia do joelho nas curvas no domínio da frequência e suas patologias associadas.

3. Construção de módulo de hardware que já inclua os itens 1 e 2, acima citados e que possa ser aplicado na identificação de várias patologias e acompanhamento de terapias instituídas.

4. Estudo de materiais para a fabricação de novas membranas de estetoscópios para faixas de frequências específicas, que não prejudiquem e mesmo melhorem o desempenho do aparelho, descartáveis e que podem ser uma contribuição importante no controle da disseminação de infecções hospitalares.

5. Estudo para melhorar o desempenho do estetoscópio como um todo, principalmente em frequências mais altas, com modificações nas características de seus tubos rígidos e flexíveis e receptáculos.

REFERÊNCIAS

- ABELLA, M.; FORMOLO, J.; PENNEY, D. G. Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes. **J. Acoust. Soc. Amer.**, v.91, n. 4, p. 2224-2228, abr. 1992.
- ADLER, R.H.; GERTSCH, M. The stethoscope as a diagnostic aid in tenosynovitis. **N. Engl. J. Med.**, Massachusetts, v.340, n. 2, p. 156, jan. 1999.
- ANSYS ® - Version 5.5.1 - Softec Software Technology.
- BARGHI, N.; SANTOS, J.; NARENDRAN, S. Effects of posterior teeth replacement on temporomandibular-joints sounds – A preliminary Report. **J. Prosthet. Dent.**, v.68, n. 1, p. 132-136, jul.1992.
- BROWN, P. Muscle sounds in Parkinson's disease. **Lancet**, Londres, v.349, ed.9051, p.533-535, fev. 1997.
- CALLISTER JR., W. D. **Materials science and engineering: an introduction**. New York: John Wiley & Sons Inc., 2000. 864 p.
- CAMERON, J.R., SKOFRONICK, J.G. **Medical physics**. New York: John Wiley & Sons, 1978. 587p.

CHU, M.; GRADISAR, I.; MOSTARDI, R. A noninvasive electroacoustical evaluation technique of cartilage damage in pathological knee joints. **Med. Bio. Eng. Comput.**, v.16, p. 437-442, 1978.

COSTA NETO, P.L.O. **Estatística**. São Paulo: Edgard Blücher, 1998. 264p.

COSSIO, P. **Aparelho circulatório**. Rio de Janeiro: Livraria Editora Guanabara Koogan S.A., 1955. 405p.

CREDE, C.N. **Choque e vibração nos projetos de engenharia**. Rio de Janeiro: Ao Livro Técnico S.A., 1972. 159p.

FAUTEUX L., et al. Mechanics stethoscope: A technology-transfer model. **Cim. Bull.**, v.88, n. 994, p. 47-50, out. 1995.

GALLO, L. M., et al. Power spectral analysis of temporomandibular joint sounds in asymptomatic subjects. **J. Dent. Res.**, Zurique, v.72, n. 5, p. 871-875, maio 1993.

GARCIA, E.A.C. **Biofísica**. São Paulo: Sarvier, 1998. 387p.

LLAMAS, R. The stethoscope. **Chest**, Miami Beach, v.115, n. 4, p. 1218, 1999.

LJUNGVALL, P.; THULIN, T. Hand-free stethoscope – method and instrument for more reliable blood pressure measurements. **J. Internal Med.**, v.230, n. 3, p. 213-217, 1991.



MARQUES, A.L de P. **Diagnose e análise de falhas em rolamentos por análise de vibrações.** 1994. 146f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica - Projetos e Materiais) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

MARTINEZ, F.; BERCONSKY, I. **Semiologia do aparelho respiratório.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1955. 328p.

NOVO AURÉLIO SÉCULO XXI: o dicionário da língua portuguesa. Nova Fronteira / Lexicon Informática. Disponível em:

<http://www.uol.com.br/bibliot/index_result.>. Acesso em: 10/dez./2001.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno.** Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2000. 813p.

PREZIOSO, R.L. The stethoscope. **Lancet**, Londres, v.352, ed.9137, p. 1394, out. 1998.

SHABANA, A.A. **Theory of vibration: An Introduction.** Nova York: Springer-Verlag, 1996. 348p.

STATISTICA Version 5.1, 1997.

VADODARIA, B. Innovations: An unusual use of the stethoscope. **Brit. Med. J.**, Londres, v.316, n. 7141, p. 1382, maio 1998.

WOO, Y.; DANZIGER, R. S. Some 'Also rans' in the evolution of the modern stethoscope. **J. Fam. Pract.**, Nova Yorque, v.43, n. 3, p. 218-220, set. 1996.



BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

HAHN, A.W. On stethoscope design: a challenge for biomedical circuit esigners. **Biomed. Sci. Instrum.**, v.37, p. 499-503, 2001.

MATHIAS, M.H. **Análise de vibrações em tratores**. 1989. 110f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica - Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

MEDICAL design east puts stethoscope on FDA regulations. **Mach. Des.**, v.67, n. 9, p.72, 1995.

MELBYE H. Lungeauskultasjonen-fortsatt en nyttig undersokelse (Auscultation of the lungs: still a useful examination?). **Tidsskr. Nor. Laegeforen**, Noruega, v.121, n. 4, p. 451-454, fev. 2001.

OLIVEIRA, J.A. **Medidas de características dinâmicas de juntas parafusadas**. 1994. 110f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

O'TOOLE, L.; FLITCROFT, D. I. Stethoscope versus ophthalmoscope? **Ir. J. Med. Sci.**, Irlanda, v.170, n. 2, p. 149-150, abr.-jun. 2001.

PASTERKAMP, H.; KRAMAN, S. S.; WODICKA, G. R. Respiratory sounds advances beyond the stethoscope. **Amer. J. Respir. Crit. Care. Med.**, v.156, n. 3, p. 974-987, 1997.

MAGALHÃES SOBRINHO, P.M. **Implantação do sistema de manutenção preditiva por análise de vibração na Usina Termoeletrica Piratininga.** 1990. 122f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica - Projetos e Materiais). Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

XU, M. Impact Testing and its applications – part 1. **Shock Vib. Dig.**, v.29., n. 3, p. 8-17, jun. 1997.

XU, M. Impact Testing and its applications – part 2. **Shock Vib. Dig.**, v.29., n. 4, p. 8-14, jun. 1997.

YANG, K.P. et al. Bilateral sound propagation characteristics in electronic TMJ sound recording. **Biomed. Sci. Instrum.**, v.35, p.181-186, 1999.



Circulo sólido criado com x = 0, y = 0 e raio = 0,01700 m

APÊNDICE

IMAGENS DA MODELAGEM DA MEMBRANA DO ESTETOSCÓPIO NACIONAL NO PROGRAMA ANSYS

Membrana de baquelita (formaldeído fenólico):

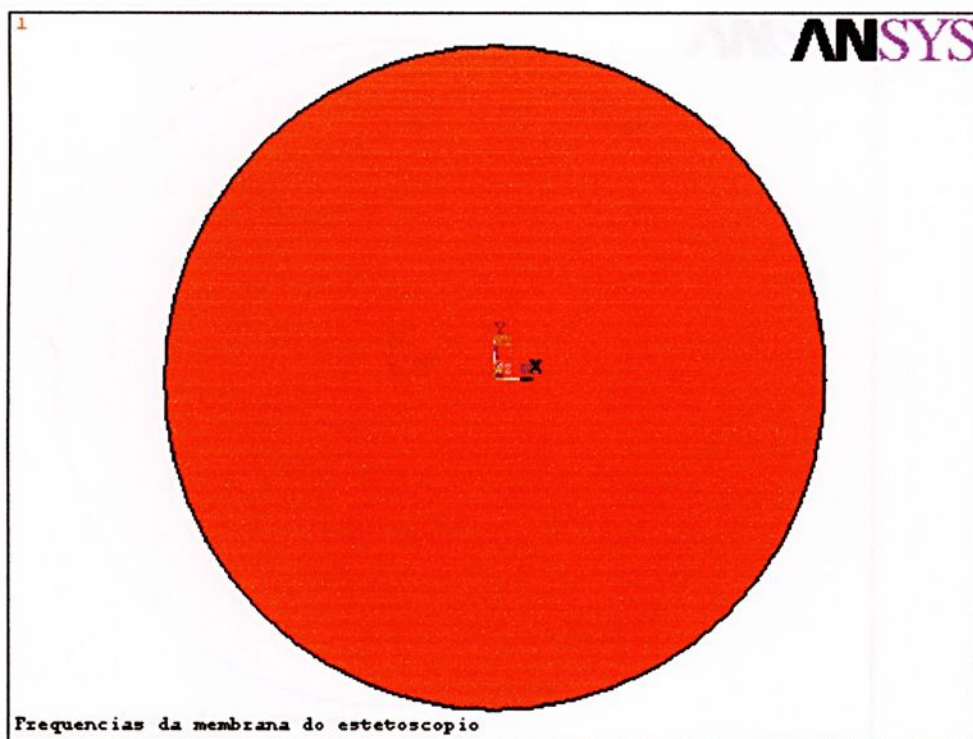
Diâmetro: 3,417 cm.

Espessura: 0,21 mm.

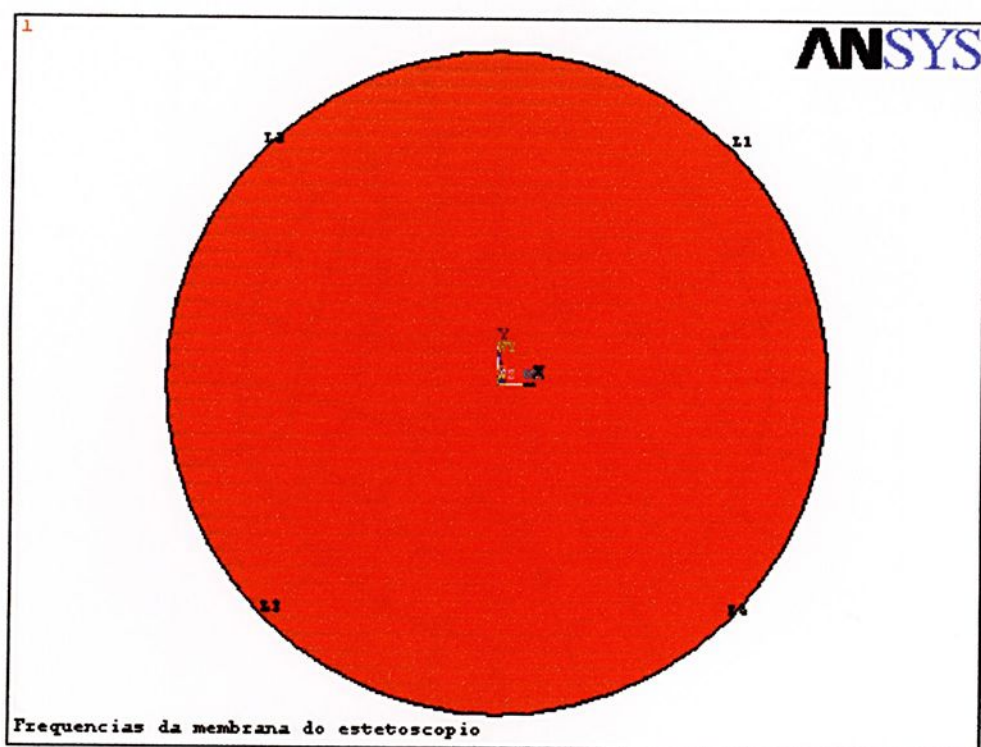
Módulo de Young = $2,76 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ (2,76GPa).

Densidade = $1,24 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$.

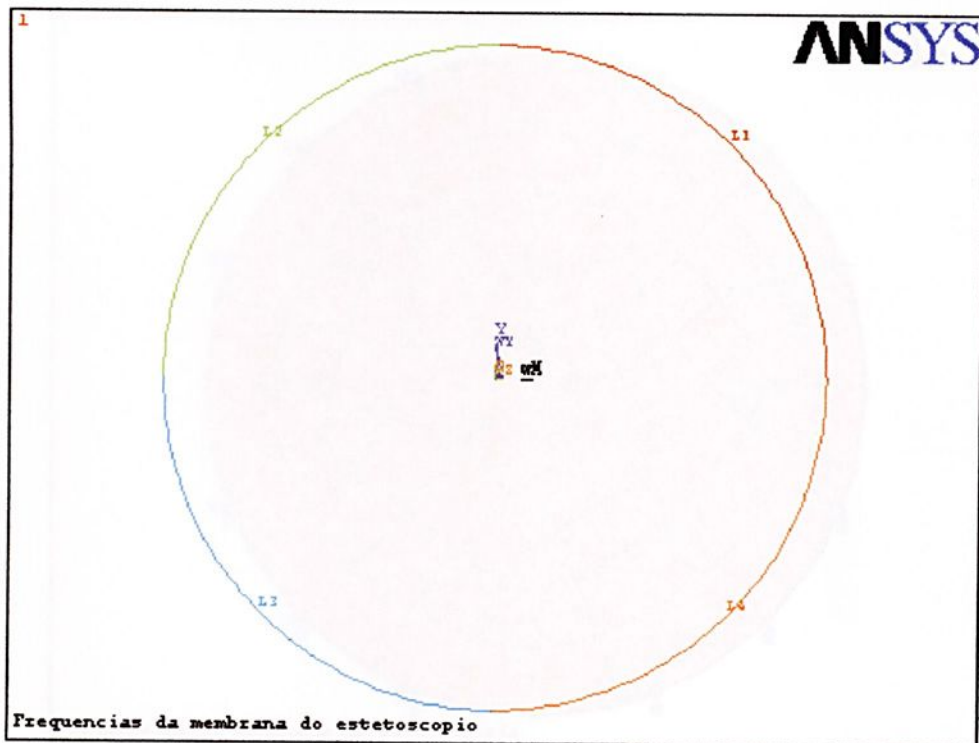
Coefficiente de Poisson (μ) = 0,37.



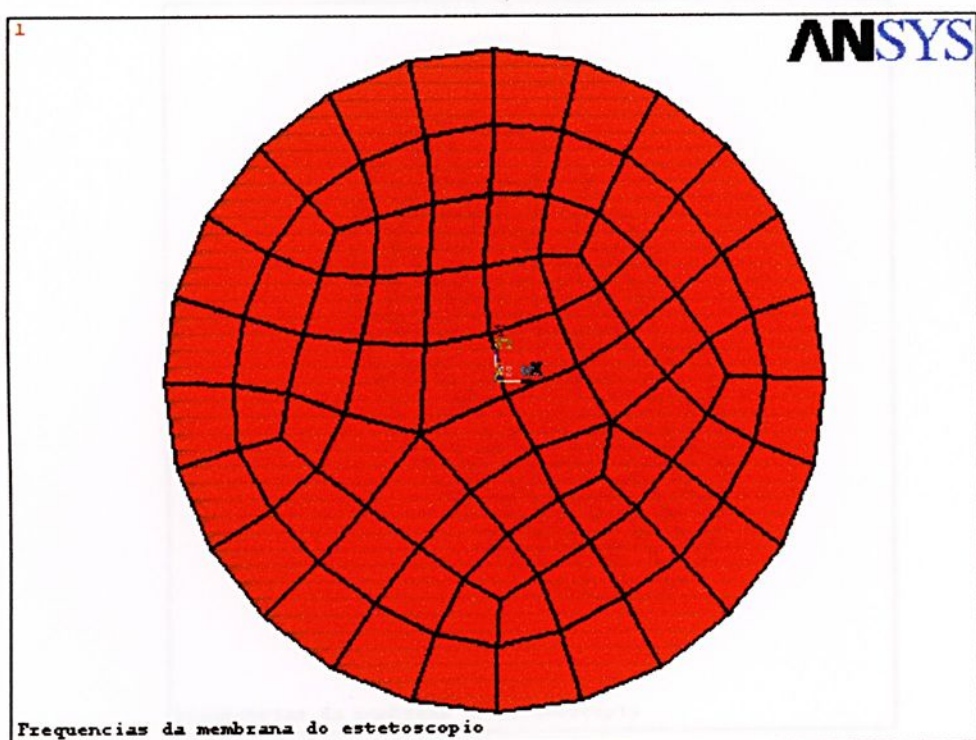
Círculo sólido criado com $x = 0$, $y = 0$ e raio = 0,017085m.



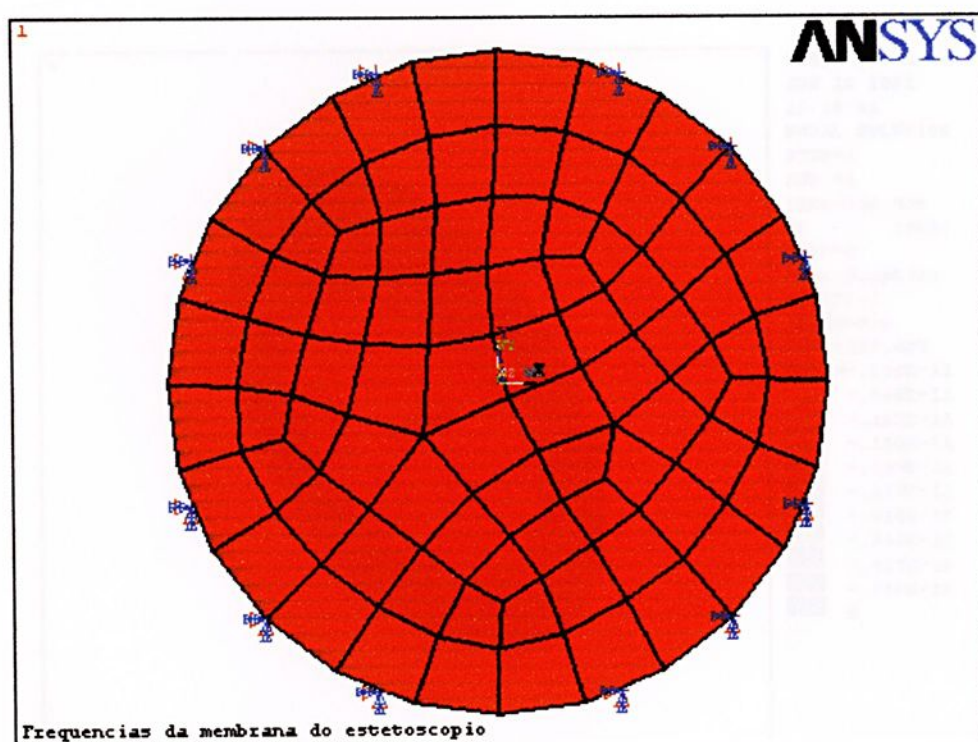
Numerando as linhas



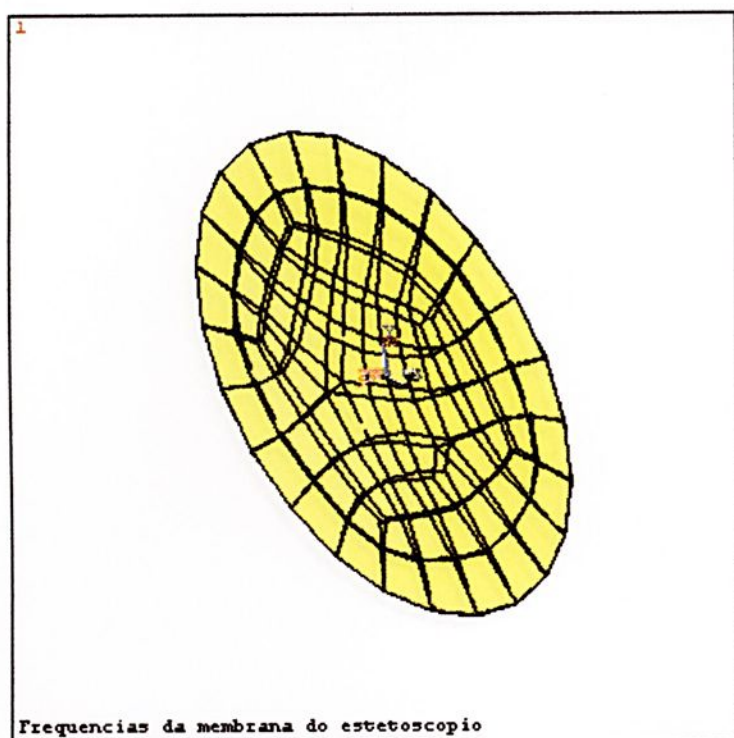
Visualizando as linhas numeradas



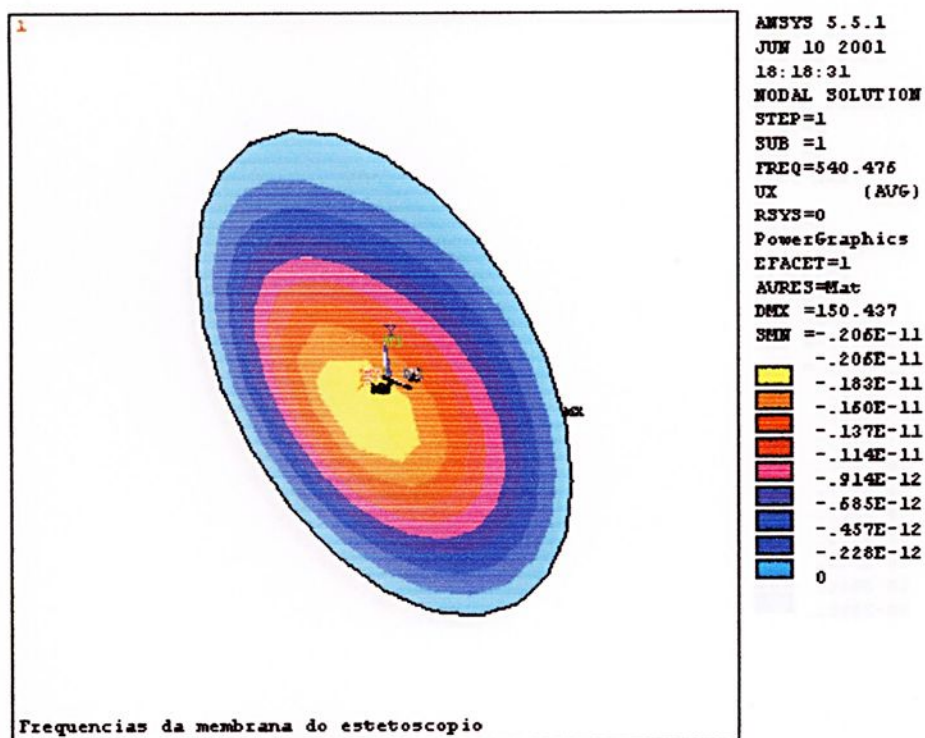
Confeção das malhas: 94 nós e 81 elementos



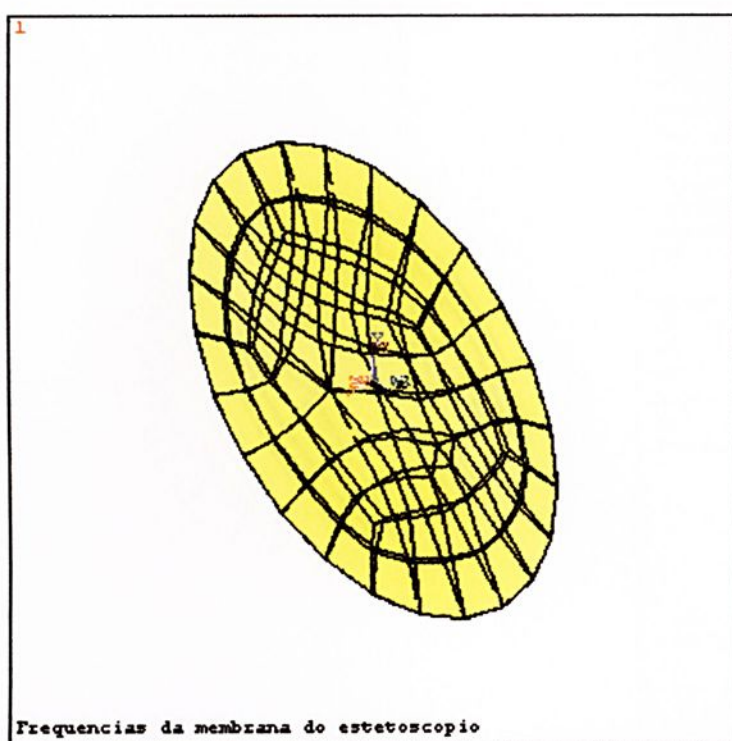
Após a aplicação da restrição ao deslocamento nas linhas



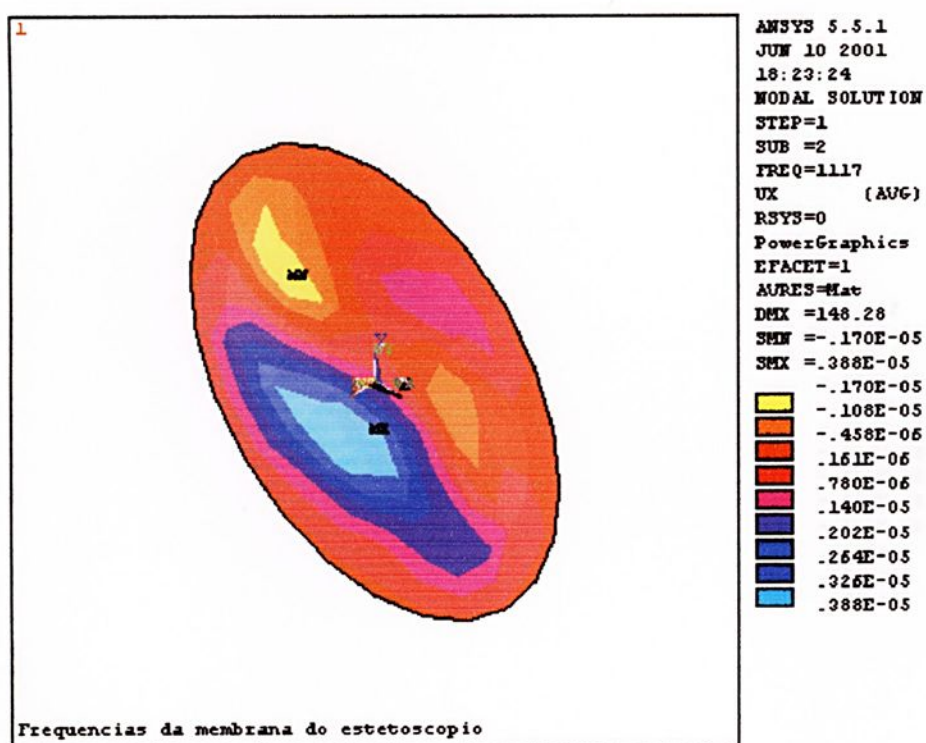
Membrana na 1ª. frequência: deformada e não-deformada



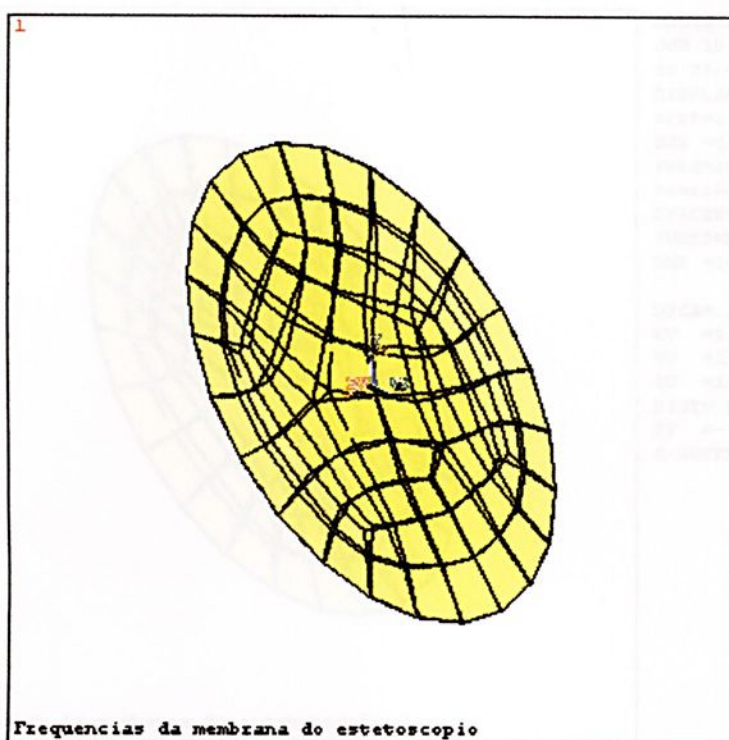
Solução Nodal na 1ª frequência



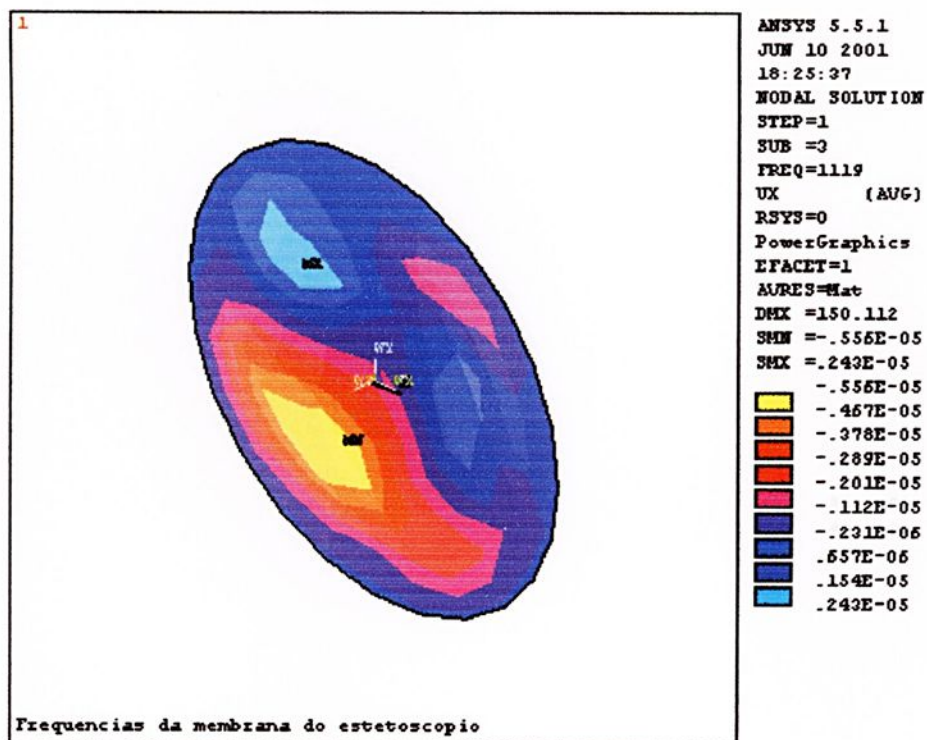
Membrana na 2ª frequência: deformada e não-deformada



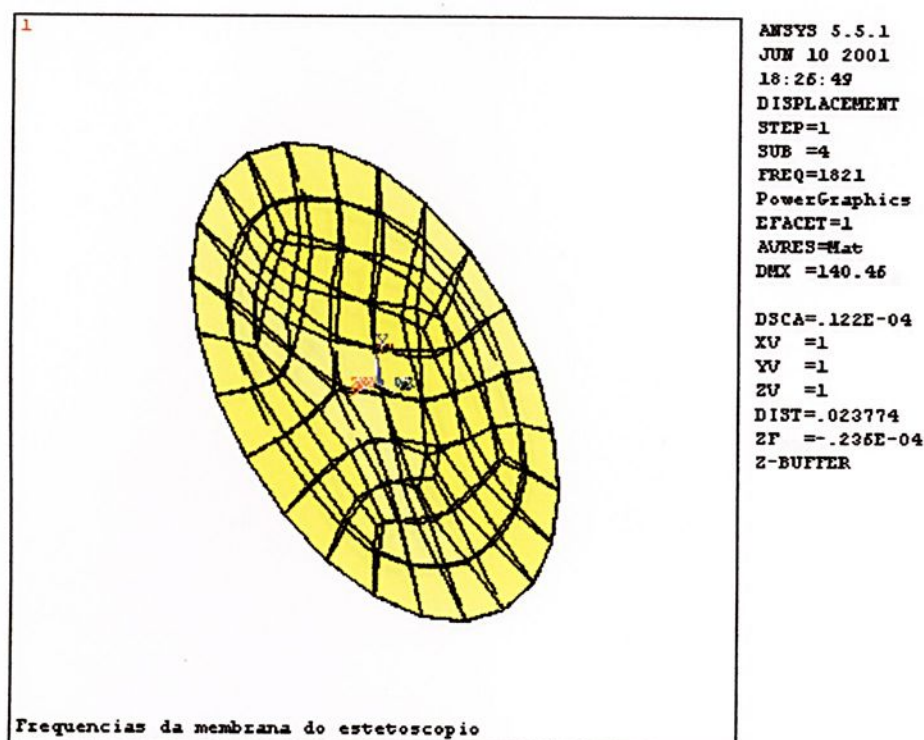
Solução Nodal na 2ª frequência



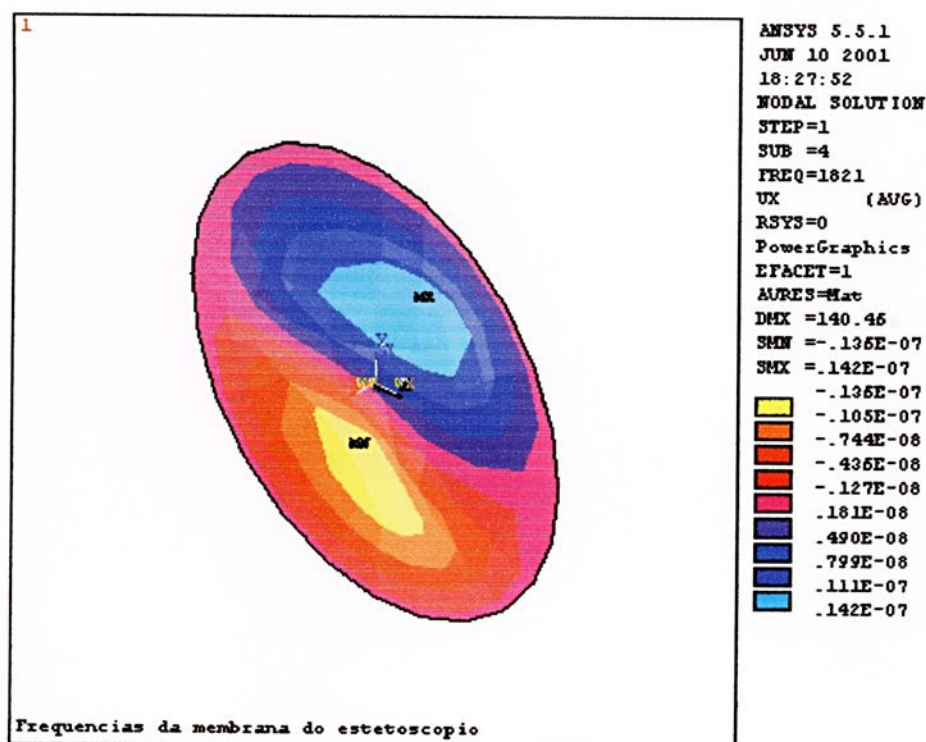
Membrana na 3ª frequência: deformada e não-deformada



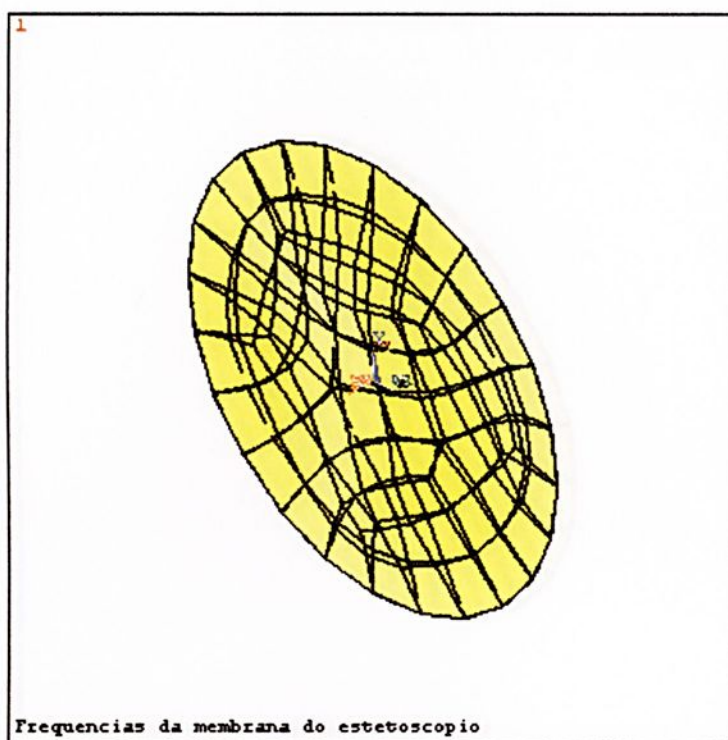
Solução Nodal na 3ª frequência



Membrana na 4ª frequência: deformada e não-deformada



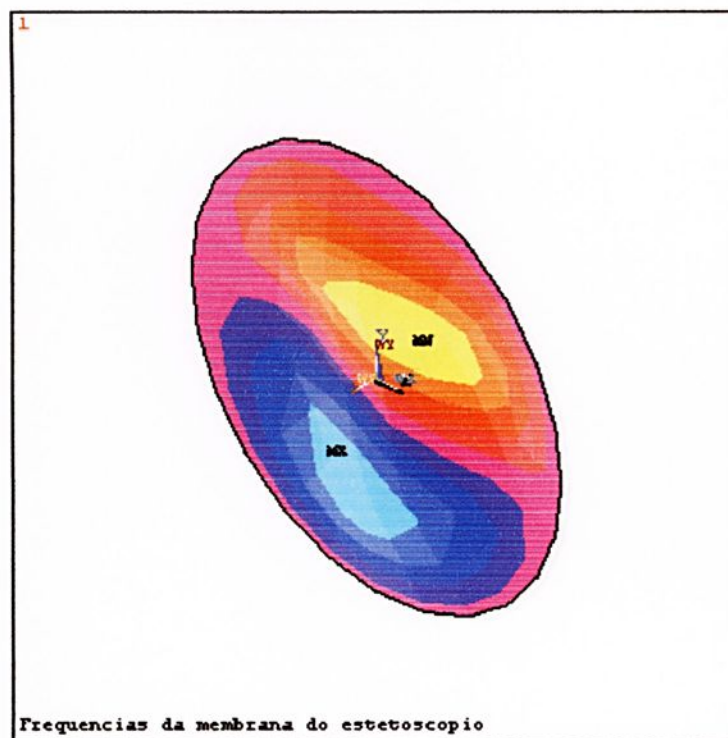
Solução Nodal na 4ª frequência



ANSYS 5.5.1
JUN 10 2001
18:28:42
DISPLACEMENT
STEP=1
SUB =5
FREQ=1823
PowerGraphics
EFACET=1
AURES=Mat
DMX =140.536

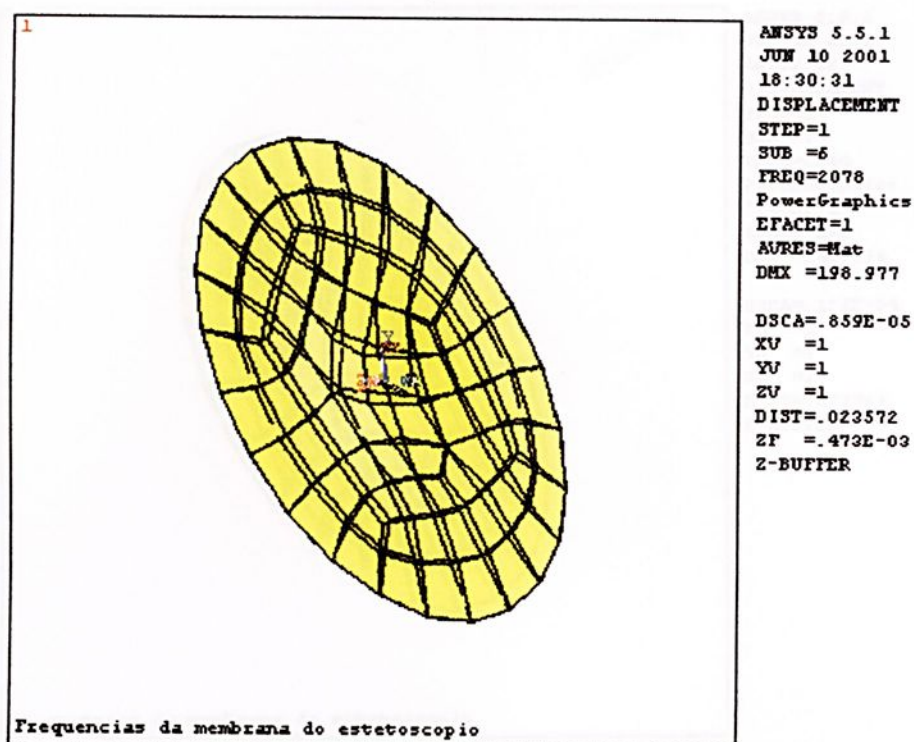
DSCA=.122E-04
XU =1
YU =1
ZU =1
DIST=.023783
Z-BUFFER

Membrana na 5ª frequência: deformada e não-deformada

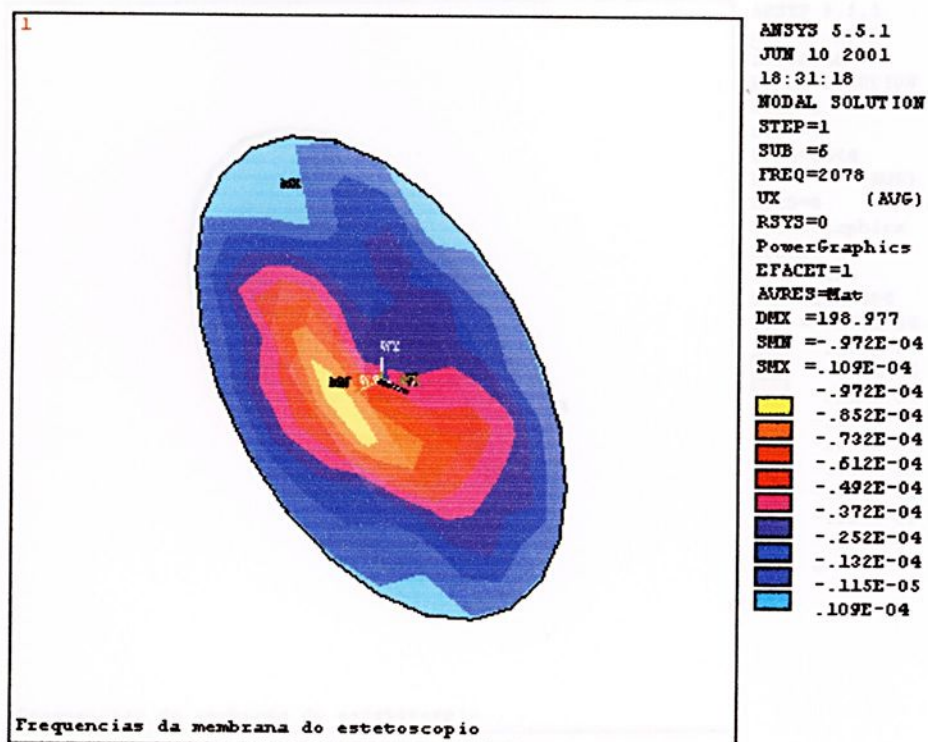


ANSYS 5.5.1
JUN 10 2001
18:29:41
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =5
FREQ=1823
UX (AVG)
RSYS=0
PowerGraphics
EFACET=1
AURES=Mat
DMX =140.536
SMN =-.564E-08
SMX =.568E-08
-.564E-08
-.438E-08
-.313E-08
-.187E-08
-.612E-09
.646E-09
.190E-08
.316E-08
.442E-08
.568E-08

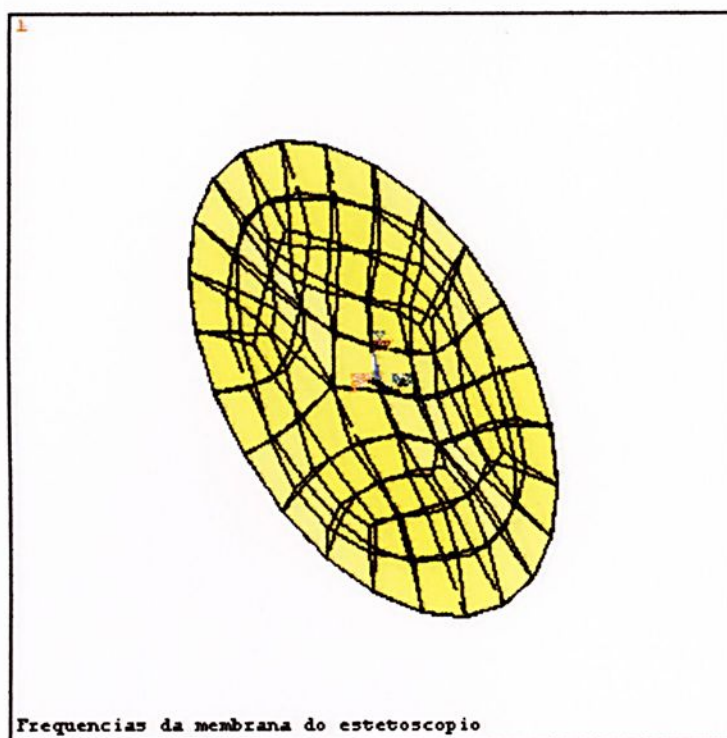
Solução Nodal: 5ª frequência



Membrana na 6ª frequência: deformada e não-deformada



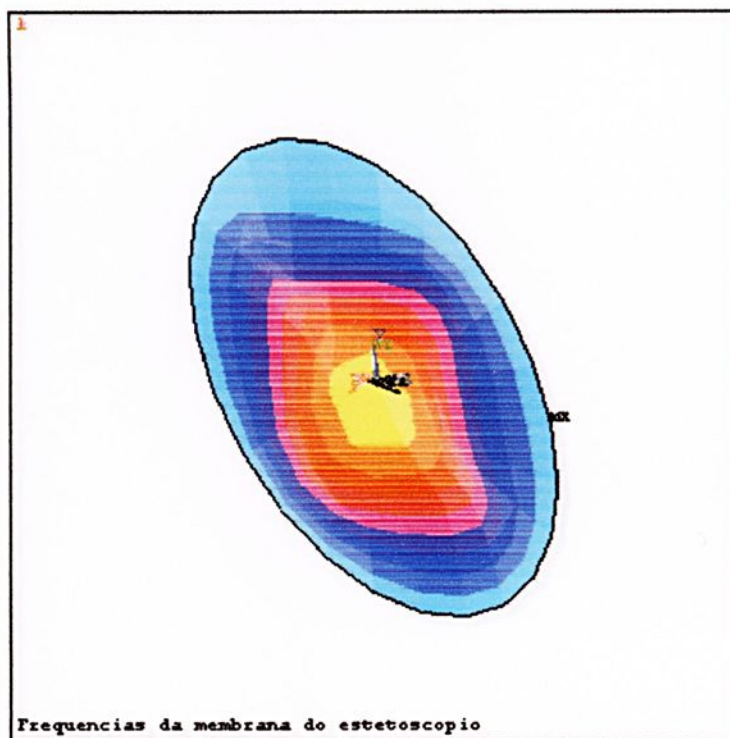
Solução Nodal: 6ª frequência



ANSYS 5.5.1
JUN 10 2001
18:32:02
DISPLACEMENT
STEP=1
SUB =7
FREQ=2644
PowerGraphics
EPACET=1
AURES=Mat
DMX =141.394

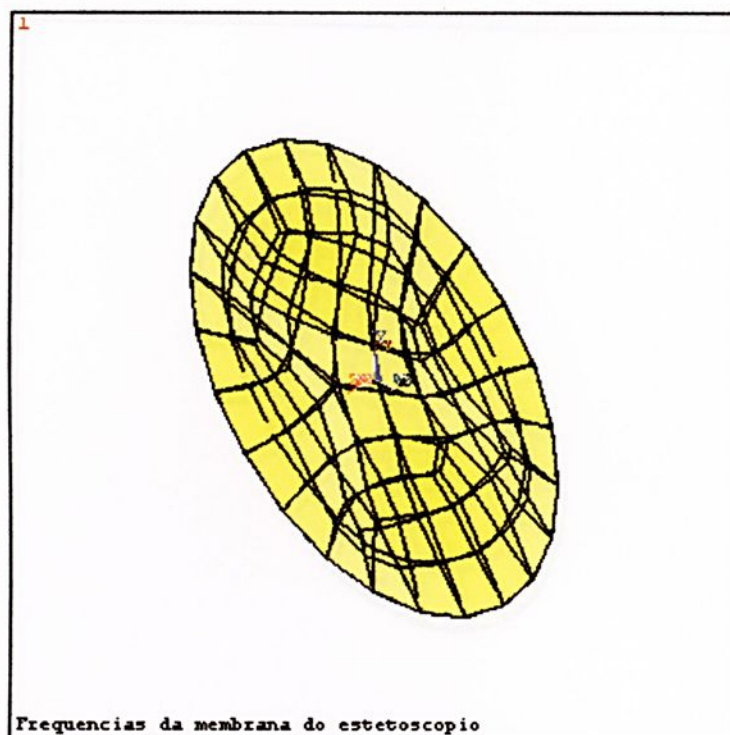
DSCA=.121E-04
XU =1
YU =1
ZU =1
DIST=.023781
Z-BUFFER

Membrana na 7ª frequência: deformada e não-deformada



ANSYS 5.5.1
JUN 10 2001
18:32:48
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =7
FREQ=2644
UX (AVG)
RSYS=0
PowerGraphics
EPACET=1
AURES=Mat
DMX =141.394
SMN =-.151E-04
-.151E-04
-.134E-04
-.117E-04
-.101E-04
-.838E-05
-.570E-05
-.503E-05
-.335E-05
-.168E-05
0

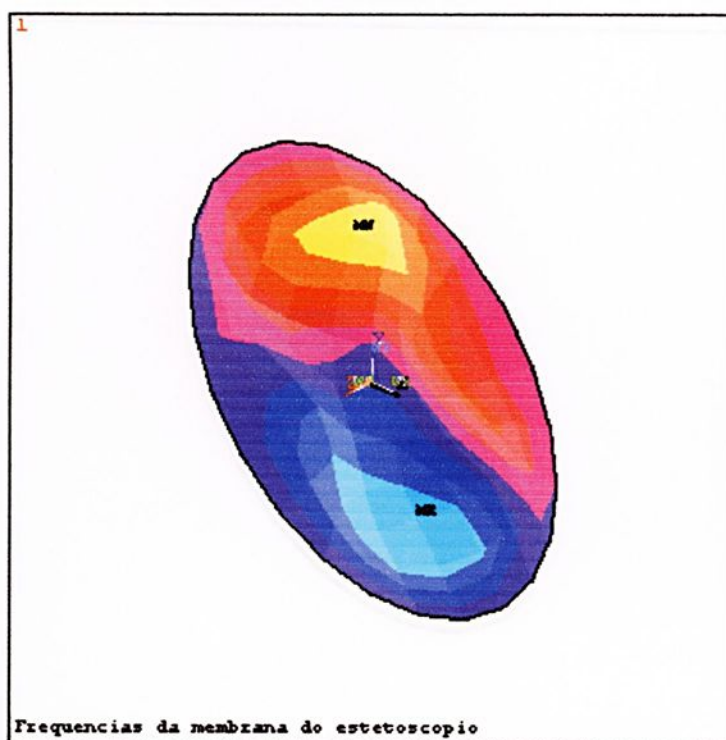
Solução Nodal: 7ª frequência



ANSYS 5.5.1
 JUN 10 2001
 18:33:31
 DISPLACEMENT
 STEP=1
 SUB =8
 FREQ=2648
 PowerGraphics
 EFACET=1
 AURES=Mat
 DMX =142.352

 DSCA=.120E-04
 XV =1
 YV =1
 ZV =1
 DIST=.023782
 Z-BUFFER

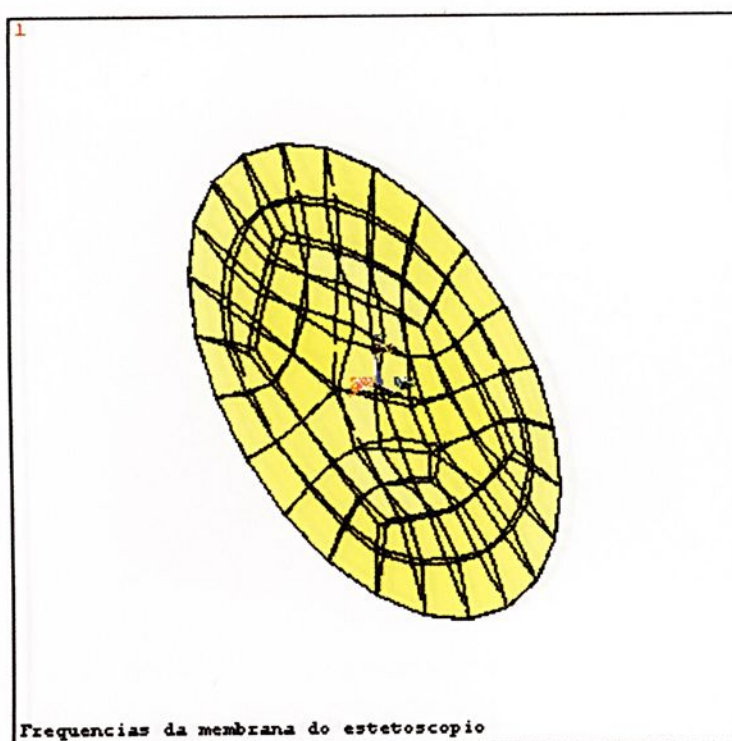
Membrana na 8ª frequência: deformada e não-deformada



ANSYS 5.5.1
 JUN 10 2001
 18:34:12
 MODAL SOLUTION
 STEP=1
 SUB =8
 FREQ=2648
 UX (AVG)
 RSY3=0
 PowerGraphics
 EFACET=1
 AURES=Mat
 DMX =142.352
 SMN =-.503E-07
 SMX =.385E-07

 -.503E-07
 -.405E-07
 -.306E-07
 -.207E-07
 -.108E-07
 -.973E-09
 .890E-08
 .188E-07
 .286E-07
 .385E-07

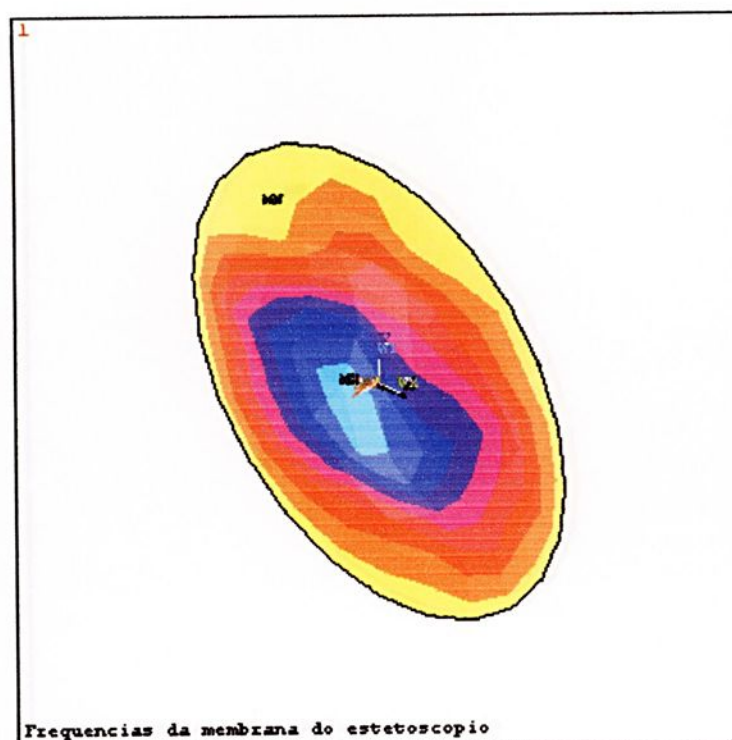
Solução Nodal: 8ª frequência



ANSYS 5.5.1
JUN 10 2001
18:35:04
DISPLACEMENT
STEP=1
SUB =9
FREQ=3149
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =187.127

DSCA=.913E-05
XV =1
YV =1
ZV =1
DIST=.023765
ZF =-.433E-04
Z-BUFFER

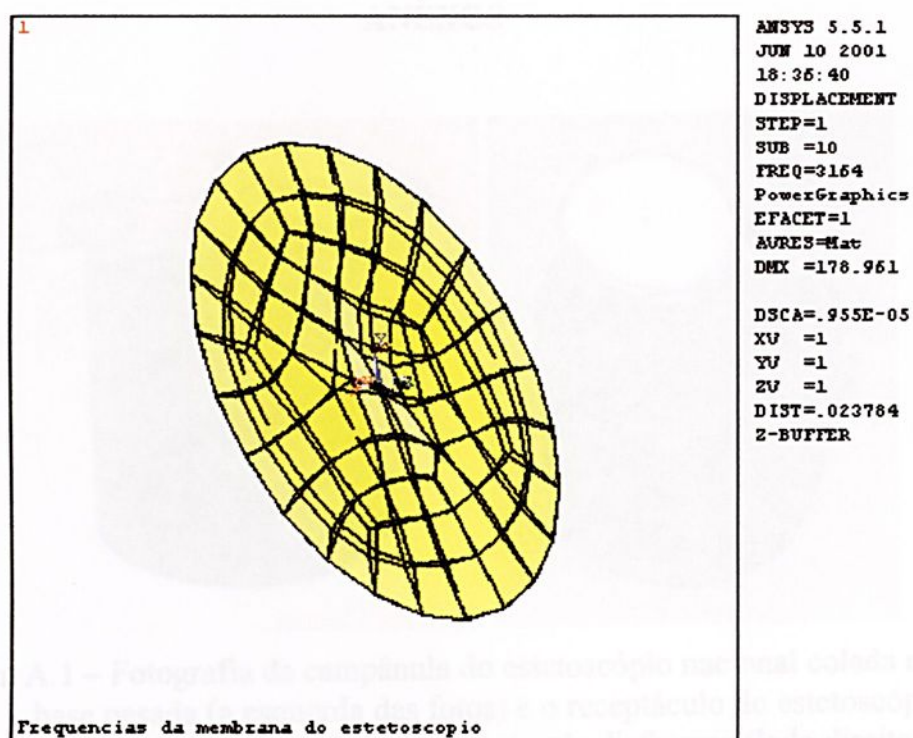
Membrana na 9ª frequência: deformada e não-deformada



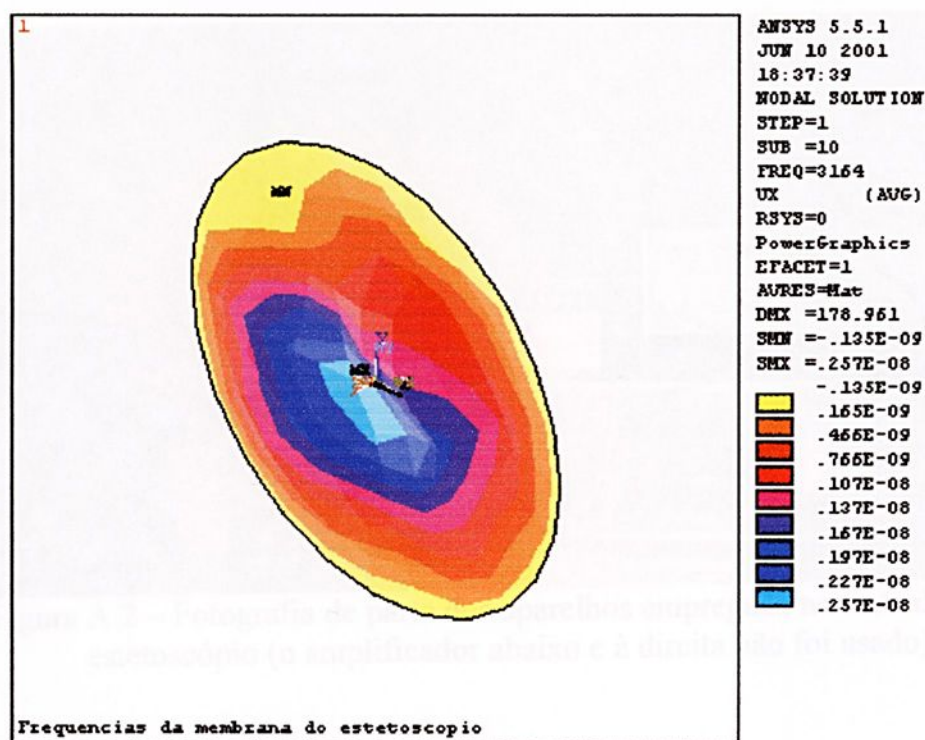
ANSYS 5.5.1
JUN 10 2001
18:35:59
MODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =9
FREQ=3149
UX (AVG)
RSYS=0
PowerGraphics
EFACET=1
AVRES=Mat
DMX =187.127
SMN =-.157E-10
SMX =.361E-09

-.157E-10
.262E-10
.681E-10
.110E-09
.152E-09
.194E-09
.236E-09
.277E-09
.319E-09
.361E-09

Solução Nodal: 9ª frequência



Membrana na 10ª frequência: deformada e não-deformada



Solução Nodal: 10ª frequência

ANEXOS



Figura A.1 – Fotografia da campânula do estetoscópio nacional colada em base pesada (a esquerda das fotos) e o receptáculo do estetoscópio americano com campânula e receptor de diafragma (lado direito das fotos)

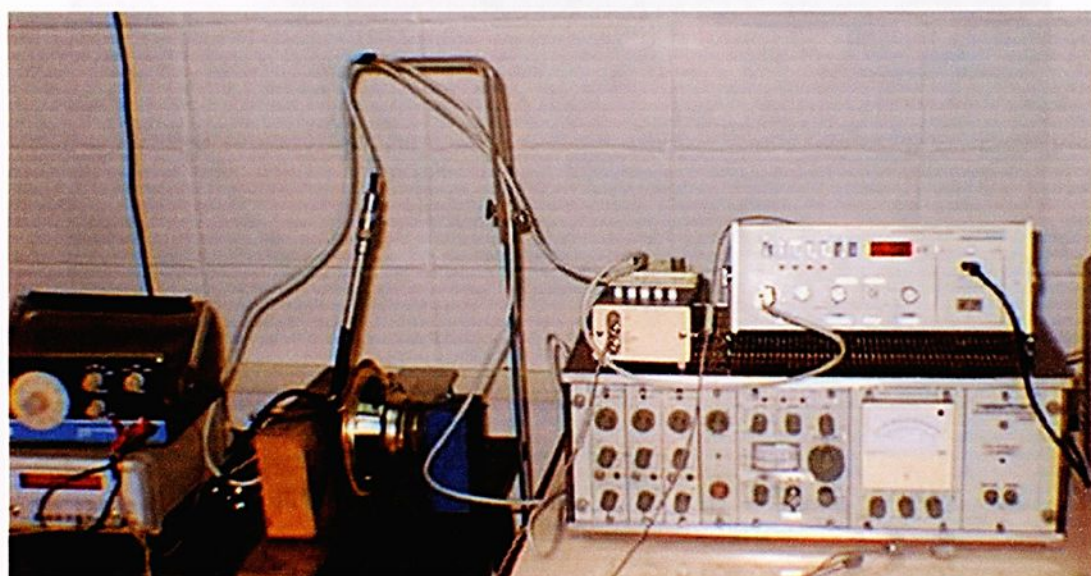


Figura A.2 – Fotografia de parte dos aparelhos empregada no teste do estetoscópio (o amplificador abaixo e à direita não foi usado)

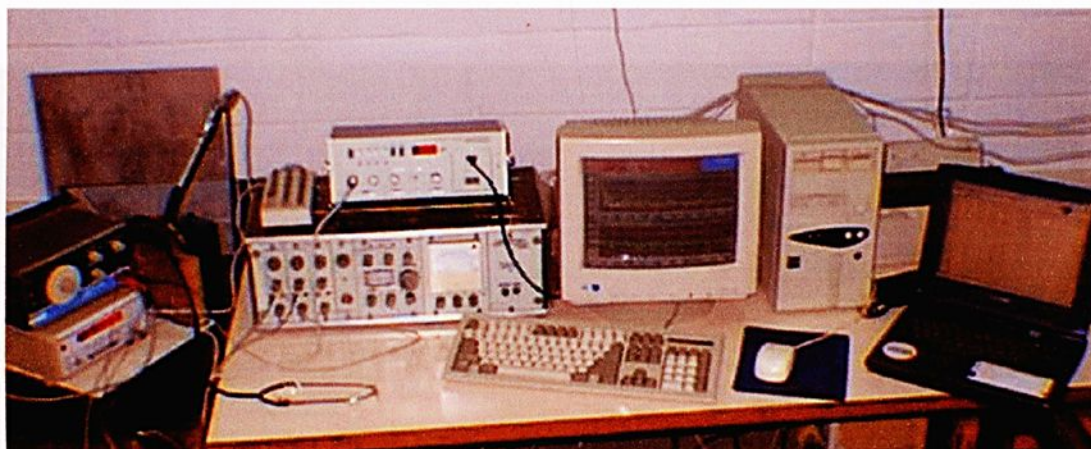


Figura A.3 – Visão da bancada: aparelhos e microcomputadores

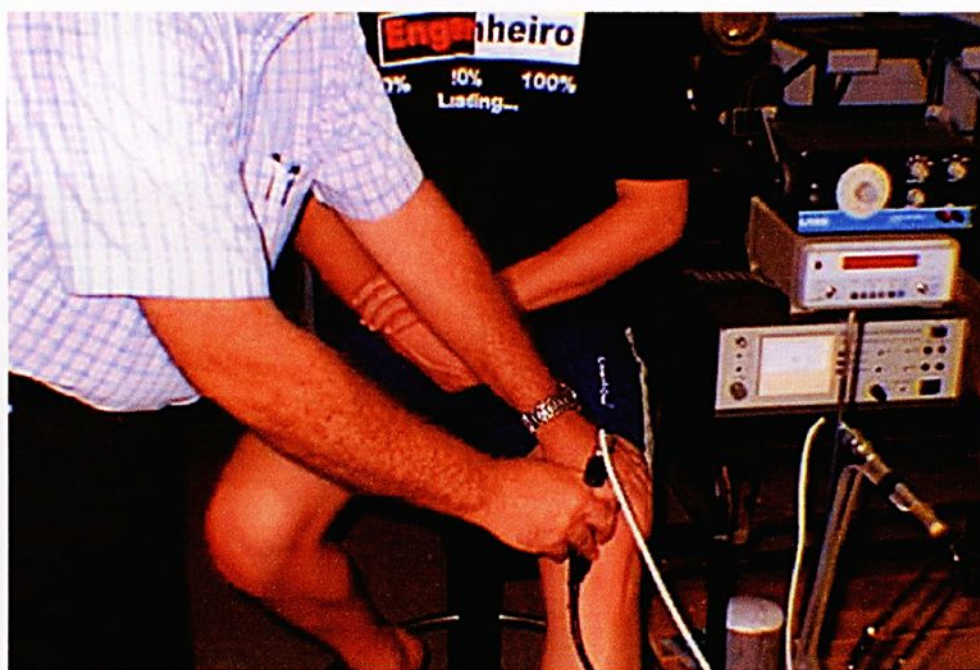


Figura A.4 – teste com voluntários

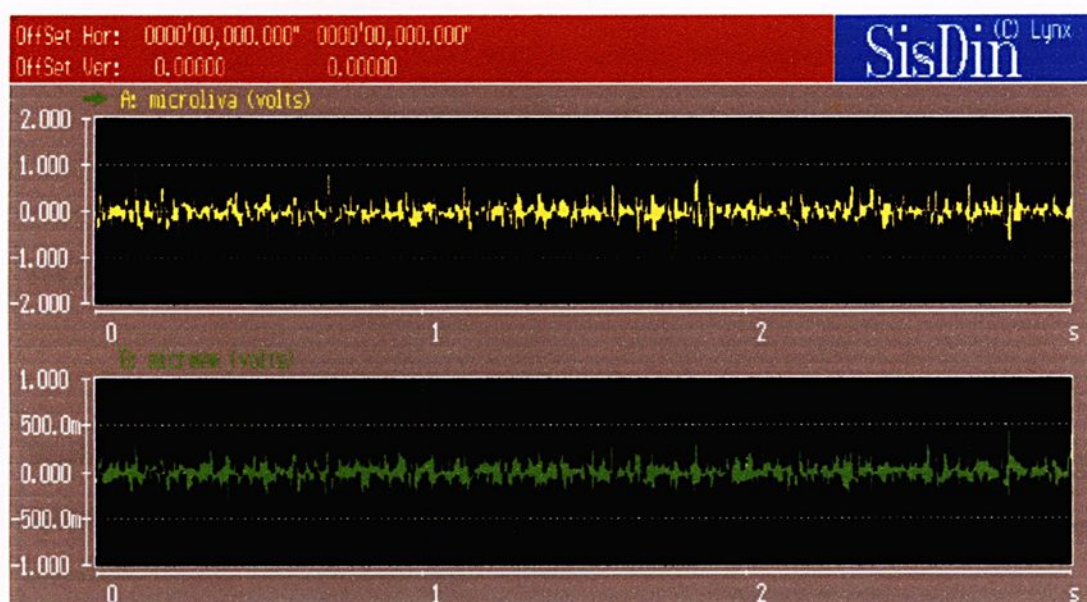


Figura A.5 – Joelho direito imóvel - Gráficos no domínio do tempo coletados no microfone da oliva (curva superior) e no microfone próximo à membrana (curva inferior) de um indivíduo jovem com seu joelho direito sem patologias

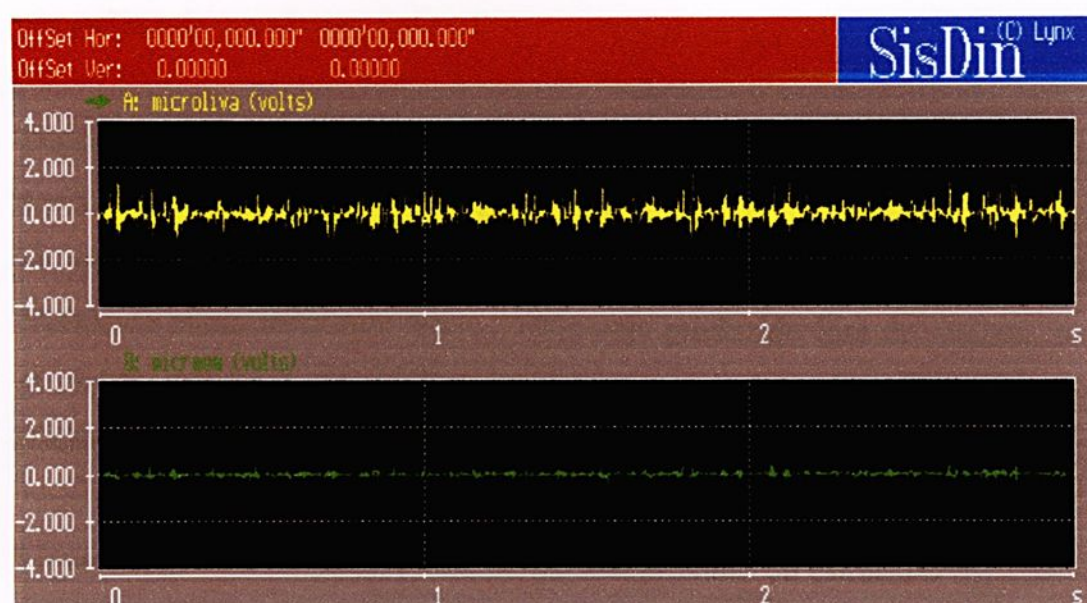


Figura A.6 – Joelho esquerdo imóvel - Gráficos no domínio do tempo coletados no microfone da oliva (curva superior) e no microfone próximo à membrana (curva inferior) de um indivíduo jovem com seu joelho esquerdo sem patologias

GLOSSÁRIO

Bulha cardíaca – é o ruído produzido no coração pelo retesamento dos aparelhos valvulares, como consequência da variação da pressão intraventricular durante a sístole.

Doença articular degenerativa ou osteoartrite ou osteoartrose – distúrbio comum que afeta uma ou mais articulações. Origina-se de uma deterioração local da cartilagem articular, caracterizando-se pela degeneração progressiva desta cartilagem, hipertrofia e deformação do osso subcondral e inflamação secundária da membrana sinovial.

Distúrbios - um *distúrbio* ou uma *perturbação* é caracterizado por um sinal que tende a afetar de modo adverso o valor da variável de saída de um sistema. Se o distúrbio ou perturbação for gerado internamente no sistema será conhecido como *distúrbio interno*. Caso seja produzido fora do sistema, será *distúrbio externo* e se comportará como um sinal de entrada no sistema (OGATA, 2000, p.2).

Ligamentos – são espessamentos da cápsula articular ou estruturas isoladas da cápsula articular e constituídos de tecido conjuntivo fibroso. São rígidos e inelásticos, mas ao mesmo tempo dobráveis e flexíveis de tal modo a não oferecer resistência aos movimentos normais. Existem para prevenir a ocorrência de movimentos excessivos ou anormais e tornam-se tensos nos

limites normais de alguns movimentos articulares especiais. São pouco elásticos e não suportam tensão prolongada e em caso dela ocorrer, sempre resulta em dor.

Líquido sinovial - é um fluido claro ou levemente amarelado que existe em quantidades mínimas nas articulações. Tem duas funções principais: lubrificação da articulação e nutrição dos tecidos articulares.

Meniscos - estruturas anatômicas internas de algumas articulações, constituídas de fibrocartilagem, com predomínio do tecido fibroso e com poucas células cartilaginosas. Funcionam como amortecedores de choque, minimizam o atrito das superfícies articulares e ajudam a manter uma perfeita lubrificação da articulação pelo líquido sinovial.

Procedimento não-invasivo - procedimento médico em que não há necessidade de ser realizado nenhum ferimento, puntiforme ou cortante, na pele ou em qualquer outro tecido. Por exemplo, o exame clínico de rotina ou especializado, exame radiológico, eletrocardiograma, eletroencefalograma etc..

Processo a controlar - um sistema a controlar é o conjunto de partes ou itens de um equipamento ou de uma máquina que funcionam juntos e que têm como finalidade o desempenho de uma determinada função ou operação (OGATA, 2000, p.2). Neste trabalho o *sistema a controlar* é o estetoscópio com todos seus componentes.

Resposta de frequência - pelo termo *resposta de frequência* entende-se a resposta em regime estacionário de um sistema submetido a um sinal de entrada senoidal. Nos métodos de resposta em frequência, varia-se a frequência do sinal de entrada ao longo de uma faixa de interesse e estuda-se a

resposta resultante. Uma das vantagens do enfoque da resposta de frequência é que os testes experimentais são, em geral, simples e podem ser realizados com exatidão a partir do uso de geradores de sinal senoidal e de equipamentos de medida precisos.

Ruídos do coração – denominam-se ruídos do coração o primeiro, o segundo, o terceiro ruídos, o ruído auricular e o quarto ruído. Em todo indivíduo normal, o primeiro e segundo ruídos são fenômenos acústicos audíveis na região precordial e, por isso, são chamados de ruídos fundamentais. O terceiro ruído só é audível em poucas pessoas. O ruído auricular e o quarto ruído excepcionalmente são audíveis em condições normais (COSSIO, 1955, p. 151). Denomina-se ruído de sopro, ou simplesmente sopro, o aparecimento na região precordial ou suas vizinhanças de uma sensação acústica semelhante ao ruído que produz o ar ao ser expulso da boca, mantendo-se os lábios entreabertos. Os sopros podem originar-se do próprio coração e dos troncos arteriais que partem de suas cavidades ou nas formações vizinhas, porém vinculadas com a atividade cardíaca. O sopro da estenose da válvula mitral relativa é observado quando há aumento da cavidade do ventrículo esquerdo sem o correspondente aumento da aurícula esquerda. Trata-se de um sopro pressistólico muito suave (COSSIO 1955, p. 186).

Sistemas - um *sistema* é a combinação de componentes que atuam em conjunto para atingir um certo objetivo (OGATA, 2000, p.2). No nosso caso, as partes do estetoscópio conduzindo os sons produzidos nos diversos sistemas do corpo humano, amplificando estes sons, até que cheguem aos ouvidos do médico, para serem então entendidos e interpretados.

Sistemas de controle a malha aberta - os sistemas nos quais o sinal de saída não afeta a ação de controle são os chamados *sistemas de controle a malha aberta*. Portanto, num sistema de controle a malha aberta, não se mede o sinal

de saída nem tampouco este sinal é enviado de volta para comparação com o sinal de entrada (OGATA, 2000, p.5). Isto ocorre no estetoscópio médico. Nele, o sinal de saída não é comparado com o sinal de referência de entrada. Assim, a cada sinal de referência na entrada corresponde uma condição de operação fixa; como resultado, a exatidão do sistema depende de uma calibração. Na presença de distúrbios, os sistemas de controle a malha aberta não desempenham a tarefa desejada. Na prática, os sistemas de controle a malha aberta são usados somente quando as relações de entrada e saída do processo a controlar forem conhecidas e quando não existirem distúrbios internos ou externos. Tais sistemas não são, obviamente, sistemas de controle com retroação. Note-se que todos os sistemas em que as ações de controle são diretamente uma função do tempo constituem um sistema a malha aberta (*ibid.*, p.5). Os estetoscópios são sistemas projetados através de um enfoque convencional e limitados aos sistemas monovariáveis (uma única variável de entrada e uma única variável de saída), lineares e invariantes no tempo. É desejável que um sistema assim projetado apresente erros tão pequenos quanto possível ao sinal de entrada. Por isso, o amortecimento do sistema deve ser razoável. A dinâmica do sistema deve ser relativamente insensível a pequenas variações nos valores dos parâmetros. Os distúrbios indesejáveis devem ser bem atenuados. Como o projeto do estetoscópio inclui poucas opções, pode-se efetuar uma escolha ótima a partir de considerações do tipo desempenho global, custo, espaço e peso.

Transformada de Laplace - a *transformada de Laplace* é um método operacional que pode ser usado de maneira vantajosa na solução de equações diferenciais lineares. Por meio da transformada de Laplace é possível converter muitas das funções comuns, tais como senóides, funções senoidais amortecidas e exponenciais, em funções algébricas de uma variável complexa s . Operações como derivação e integração podem ser substituídas por operações algébricas no plano complexo. Assim, uma equação diferencial

linear pode ser transformada numa equação algébrica da variável complexa s . Se a equação algébrica em s for resolvida em termos da variável dependente, será então possível obter a solução da equação diferencial (transformada de Laplace inversa da variável dependente) com o auxílio de uma tabela de pares Transformada-Função ou através da técnica de expansão em frações parciais. Uma vantagem do método da transformada de Laplace é que ele permite o uso de técnicas gráficas para prever o desempenho do sistema sem a necessidade de resolver as equações diferenciais que o descrevem. Outra vantagem do método da transformada de Laplace é que, ao se resolver a equação diferencial, tanto a componente transitória como a de regime permanente podem ser obtidas simultaneamente (OGATA, 2000, p. 10). Neste trabalho foram usados os softwares AQDADOS e SISDIN na solução das equações que se fizeram necessárias através da transformada de Laplace.

Transformada de Fourier – segundo Crede (1972, p.49), uma função periódica pode ser expressa por uma série trigonométrica infinita, da forma:

$$f(\theta) = \frac{a_0}{2} + (a_1 \cos \theta + b_1 \sin \theta) + (a_2 \cos 2\theta + b_2 \sin 2\theta) + \dots$$

Esta série pode ser escrita sob a forma de um somatório:

$$f(\theta) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos n\theta + b_n \sin n\theta)$$

Os coeficientes a_n e b_n são conhecidos como *Coeficientes de Fourier* e a série $f(\theta)$, como *Série de Fourier*. Esta série é de uso corrente na análise da vibração, pela correspondência com as funções periódicas que não são harmônicas, isto é, não podem ser descritas por uma função senoidal simples. Se se aplicar a Série de Fourier para resolver problemas de vibração, o parâmetro θ é trocado por um parâmetro-tempo que pode ser expresso, sem dimensão, como ωt , onde ω é a frequência associada com o período fundamental.

A Série de Fourier é apresentada na forma de equações integrais e é aplicada somente em funções de $f(t)$ que sejam periódicas. Para cálculo dos coeficientes a_n e b_n e funções transformáveis ver Crede (1972, p. 49).

Shabana (1996, p.190) relata que em muitas aplicações as funções periódicas não podem ser descritas por curvas simples. Estas funções podem ser obtidas por medidas experimentais e, conseqüentemente, os seus valores em pontos diferentes no tempo são dados em forma de tabela. Nestes casos pode ser impossível, a integração direta de funções periódicas em forma analítica fechada. Deve-se então recorrer a cálculos numéricos na avaliação dos coeficientes de Fourier.

Então, se a função pode ser representada pela Série de Fourier, ela é definida analiticamente, e torna-se evidente a natureza de sua periodicidade. Por outro lado, a função pode ser definida graficamente pela reprodução do traçado e, para se confirmar, pela seleção de um curto período.

Variável controlada - a *variável controlada* é a grandeza ou as condições que são medidas e controladas, em outras palavras, a grandeza de saída do sistema(OGATA 2000, p.2). No caso do estetoscópio são as frequências (em Hertz) ou a pressão sonora (em decibéis), que afloram pelas olivas e que são ouvidas pelo médico.

