

**Aquisição e Processamento de Sons Crepitantes
Para Auxílio ao Diagnóstico de Enfermidades
Pulmonares**

Daniel Ferreira da Ponte

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Daniel Ferreira da Ponte

AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SONS CREPITANTES
PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE ENFERMIDADES
PULMONARES

Tese submetida ao programa de pós-graduação da Universidade Federal de Santa Catarina para obtenção do grau de Doutor em Engenharia Elétrica.

Orientador: PhD. Raimes Moraes.

Florianópolis, Junho de 2011

Catálogo na fonte pela Biblioteca Universitária
da
Universidade Federal de Santa Catarina

P813a Ponte, Daniel Ferreira da
Aquisição e processamento de sons crepitantes para auxílio
ao diagnóstico de enfermidades pulmonares [tese] / Daniel
Ferreira da Ponte ; orientador, Raimés Moraes. -
Florianópolis, SC, 2011.
162 p.: il., grafs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa Catarina,
Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Elétrica.

Inclui referências

1. Engenharia elétrica. 2. Aquisição de dados. 3. Aparelho
respiratório - Doenças. 4. Aparelho respiratório - Sons. 5.
Filtros elétricos. 6. Frequência máxima. 7. Processamento de
sinais. 8. Equalização de sons. I. Moraes, Raimés. II.
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU 621.3

AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SONS CREPITANTES
PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE ENFERMIDADES
PULMONARES

‘Esta Tese foi julgada adequada para obtenção do Título de Doutor em Engenharia Elétrica, Área de Concentração em **Engenharia Biomédica**, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.’

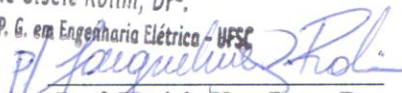


Prof. Raimés Moraes, PhD.

Orientador

Prof.^a Jacqueline Giséle Rolim, Dr.^a

Sub-Coordenadora do programa de P. G. em Engenharia Elétrica - UFSC



Prof. Patrick Kuo-Peng, Dr.

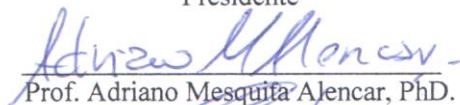
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

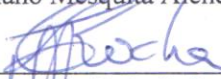


Prof. Raimés Moraes, PhD.

Presidente



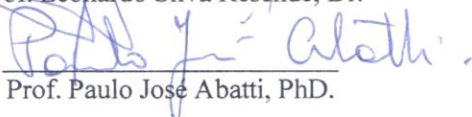
Prof. Adriano Mesquita Alencar, PhD.



Prof. Carlos Aurélio Faria da Rocha, Dr. Sc.



Prof. Leonardo Silva Resende, Dr.



Prof. Paulo José Abatti, PhD.

“Ontem um menino que brincava me falou
Hoje é a semente do amanhã
Para não ter medo que este tempo vai passar
Não se desespere, nem pare de sonhar
Nunca se entregue, nasça sempre com as manhãs
Deixe a luz do sol brilhar no céu do seu olhar
Fé na vida, fé no homem, fé no que virá
Nós podemos tudo, nós podemos mais
Vamos lá fazer o que será”

Gonzaguinha.

Dedicatória

Dedico este trabalho a minha esposa Graciete.

Agradecimentos

Agradeço a Deus, ser absoluto, pela sua imensa criação e por suscitar no interior do homem o desejo de perscrutar os seus mistérios.

Agradeço aos meus pais Rita Albuquerque F. Ponte e José Jacinto F. da Ponte pela vida e a minha esposa Graciete Dias da Silva pela companhia em todos os momentos.

Agradeço ao meu orientador, Prof^o. PhD. Raimes Moraes, pela paciência, atenção e tempo que despendeu para ler e reler este trabalho, fazendo as críticas e apontando sugestões.

Agradeço a Prof^a. Dr. Deborah C. Hizume pela colaboração desde o início deste trabalho, acompanhando-me nas realizações das medidas e discutindo questões das doenças estudadas.

Agradeço a banca de qualificação: Dr. Adriano M. Alencar, Dr. Leila J. M. Steidle, Dr. Samir N. Y. Gerges, Dr. Leonardo S. Resende pela contribuição na discussão do tema proposto.

Agradeço à médica Renata Cristina T. P. Viana e a Mariana Dacorégio, estudante de medicina, pela contribuição na coleta dos sons.

Agradeço aos colegas Sergio Okida, João Baggio, Pedro Giassi, Luiz que foram companheiros nessa jornada de quatro anos.

Agradeço a Noêmia pelo carinho com que me acolheu em Florianópolis.

Agradeço aos professores das disciplinas cursadas e em especial aos professores Dr. Leonardo S. Resende e Dr. Carlos Aurélio F. Rocha pela disponibilidade em contribuir com o desenvolvimento da tese.

Agradeço aos pacientes que possibilitaram a existência deste trabalho.

Agradeço aos hospitais onde foram realizadas as medidas necessárias para realização deste trabalho: Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina, Hospital Regional de São José e Instituto de Cardiologia de Santa Catarina.

Agradeço ao Instituto Federal de Educação Tecnológica do Piauí (IFPI) pelo apoio para realização deste trabalho.

“O caminho foi irregular e acidentado. Escorreguei, atrapalhei-me com minhas próprias pernas, mas me equilibrei e disse a mim mesmo: ‘Isso foi um escorregão, não uma queda’”

Abraham Lincoln (Discurso, 1860)

Resumo da Tese apresentada à UFSC
como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Doutor
em Engenharia Elétrica

AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SONS CREPITANTES
PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE ENFERMIDADES
PULMONARES

Daniel Ferreira da Ponte
Junho/2011

O presente trabalho aborda o desenvolvimento e a implementação de um sistema de aquisição de sons pulmonares de baixo custo para investigar técnicas para a aquisição e processamento de sons crepitantes que estão presentes em pacientes com fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC). O objetivo é captar sons que portem mais informação de diagnóstico, bem como analisá-los para melhor caracterizar parâmetros de diagnóstico propostos na literatura. Visa, assim, contribuir para a obtenção de parâmetros quantitativos que possam auxiliar o diagnóstico e o acompanhamento do estado clínico de pacientes. Os resultados obtidos mostraram que a utilização de filtro passa-altas e ganhos adequados possibilitam o registro de sons com maior frequência máxima. É também discutido o efeito da atenuação causada pelo percurso do som entre os pulmões e a superfície do tórax comprometendo a análise do crepitante, pois altera as características morfológicas e espectrais desses sinais. Para recuperar o sinal submetido ao efeito desse canal, técnicas de equalização FLSI (*Fir Least Square Inverse*) e EVA (*Eigenvector Approach*) foram aplicadas elevando a frequência máxima e recuperando a morfologia do sinal. Este trabalho também mostra que a utilização das técnicas DPWD (*Pseudo Discrete Wigner-Ville Distribution*) e MGM (Método Geométrico Modificado), adequada a sinais não estacionários, aos crepitantes possibilita a detecção objetiva da sua máxima frequência em diferentes enfermidades, possibilitando a diferenciação de pacientes com fibrose e pneumonia e entre pacientes com fibrose e ICC (Insuficiência Cardíaca Congestiva). Com a técnica foi possível estimar a frequência máxima maior nas enfermidades estudadas do que as apresentadas na literatura. A variação da taxa respiratória e volume relativo medidos nessas taxas não alterou a estimativa da frequência máxima de maneira estatisticamente significativa.

**Abstract of Thesis presented to UFSC
as a partial fulfillment of the requirements for the degree of
Doctor in Electrical Engineering**

**AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DE SONS CREPITANTES
PARA AUXÍLIO AO DIAGNÓSTICO DE ENFERMIDADES
PULMONARES**

**Daniel Ferreira da Ponte
Junho/2011**

This paper discusses the development and implementation of a system of acquisition of lung sounds of low-cost techniques to investigate the acquisition and processing of crackling sounds that are present in patients with cystic fibrosis, pneumonia and congestive heart failure (CHF). The goal is to capture sounds that carry more diagnostic information and analyze them to better define diagnostic criteria proposed in the literature. Therefore aims to contribute to the achievement of quantitative parameters that may assist the diagnosis and monitoring of clinical status of patients. The results showed that using high-pass filter and allow adequate returns the record sounds with higher maximum frequency. It also discussed the effect of attenuation caused by the sound path between the lungs and chest area compromising the analysis of crackling, because it alters the morphological and spectral those signals. To recover the signal subjected to the effect of channel equalization techniques have been applied FLSI (*Fir Least Square Inverse*) and EVA (*Eigenvector Approach*) and raising the maximum frequency and morphology of recovering the signal. This work also shows that the use of techniques and DPWD (*Pseudo Discrete Wigner-Ville Distribution*) and MGM (*Modified Geometric Method*) appropriate to non-stationary signal, the crackling allows the objective detection of its maximum frequency in different diseases, enabling the differentiation of patients with fibrosis and pneumonia among patients with fibrosis and congestive heart failure. With the technique it was possible to estimate the maximum frequency higher in the studied illnesses reported in the literature. The variation of relative volume and respiratory rate measured in these rates did not change the estimate of the maximum frequency was statistically significantly so.

Sumário

Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xxii
Lista de Abreviaturas	xxvii
1.0 Introdução	1
1.1 Contextualização da Pesquisa	1
1.2 Objetivos Gerais	3
1.3 Objetivos Específicos	3
1.4 Justificativa	3
1.5 Organização do texto	4
2.0 Fundamentação Teórica	5
2.1 Introdução	5
2.2 Fisiologia da Respiração	7
2.3 Enfermidades Respiratórias	9
2.4 Estreitamento e Obstrução das Vias Aéreas	11
2.5 Tipos de Fluxo do Ar nas Vias Aéreas	12
2.6 O Som e Suas Propriedades Físicas	15
2.7 Psicoacústica do Som	17
2.8 Ausculta Pulmonar	19
2.9 Sons Respiratórios	20
2.10 Especificações de Sistema Para Registro de Sons Pulmonares	24
2.11 Classificação das Crepitações em Tempo e Frequência	25
2.13 Análise Espectral de Sinais	34
2.14 Conclusão	35
3.0 Materiais e Métodos	36
3.1 Sistema para a Captação de Sons Respiratórios e da Forma de Onda do Fluxo Respiratório	36
3.2 Distribuição de Wigner-Ville e MGM	49
3.3 Caracterização do canal Tórax – Campânula e Equalização	52
3.3.1 Medida da Atenuação do Tórax	53

3.3.2 Equalização para Compensação da Atenuação Tórax – Campânula	57
3.4 Equalização Cega aplicada a Sons Crepitantes	61
Algoritmo de Autovetores - EVA	62
3.5 Discussão	64
4.0 Resultados	65
4.1 Avaliação Quantitativa e Qualitativa do Sistema de Aquisição .	65
4.2 Influência da Frequência de Corte do Filtro PA e Ganho sobre Parâmetros de Crepitações	70
4.3 Resultados das Medidas de Atenuação e Equalização	71
4.4 Medidas da Máxima Frequência e Intervalo 2CD	78
4.4.1 Influência da taxa respiratória e volume em pacientes com fibrose	82
4.5 Efeito da Equalização dos Crepitantes na Frequência Máxima e Intervalo 2CD	83
5.0 Discussão	87
6.0 Conclusão	94
Apêndice A	97
Apêndice B	99
Apêndice C	100
Apêndice D	101
Apêndice H	121
Referências Bibliográficas	123

Lista de Figuras

Figura 2.1: Corte do sistema respiratório, mostrando a localização de seus componentes (modificado de Feinberg, 1986).	7
Figura 2.2: (a) Esquema da estrutura das vias aéreas humanas (WEIBEL, 1984), onde: T - traquéia; BD - brônquios direito; BL - brônquios lobares, BS - brônquios segmentares; BR - bronquíolos; BRT - bronquíolos terminais; BRR - bronquíolos respiratórios; DA - dutos alveolares; SA - sacos alveolares. (b) Molde das vias aéreas de um pulmão humano que ilustra sua complexidade.	8
Figura 2.3 Representação de seção frontal de via aérea: (a) normal; (b) com edema ou broncoespasmo; (c) colapsada; (d) com retenção de muco; (e) obstrução com muco (seção lateral).	11
Figura 2.4: Diagrama de fluxo laminar em um tubo rígido com velocidade crescente à medida que se afasta de suas paredes. O parâmetro v é a velocidade do fluido; r é o raio do duto e ΔP é a diferença de pressão aplicada ao duto que proporciona o fluxo.	13
Figura 2.5: Combinação de fluxo laminar e turbulento na região traqueobrônquica (POSTIAUX, 2004).	14
Figura 2.6: Vórtices: uma corrente de ar emergindo de uma fenda ou abertura circular em um canal de maior diâmetro, mudando repentinamente de direção, gerando vórtices (LEHRER, 2002).	14
Figura 2.7: (a) Forma de onda de um tom de 512 Hz emitida por um diapasão; (b) Nota musical de 512 Hz emitida por um órgão que é constituída pela fundamental e harmônicas.	17
Figura 2.8: Limiar auditivo em função da frequência (mod. GUYTON at al., 2006).	18

Figura 2.9: Pontos de ausculta dos sons pulmonares na parte posterior do tórax.	19
Figura 2.10: (a) Partes integrantes do estetoscópio acústico. Diafragma: membrana rígida colocada sobre o paciente; Campânula: receptor acústico que, juntamente com o diafragma, amplifica os sons respiratórios; Tubo em Y: conduz o som amplificado até os extensores; Extensores: conduzem o som até o ouvido; Olivas: ajuste do aparelho no canal auditivo; (b) Banda passante típica de estetoscópio (WEBSTER, 1998).	20
Figura 2.11: Uma via aérea colapsada e obstruída por líquido que impede o fluxo de ar (mod. de MAJUMDAR et al., 2003).	22
Figura 2.12: Exemplo de registro de som crepitante e denominações propostas na literatura. IDW: deflexão inicial (<i>Initial Deflection Width</i>); é o intervalo entre o primeiro e o segundo cruzamento da linha de base. Essa deflexão abrupta pode ser positiva ou negativa. É negativa se a crepitação estiver situada na inspiração; positivo, se estiver situado na expiração. 1CD: duração do primeiro ciclo (<i>First Cycle Duration</i>). 2CD: duração dos dois primeiros ciclos (<i>Two Cycles Duration</i>); é a soma dos intervalos compreendidos entre os quatro primeiros cruzamentos pela linha de base. DS: intervalo de amortecimento (<i>Decay Segment</i>); corresponde ao conjunto de ondas que se seguem ao 1CD com atenuação exponencial. LDW: duração da deflexão de maior amplitude (<i>Large Deflection Width</i>). TD: duração total das ondas que compõem as crepitações (<i>Total Duration</i>).	26
Figura 2.13: Medida do intervalo 2CD de um som crepitante realizada com sistema de aquisição mostrado na Figura 3.1b.	27
Figura 2.14: Medidas de atenuação do tórax obtidas de: (1) dois voluntários com o emprego de acelerômetros de PVDF (ACH-01, Atochem); (2) oito voluntários com o uso de acelerômetros FYSPac2.	34

Figura 3.1: (a) Sistema microcontrolado para a aquisição de sinais respiratórios: 3 canais de aquisição de som; 1 canal para aquisição da forma de onda do fluxo respiratório; (b) Modificação de (a) para análise do efeito do filtro passa-altas (PA) no som crepitante (Seção 4.2).....	37
Figura 3.2: (a) Microfones e sua montagem em acoplador acústico como utilizado no sistema desenvolvido. (b) Resposta em frequência do microfone fornecida pelo fabricante.....	39
Figura 3.3: Transdutor diferencial de pressão DC030NDC4 à esquerda e o seu circuito interno à direita. (1-alimentação, 2-Terra, 3-Sinal de saída do sensor).....	40
Figura 3.4: (a) Pneumotacógrafo da TAKAOKA conectado ao transdutor diferencial de pressão. (b) Foto de seção transversal do pneumotacógrafo.....	40
Figura 3.5 Módulos de amplificação e filtragem para condicionamento do sinal.....	41
Figura 3.6: Resposta em frequência do filtro passa-faixa (composição de PA de segunda ordem com PB de segunda ordem) com banda passante de 150Hz a 2,5kHz.....	41
Figura 3.7: Resposta em frequência do filtro passa-baixas com frequência de corte em 40Hz do circuito do transdutor diferencial de pressão.....	42
Figura 3.8: (a) Microcontrolador ADuC841 com os pinos P0.0 – P0.7 conectados ao dispositivo controlador USB FT245BM. Os pinos de controle TXE# e WR e a entrada/saída USB (USB DP(D+ USB data) e USB DM(D- USB data)) são mostrados. (b): Amostrador e retentor (<i>sample-and-hold</i>) SMP04 da Analog Devices (1998) com capacidade para quatro canais.	44

Figura 3.9: Fluxograma do <i>firmware</i> : inicia as variáveis e registradores, digitaliza os canais do A/D e transmissão de dados para o PC.	45
Figura 3.10: Tela do sistema de aquisição. Permite iniciar e finalizar a aquisição, nomear arquivo quando do armazenamento das formas de onda e visualizar formas de onda anteriormente registradas.	46
Figura 3.11: Curva da integral do quadrado da energia fracional e a aplicação do MGM para detectar a máxima frequência.....	51
Figura 3.12: Sinal gerado pelo Eq.3-2 considerando uma taxa de amostragem de 10 kSPS ($f = 900$ Hz e $\sigma = 0,0008$ (52 amostras))......	52
Figura 3.13: Sistema baseado nas diretrizes de CORSA durante caracterização da atenuação do tórax. A - caixa de poliestireno (100 x 50 x 60 cm); B - microfone na extremidade do tubo; C- microfone posicionado no lado esquerdo da parte posterior do tórax. D- transdutor diferencial de pressão.....	54
Figura 3.14: Resposta em frequência dos filtros passa-altas utilizados na coleta dos sons para caracterização do tórax.	56
Figura 3.15:Representação do sistema de transmissão dos crepitantes gerados nos pulmões, onde $d[n]$ é o som crepitante e $x[n]$, o sinal captado.	58
Figura 3.16: Efeito do canal $g[n]$ sobre os sons gerados nos pulmões ($d[n]$) e o filtro equalizador compensando o efeito do canal, tal que $y[n] \approx d[n]$	58
Figura 3.17: Diagrama de bloco simplificado para ilustrar o projeto de um filtro FLSI.	59

Figura 3.18: Composição de tons (300 e 1000 Hz) e som crepitante captado de um paciente com fibrose pulmonar.	61
Figura 3.19: Configuração do sistema para equalização cega com filtros FIR $e[n]$ e $f[n]$	62
Figura 4.1: Curva obtida pela razão do espectro normalizado obtido para o sistema desenvolvido e sistema de referência na banda de interesse.....	66
Figura 4.2: (a) Crepitações (traçado preto) e formas de onda do fluxo (traçado azul) captados em pacientes com fibrose pulmonar (a) e Insuficiência cardíaca (b).....	67
Figura 4.3: Detalhes de crepitações da Figura 4.2.b.....	67
Figura 4.4: Crepitações presentes em pneumonia podem ser acompanhadas por sibilo (intervalo destacado por circunferência).....	68
Figura 4.5: (a) Sibilos gravados em pacientes com asma; (b) Sonograma da Figura 4.5.a, usando janela Hamming com 512 pontos.	68
Figura 4.6: Resultado do questionário submetido aos especialistas: Sons respiratórios sobrepõem-se a sinais interferentes (ruídos de fundo e externo).	69
Figura 4.7: Resultado do questionário submetido aos especialistas: presença de ruídos externos (vozes e outros) dificultam a interpretação dos sons.	69
Figura 4.8: Resultado do questionário submetido aos especialistas: presença de sons cardíacos dificultam a interpretação dos sons.	69
Figura 4.9: (a) Mesmo crepitante registrado por diferentes canais apresentam parâmetros com diferentes valores (Tabela 4.1). (b) Potência espectral média medida por um	

acelerômetro nos níveis da terceira e sexta vértebra torácica em oito voluntários na faixa de frequência de 100-600 Hz (mod. de WODICKA et al., 1990). 70

Figura 4.10: Curva de atenuação obtida de oito voluntários, respirando a 12 resp/min. A medida foi realizada com sistema desenvolvido de acordo com as recomendações do CORSA (2000). As linhas tracejadas representam o desvio padrão para as medidas realizadas. 72

Figura 4.11: Polos-zero do filtro FIR que mimetiza a resposta de magnitude da curva de atenuação mostrada na Figura 4.10. 73

Figura 4.12: Estimação e inversão do canal (*Least Square Inverse*): (a) Espectro do resultado da convolução do canal com filtro FIR equalizador. (c) Espectro da curva de atenuação (canal) e (b) Espectro do equalizador estimado. 74

Figura 4.13: Registros de crepitações em dois voluntários (a) e (b). Em (1), composição tom mais crepitante aplicado na boca; em (2), som captado sobre o tórax do voluntário; em (3), resultado da equalização do som com FLSI. 74

Figura 4.14: A – Dois sons crepitantes somados a ruído branco. B – Resultado da equalização do sinal em A pelo algoritmo EVA com tamanho do filtro $\ell=24$ e 10 iterações. 76

Figura 4.15: Sons captados de 2 voluntários: (a) e (b). (1) Som aplicado à boca; (2) Som captado no tórax; (3) Crepitações após equalização pelo EVA. Em 4.14.a.c, $\ell = 21$ e 10 iterações; em 4.14.b.c, $\ell = 54$ e 10 iterações. 77

Figura 4.16: Som captado no tórax de um terceiro voluntário com $REQM_{BT} = 0,73$ 77

Figura 4.17: Média e desvio padrão do intervalo 2CD (a) e da frequência máxima (DPWD e MGM) obtida de crepitações registrados de pacientes respirando à 12resp/min com fibrose,

insuficiência cardíaca congestiva (ICC) e pneumonia. Os sons foram registrados com FcPA em 150 Hz.	80
Figura 4.18: Média e desvio padrão da máxima frequência (DPWD e MGM) (a) e intervalo 2CD (b) obtidos de sons crepitantes de pacientes com fibrose respirando a 10, 12, 15 resp/min (PA 150 Hz).	82
Figura 4.19: Máxima frequência (DPWD e MGM) com limite de corte para $VR \leq 1$ e $VR > 1$ para pacientes respirando a taxas de 10, 12 e 15 resp/min.	83
Figura E.1: Distribuição da potência espectral da uma função Gaussiana (Eq.E.1) para $\sigma = 0,0008$ e $k=500$	106
Figura E.2: Frequência máxima de uma Gaussiana contínua estimada pelo MGM para $\sigma = 0,0008$ e $k=500$	106
Figura E.3: (A) Sinal gerado pela Eq.E.2 onde $t = n(1/fs)$ para $f=200$ Hz e $\sigma=0,003$ (226 pontos); (B) Sinal gerado pela Eq.E.2 para $f=700$ Hz e $\sigma=0,001$ (64 pontos); (C) Sinal gerado pela Eq.E.2 para $f=900$ Hz e $\sigma=0,0008$ (52 pontos).	108
Figura E.4:(a) Espectro da forma de onda pela Gaussiana com uma cossenóide ($\sigma = 0,008$; $f=900$ Hz); (b) forma de onda do sinal da Figura E.4.a adicionado a ruído de fundo de baixa intensidade.	110
Figura E.5: Comparação da distribuição espectral entre o som Gaussiano+cossenóide: (A) com ruído; (B) sem ruído.	111
Figura F.1: Modelo básico de equalização cega.	112
Figura F.2: Configuração de um sistema para equalização com 4 saídas.	115
Figura F.3: Configuração do sistema para equalização cega com filtros FIR $e[k]$ e $f[k]$ de tamanho ℓ	117

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Valores aproximados da velocidade do som no ar, nas vias aéreas, água, tecido, músculo e gordura (KANIUSAS, 2006).....	15
Tabela 2.2: Nomenclatura proposta pela ILSA para designar sons adventícios na língua portuguesa e inglesa (MIKAMI et al., 1987). D: sons descontínuos; C: sons contínuos.	21
Tabela 2.3: Ocorrência das crepitações durante as fases respiratórias.....	23
Tabela 2.4: Parâmetros recomendados pelo CORSA para sistema eletrônico de captação de sons respiratórios (SOVIJÄRVI et al., 2000a).....	25
Tabela 2.5: Classificação das crepitações de acordo com <i>American Thoracic Society</i> (1977) e CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000a).....	28
Tabela 2.6: Medidas de intervalos 2CD disponíveis na literatura para fibrose, insuficiência cardíaca PIIRILÄ <i>et al.</i> (1991) e pneumonia PIIRILÄ (1992). PA refere-se à frequência de corte (fc) do filtro passa-altas do sistema utilizado na captação dos sons.....	28
Tabela 2.7: Valor médio e desvio padrão da frequência de máxima intensidade e frequência máxima, quando a intensidade for -20 dB em relação ao seu valor máximo (0 dB), medido de sons crepitantes registrados durante a inspiração (PIIRILÄ <i>et al.</i> , 1991) e (PIIRILÄ, 1992)*.....	30
Tabela 2.8: Classificação das crepitações por POSTIAUX (2004).....	30
Tabela 2.9: Dados obtidos dos trabalhos de PIIRILÄ et. al. (2000).....	32

Tabela 3.1: Parâmetros recomendados pelo CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000) e características do sistema implementado.....	38
Tabela 3.2: Especificações do microfone de eletreto MD9745APA-1 (KNOWLES ACOUSTICS, 2003).....	39
Tabela 3.3: Especificações do transdutor diferencial de pressão DC030NDC4.....	40
Tabela 3.4: Ganhos utilizados nos circuitos de condicionamentos mostrados na Figura 3.1.b.	42
Tabela 3.5: Perfil dos pacientes: idade, peso, altura.	47
Tabela 3.6: Frequências de corte dos filtros e ganhos dos canais de aquisição utilizados para a medida de atenuação.	55
Tabela 3.7: Características físicas dos voluntários.....	57
Tabela 4.1: Medidas de máxima frequência (MF), 2CD e IDW obtidas de um mesmo crepitante com diferentes ganhos (G) e diferentes frequências de corte do filtro passa-altas (FcPA).	71
Tabela 4.2: Resultado do efeito de ℓ no cálculo de $REQM_{BE}$ em crepitações com diferentes características morfológicas equalizadas aplicando FLSI.	75
Tabela 4.3: $REQMs$ entre as crepitações boca - tórax ($REQM_{BT}$) e entre boca - equalizado ($REQM_{BE}$) em função do número de coeficientes ℓ do equalizador EVA para as crepitações apresentadas na Figura 4.15.	78
Tabela 4.4: Valor médio e desvios padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com diferentes enfermidades (fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC)) respirando à 12resp/min. FcPA: 150 Hz.....	79

Tabela 4.5: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com fibrose respirando em diferentes taxas: 10, 12 15 resp/min (PA 150 Hz).....	81
Tabela 4.6: Valor médio e desvio padrão da máxima frequência impondo um limite de corte VR <1 e VR ≥ 1 para pacientes respirando a 10, 12 e 15 resp/min.....	83
Tabela 4.7: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima e intervalo 2CD de sons crepitantes de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC equalizados com algoritmo FLSI.....	84
Tabela 4.8: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima e intervalo 2CD de sons crepitantes de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC equalizados com algoritmo EVA.....	84
Tabela 5.1: Ocorrência de Crepitações Durante as Fases Respiratórias.....	88
Tabela 5.2: Comparação das frequências máximas (valores médio e desvio padrão) de sons crepitantes não equalizados e equalizados de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC.....	91
Tabela 5.3: Comparação entre frequências máximas (valor médio e desvio padrão) de sons crepitantes não equalizados e equalizados de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC.....	93
Tabela E.1: Efeito do desvio padrão na frequência máxima da Gaussiana obtida pelo MGM.....	107
Tabela E.2: Estimativa da frequência máxima do produto de uma cossenóide (cos.) por uma Gaussiana (Gaus.) aplicando DPWD e MGM.	108
Tabela E.3: Frequência máxima (FM) da Gaussiana obtida pelo MGM para diferentes valores de frequência e desvio padrão (sigma) com a utilização de diferentes tamanhos de janelas.	109

Tabela E.4: Estimativa da frequência máxima para limiar de -20dB a partir da FFT (coluna 1) e utilizando DPWD-MGM (coluna 2) para sinal composto sem ruído e com ruído..... 111

Tabela H1: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com diferentes enfermidades (fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC)) respirando à 12resp/min. FcPA: 60 Hz..... 121

Tabela H2: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com diferentes enfermidades (fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC)) respirando à 12resp/min. FcPA: 200 Hz..... 121

Lista de Abreviaturas

- AD - Analógico - Digital
- BA - Banda Alta
- BB - Banda Baixa
- BE - Boca - Equalizado
- BT - Boca -Tórax
- CORSA - *Computerized Respiratory Sound Analysis*
- CAD - Conversor Analógico - Digital
- DWV - Distribuição de Wigner –Ville
- DPWD - *Pseudo Discrete Wigner-Ville Distribution*
- DPOC - Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
- EQM - Erro Quadrático Médio
- EVA - *Eigenvector Approach*
- FcPA - Frequência de Corte do Passa - Altas
- FFT - *Fast Fourier Transform*
- FLSI - *Fir Least Square Inverse*
- ICC - Insuficiência Cardíaca Congestiva
- IDW - *Initial Deflection Width*
- IMC - Índice de Massa Corpórea
- CIQE - Curva da Integral do Quadrado da Energia Fracional
- LDW – *Large Deflection Width*
- MGM - Método Geométrico Modificado
- OMS - Organização Mundial de Saúde
- PA- Passa - Altas
- PB - Passa – Baixas
- SDP - Sensor Diferencial de Pressão
- TD - *Total Duration*

DFT – Transformada Discreta de Fourier

2CD - *Two Cycles Duration*

VR - Volume Relativo

1.0 Introdução

As doenças do aparelho respiratório são uma das principais causas de morte no mundo. Em 2005, de acordo com a Organização Mundial de Saúde, 250.000 pessoas morreram de asma e 3 milhões de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC). Estima-se que estas se constituam na terceira maior causa de mortes em 2030 (<http://www.who.int/whosis/whostat/2008/en/index.html>). Entre 1980 e 2000, a taxa de mortalidade causada por doenças respiratórias no Brasil, passou da sexta para a quinta colocação (http://portal.saude.gov.br/portal/arquivos/pdf/capitulo3_sb.pdf). No estado de Santa Catarina, as doenças respiratórias são responsáveis por cerca de 11% das mortes (www.datasus.gov.br/idb).

Portanto, o aprimoramento de técnicas de baixo custo para o diagnóstico e acompanhamento de doenças respiratórias pode ter impacto favorável sobre o orçamento da saúde em todo o mundo. Além disso, pode contribuir para a saúde do paciente, reduzindo a sua exposição a raios-X, comumente utilizado para o diagnóstico e acompanhamento do estado clínico do paciente.

A ausculta pulmonar é uma das ferramentas mais amplamente utilizadas para a avaliação clínica do estado do sistema respiratório. Isto se deve à portabilidade, baixo custo, tempo de resposta e por ser não invasiva. Não se realiza um criterioso exame sem a ausculta do paciente, pois esta se constitui em valiosa ferramenta de triagem para a correta indicação de exames complementares (POSTIAUX, 2004).

No entanto, a ausculta depende fortemente da experiência do examinador. Apesar de esforços recentes, pesquisas são necessárias para quantificar esta experiência tal que critérios mais objetivos de diagnóstico possam ser obtidos a partir dos sons pulmonares. Assim, exames mais onerosos podem ser realizados com menor frequência.

1.1 Contextualização da Pesquisa

Desde a antiguidade, sons provenientes do interior da caixa torácica vêm sendo auscultados (LEHRER, 2002). Até o século dezanove, os sons respiratórios eram detectados através do posicionamento do ouvido

contra a superfície do tórax. Em 1816, René Theophile Laennec fez uso de um cilindro de papel para auscultar os sons pulmonares, colocando uma extremidade sobre o tórax da paciente e seu ouvido na outra. Laennec chamou sua invenção de *stethoscope* do grego *stethos* (peito) e *skopein* (olhar) (LÄENNEC, 1819). Em 1819, Laennec publicou um tratado correlacionando os sons auscultados com os resultados de necropsias: edema pulmonar, pneumonia, tuberculose, bronquite, bronquiectasia, enfisema pulmonar, pneumotórax, estenose mitral e outras (GARCIA, 2002). Desde sua invenção, o estetoscópio sofreu várias modificações, deixando de ser mono auricular rígido, na forma de cilindro oco, para ser bi-auricular com tubos flexíveis. Esse modelo, desenvolvido no final do século dezanove, é semelhante ao que se utiliza atualmente. Sua adequação à rotina clínica deve-se às características já mencionadas, portabilidade, baixo custo, baixo tempo de resposta e por ser não-invasivo. Por outro lado, apresenta muitas limitações. Demanda que o examinador tenha treinamento para reconhecer os sons que o corpo humano gera na presença ou na ausência de enfermidades (GARCIA, 2002). É, portanto, um processo subjetivo que depende da capacidade auditiva do especialista (GARCIA, 2002). Além disso, o ouvido humano não possui boa sensibilidade para a faixa de frequências que é amplificada pelos estetoscópios (SOVIJÄRVI et al., 2000a). MCKUSICK et al. (1955) desenvolveram o primeiro equipamento eletrônico para gravar e analisar sons biológicos (KRAMAN et al., 2006).

No passado, houve pouco interesse comercial na análise de sons pulmonares. Em função disto, o desenvolvimento de sistemas para esta finalidade desenvolveu-se morosamente. Mais recentemente, diversos trabalhos têm descrito sistemas para a captação e para o processamento digital de sons respiratórios, visando sua melhor caracterização. SEZIN et al. (2001) classificaram os sons respiratórios usando redes neurais. GROSS et al. (2002) sugerem um sistema computadorizado baseado na transformada de wavelet para detectar e analisar sons pulmonares. KAHYA et al. (2003) utilizaram modelos auto-regressivos para classificar sons respiratórios. CIFTCI et al. (2004) realizaram modelagem adaptativa dos sons respiratórios. POURAZAD et al. (2005) propuseram separar sons respiratórios de sons cardíacos usando análise de componentes independentes (ICA). POURAZAD et al. (2006) propuseram o cancelamento dos sons cardíacos sobrepostos aos sons respiratórios usando *time-frequency filtering*.

Nas últimas décadas, esforços têm sido direcionados para padronizar os sistemas de aquisição de sons respiratórios, bem como, sistematizar a terminologia utilizada nessa área. Com esta finalidade, a comunidade européia financiou o projeto *Computerized Respiratory Sound Analysis* (CORSA) com o objetivo de estabelecer diretrizes para a investigação de sons pulmonares (SOVIJÄRVI et al., 2000).

1.2 Objetivos Gerais

Este trabalho investiga técnicas para a aquisição e processamento de sons crepitantes que estão presentes em pacientes com fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC). O objetivo é captar sons que portem mais informação de diagnóstico, bem como analisá-los para melhor caracterizar parâmetros de diagnóstico propostos na literatura. Visa, assim, contribuir para a obtenção de parâmetros quantitativos que possam auxiliar o diagnóstico e o acompanhamento do estado clínico de pacientes.

1.3 Objetivos Específicos

Desenvolver um sistema de captação de sons respiratórios baseado nas recomendações do CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000) e analisar a influência de suas características em parâmetros quantitativos obtidos de sons crepitantes.

Avaliar o potencial diagnóstico de parâmetros quantitativos obtidos de sons crepitantes gerados por diferentes enfermidades.

Estimar a atenuação do tórax e da interface tórax-microfone, utilizando um sistema de captação baseado nas recomendações do CORSA e aplicar técnicas de processamento digital de sinais para compensar o efeito dessa atenuação.

1.4 Justificativa

Diversos trabalhos propõem medidas de parâmetros quantitativos obtidas a partir dos sons respiratórios, no domínio do tempo ou no domínio da frequência, para diagnosticar a enfermidade do paciente.

Contudo, o diagnóstico de doenças respiratórias através da análise quantitativa dos sons respiratórios não está bem estabelecido. Isto pode acontecer devido a aspectos na captação dos sons respiratórios sobre o tórax que alteram o seu conteúdo de frequência e assim, sua morfologia. Ferramentas inadequadas para a análise de sinais não estacionários vêm sendo utilizadas, podendo ter contribuído para este quadro.

Assim, torna-se necessário investigar técnicas para a captação e processamento dos sons respiratórios com o objetivo de se obter informações mais consistentes sobre o estado clínico de pacientes.

1.5 Organização do texto

No Capítulo 2, Fundamentação Teórica, são abordadas a fisiologia pulmonar, as enfermidades respiratórias e a ausculta pulmonar. As propriedades físicas dos sons e os mecanismos de geração dos sons respiratórios propostos na literatura são também apresentados. Por fim, realiza-se uma discussão de trabalhos que relacionam os sons com enfermidades através da determinação de parâmetros no tempo e na frequência.

No Capítulo 3, Materiais e Métodos, apresenta-se o sistema desenvolvido para a captação de sons respiratórios. Apresenta-se ainda, as técnicas utilizadas para a medida de parâmetros dos sons, bem como, a metodologia para caracterizar o canal constituído pela interface tórax-microfone e técnicas de equalização do canal para compensar o efeito dessa atenuação.

No Capítulo 4, Resultados, são apresentados os parâmetros medidos com o sistema de captação desenvolvido, a curva de atenuação da interface tórax-microfone medida em oito voluntários, bem como resultados da aplicação das técnicas de equalização em sons crepitantes.

No Capítulo 5, Discussão, aborda-se a influência de especificações do sistema de aquisição sobre os parâmetros medidos e os resultados obtidos.

No Capítulo 6, Conclusão, são sumarizadas as contribuições do trabalho e propostas de investigação para continuidade deste trabalho.

2.0 Fundamentação Teórica

2.1 Introdução

A respiração compreende várias etapas para viabilizar a troca de gases entre o sangue e a atmosfera. A observação de variáveis associadas a esse processo possibilita que profissionais da área de saúde avaliem o sistema respiratório (pulmões, vias aéreas, caixa torácica e diafragma) para decidir sobre a necessidade de intervenção em seu funcionamento. A ausculta pulmonar é uma das técnicas utilizadas para realizar tal avaliação.

Sons pulmonares são classificados como normais e adventícios. Dentre os sons adventícios, sibilos e crepitações (*crackles*) são considerados os mais relevantes no auxílio ao diagnóstico de problemas respiratórios.

De acordo com a *American Thoracic Society* (ATS) (apud. SOVIJÄRVI *et al.*, 2000a), o sibilo é um som adventício contínuo com duração de até 250 ms que se assemelha a sinal senoidal. Esse som em pacientes com crise de asma, por exemplo, geralmente possui amplitude relativamente elevada e de fácil detecção. Sons sibilantes comumente possuem múltiplas frequências sequenciais ou simultâneas (POSTIAUX, 2004).

As crepitações são descritas como sons descontínuos, curtos, explosivos e transientes. Estes ocorrem em uma grande variedade de doenças cardiorrespiratórias. São caracterizados por uma rápida deflexão de pressão (*spike*) acompanhado de um segmento oscilatório, estando associados ao recrutamento de vias aéreas obstruídas (ALENCAR *et al.*, 2001; HANTOS *et al.*, 2004). Quando auscultados na superfície do tórax, dependem da experiência do examinador bem como da acuidade auditiva para distinguir entre os sons fisiológicos e patológicos gerados pelo corpo humano. A análise do fonopneumograma do som crepitante, registro gráfico de ruídos respiratórios, pode ser dificultada pela alteração da morfologia característica. As crepitações são consideradas como um dos sons mais úteis no diagnóstico clínico (PASTERKAMP *et al.*, 1997).

Este capítulo apresenta aspectos da fisiologia, patologia e mecanismos relacionados à dinâmica respiratória, bem como dos sinais que serão captados para a obtenção de informações sobre seu desempenho.

2.2 Fisiologia da Respiração

A respiração compreende a troca de oxigênio e de gás carbônico entre o ar ambiente e as células (CARVALHO, 2008). Para possibilitar que o oxigênio contido no ar difunda-se na circulação sanguínea, é necessário uma estrutura de dutos interconectados, denominados de vias aéreas, que conduzem o ar da atmosfera até o local onde a troca de gases ocorre, os alvéolos.

A Figura 2.1 apresenta o sistema respiratório e o percurso pelo qual o ar flui para o interior dos pulmões.

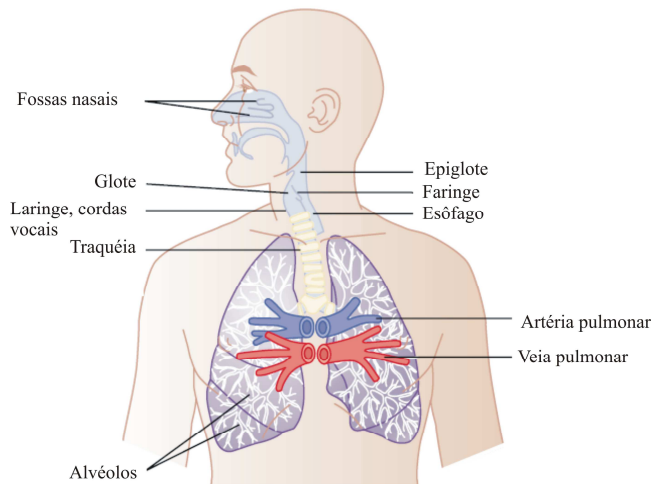


Figura 2.1: Corte do sistema respiratório, mostrando a localização de seus componentes (modificado de GUYTON et al., 2006).

As vias aéreas dividem-se em zona de condução (onde não há trocas gasosas) e zona respiratória (Figura 2.2.a). A zona de condução inicia-se na traquéia (T) que origina os brônquios direito (BD) e esquerdo (BE). Estes brônquios, por sua vez, ramificam-se sucessivamente em vias de menor diâmetro: brônquios lobares (BL), brônquios segmentares (BS), bronquíolos (BR) e bronquíolos terminais (BRT). A zona de condução termina na zona respiratória, onde os bronquíolos terminais originam os bronquíolos respiratórios (BRR). Estes se ramificam em dutos

alveolares (DA) que chegam aos sacos alveolares (SA). Estes dutos interligados possuem comprimentos e diâmetros menores ao se ramificarem, tornando-se, contudo, mais numerosos. A Figura 2.2.b traz o molde das vias aéreas de um pulmão humano para melhor ilustrar a complexidade de seu arranjo.

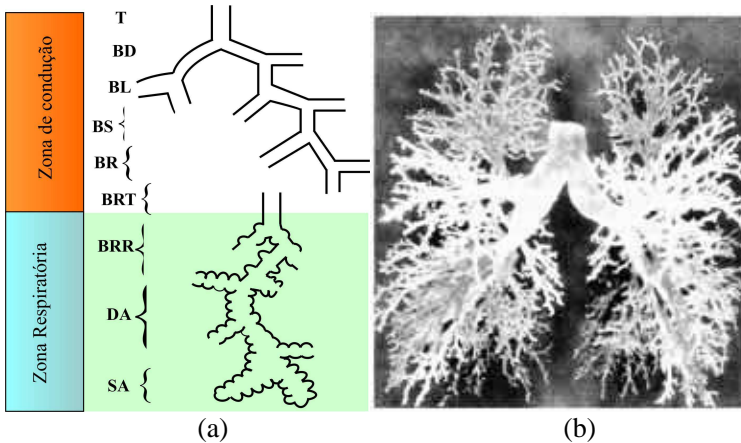


Figura 2.2: (a) Esquema da estrutura das vias aéreas humanas (WEIBEL, 1984), onde: T - traquéia; BD - brônquios direito; BL - brônquios lobares, BS - brônquios segmentares; BR - bronquíolos; BRT - bronquíolos terminais; BRR - bronquíolos respiratórios; DA - dutos alveolares; SA - sacos alveolares. (b) Molde das vias aéreas de um pulmão humano que ilustra sua complexidade.

Nas extremidades das vias aéreas, onde se encontram os alvéolos, há uma associação destas com uma extensa rede de capilares, estabelecendo estreita ligação entre o sistema circulatório e o respiratório. É nesta região em que as trocas gasosas ocorrem.

A respiração envolve trabalho mecânico por parte dos músculos respiratórios (AULER JÚNIOR et al., 1995). Durante a inspiração, os músculos respiratórios contraem-se, expandindo o tórax e o abdômen. Esta ação reduz a pressão alveolar, estabelecendo um gradiente negativo de pressão em relação à atmosférica que proporciona a entrada de ar nos pulmões. A alteração volumétrica pulmonar modifica os diâmetros ântero-posterior, transversal e vertical do tórax. Os músculos relaxam-se durante a expiração e, portanto, se alongam. A expiração ocorre como um mecanismo de retorno à posição de repouso, dependendo,

basicamente, das forças de recolhimento elástico dos pulmões e da caixa torácica (AULER JÚNIOR et al, 1995).

O trabalho conjunto de diferentes músculos respiratórios e da caixa torácica, associado às vias aéreas desimpedidas, cria todas as condições necessárias para o ar circular no interior dos pulmões e realizar as trocas gasosas.

2.3 Enfermidades Respiratórias

Doenças atingem o aparelho respiratório ocasionando o estreitamento ou a obstrução das vias aéreas. Isto dificulta a entrada do ar nos alvéolos para realizar as trocas gasosas. Apresenta-se a seguir, características de algumas doenças pulmonares de maior interesse para este trabalho.

Fibrose Pulmonar

A fibrose pulmonar recebe outras 3 genese: fibrose pulmonar idiopática, pneumonia intersticial e alveolite fibrosante criptogênica. A principal característica é o espessamento do interstício da parede alveolar. Com a evolução da doença, há o aparecimento de fibroblastos que depositam feixes espessos de colágenos nas paredes alveolares. No estágio final da doença, a estrutura alveolar é destruída e a cicatrização produz múltiplos espaços císticos cheios de ar formado pelos bronquíolos respiratórios e alvéolos (WEST, 1996).

Pneumonia

A pneumonia deve-se à inflamação pulmonar associada a preenchimento alveolar por exsudato (material resultante de processo inflamatório, constituída por líquido, células e fragmentos celulares). Os alvéolos são também preenchidos com líquidos e células sanguíneas, principalmente leucócitos polimorfonucleares, sendo este acúmulo de líquido nos alvéolos denominado de edema. A supuração pode resultar em necrose de tecidos, causando abscesso pulmonar (WEST, 1996). O edema e a infiltração de células inflamatórias dos tecidos pulmonares podem estreitar os brônquios e, durante a recuperação, haver uma redução não uniforme da complacência, produzindo colapso das vias aéreas (PIIRILÄ et al., 1995).

Insuficiência Cardíaca Congestiva (ICC)

A insuficiência cardíaca congestiva é uma doença relacionada aos sistemas circulatório e respiratório. A ICC surge quando o lado direito do coração bombeia o sangue de modo mais eficiente do que o lado esquerdo. Assim, o sangue se acumula na circulação pulmonar, aumentando a pressão sanguínea pulmonar e a pressão hidrostática capilar. A filtração capilar excede a capacidade do sistema linfático de drenar o líquido intersticial, resultando em edema pulmonar (SILVERTHORN, 2010).

Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC)

Esse termo é aplicado a pacientes que têm enfisema, bronquite crônica ou ambos (WEST, 1996).

O enfisema é um processo complexo obstrutivo e destrutivo dos pulmões (GUYTON et al., 2006). No enfisema, observa-se a perda acentuada de tecido pulmonar, reduzindo drasticamente a relação área/volume, com diminuição da capacidade dos pulmões de oxigenar o sangue e eliminar o dióxido de carbono.

A bronquite crônica é caracterizada por inflamação crônica nas pequenas vias aéreas e por hipertrofia das glândulas mucosas, situadas no interior das paredes brônquicas, nos grandes brônquios. Há uma produção excessiva de muco na árvore brônquica, suficiente para provocar expectoração (WEST, 1996).

Bronquiectasia

A bronquiectasia é caracterizada pela dilatação anormal e irreversível dos brônquios, com supuração local. A superfície mucosa dos brônquios é afetada pela perda de epitélio ciliado, metaplasia escamosa e infiltração por células inflamatórias (WEST, 1996). Na expiração, as paredes dos brônquios colapsam, havendo uma súbita abertura durante a inspiração.

Asma

Asma é uma condição inflamatória frequentemente associada a alergias. É caracterizada por broncoconstrição e edemas das vias aéreas (SILVERTHORN, 2010). A crise de asma pode ser desencadeada por exercícios ou por mudanças rápidas de temperatura ou umidade do ar inspirado.

2.4 Estreitamento e Obstrução das Vias Aéreas

Doenças pulmonares ocasionam o estreitamento da luz do brônquio (Figura 2.3b); perda da elasticidade da via aérea e do tecido de sustentação externo (enfisema) que acarretam o colapso da via aérea (Figura 2.3.c); retenção de muco, obstruindo parcialmente ou totalmente a via (Figuras 2.3d e 2.3e) (HICKS, 2000).

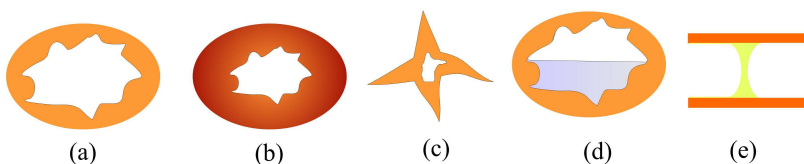


Figura 2.3 Representação de seção frontal de via aérea: (a) normal; (b) com edema ou broncoespasmo; (c) colapsada; (d) com retenção de muco; (e) obstrução com muco (seção lateral).

O muco é uma substância naturalmente secretada nas vias aéreas por células especializadas e glândulas presentes nas paredes destes dutos. Composta por 95% de água e 5% de solutos (proteínas, lipídios e minerais), protege o pulmão (evita a desidratação do epitélio de revestimento das vias aéreas), impede o contato direto de materiais tóxicos e micro-organismos com as paredes dos dutos, além de reter micro-partículas contidas no ar inspirado. O muco é também responsável pela tensão superficial na interface ar-líquido no interior dos pulmões. Esta tensão é reduzida por surfactante produzido na região alveolar para facilitar a inspiração (HICKS, 2000). A produção insuficiente deste tensoativo acarreta o colapso alveolar, reduzindo a oxigenação do sangue.

O estreitamento ou obstrução das vias aéreas modificam as condições normais de fluxo respiratório.

Adultos saudáveis, sem obstrução das vias aéreas, respiram cerca de 14 a 20 vezes por minuto, sendo que lactantes alcançam taxa respiratória de 44 ciclos por minuto (BICKLEY *et al.*, 2001). A taxa respiratória depende da idade, da atividade física, bem como do estado de saúde do indivíduo. Em SILVERTHORN (2010), a taxa ventilatória de 12 ciclos/min é considerada um padrão ventilatório normal.

Pacientes portadores de doença pulmonar restritiva, como a fibrose, apresentam uma taxa respiratória superior a de indivíduo saudável para compensar o menor volume inspirado em cada ciclo; já pacientes com doenças obstrutivas, como a DPOC, apresentam taxa respiratória menor. Devido às obstruções nas vias aéreas, há um maior atrito do ar nas mesmas. Assim, o paciente respira mais confortavelmente à taxas mais baixas. Na fibrose, o tecido pulmonar apresenta complacência reduzida, demandando maior esforço para insuflar os pulmões.

Alterações das vias respiratórias pelas doenças pulmonares, bem como, do padrão respiratório, geram turbulências no fluxo do ar que produzem sons auscultados sobre o tórax. Condições para a geração destas turbulências no aparelho respiratório são discutidas na próxima seção.

2.5 Tipos de Fluxo do Ar nas Vias Aéreas

A circulação de ar em vias aéreas de diferentes diâmetros a diferentes velocidades cria regimes distintos de fluxo no interior destas vias. Há três importantes tipos de fluxo: laminar, turbulento e vórtice (LEHRER, 2002).

Para melhor compreender os mesmos, considere a aplicação de um diferencial de pressão nas extremidades de um duto rígido (Figura 2.4). O fluxo que se estabelece está relacionada à variação da pressão propulsora (ΔP) (lei de *Hagen-Poiseuille*):

$$\Delta P = \left(\frac{8l\eta}{\pi r^4} \right) \dot{Q}$$

onde: \dot{Q} é a taxa de fluxo; r o raio do duto; η a viscosidade do fluido; l o comprimento do tubo.

O fluido escoar com um perfil parabólico de velocidade (Figura 2.4) se o número de Reynolds for inferior a 2000. Este é um número adimensional calculado pela Equação 2-1 (HICKS, 2000).

$$Re = \frac{2rv\rho}{\eta} \quad 2-1$$

Onde: r o raio do duto; v , ρ e η são a velocidade, densidade e viscosidade do fluido, respectivamente.

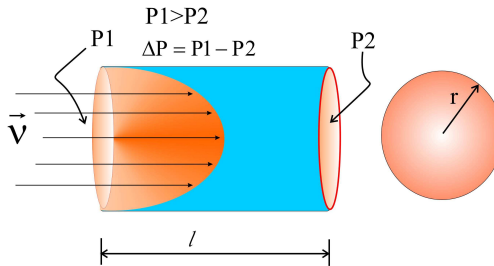


Figura 2.4: Diagrama de fluxo laminar em um tubo rígido com velocidade crescente à medida que se afasta de suas paredes. O parâmetro v é a velocidade do fluido; r é o raio do duto e ΔP é a diferença de pressão aplicada ao duto que proporciona o fluxo.

No fluxo laminar, a velocidade máxima ocorre no centro do vaso, sendo nula próxima à parede do duto devido ao atrito. Não há oscilações de pressão ao longo da via, não gerando ondas sonoras (LEHRER, 2002). Quando o número de Reynolds é superior a 2000, o fluxo entra em regime turbulento (POSTIAUX, 2004). No regime turbulento, ocorrem variações de pressão na via aérea, produzindo turbilhonamento do fluido (Figura 2.5) e sons (LEHRER, 2002). O ruído produzido por essas oscilações de pressão possuem características aleatórias com distribuição de frequência entre 200 e 2000Hz, sendo considerados ruído branco (LEHRER, 2002).

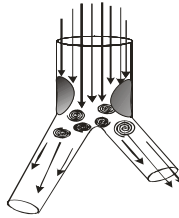


Figura 2.5: Combinação de fluxo laminar e turbulento na região traqueobrônquica (POSTIAUX, 2004).

Quando o diâmetro de um duto se altera bruscamente, o fluido por ele transportado entra em vórtice (LEHRER, 2002). Os vórtices também ocorrem em curvaturas bruscas de dutos, quando o fluido muda abruptamente a sua direção (Figura 2.6). As camadas mais lentas entram em movimento circular devido às forças das camadas de alta velocidade que fluem ao seu lado.

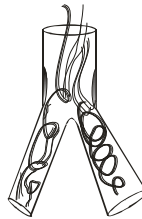


Figura 2.6: Vórtices: uma corrente de ar emergindo de uma fenda ou abertura circular em um canal de maior diâmetro, mudando repentinamente de direção, gerando vórtices (LEHRER, 2002).

Como o tipo de fluxo de ar depende do diâmetro dos dutos, nas vias aéreas superiores (maiores diâmetros) há predomínio do fluxo turbulento. Nas vias aéreas médias ou distais, predomina o fluxo laminar. Na seção 2.9 será discutido o princípio de geração dos sons crepitantes.

Esta seção mostrou alguns mecanismos responsáveis pela geração de sons nas vias aéreas. As próximas seções discutem propriedades dos sons e sua percepção pelo homem.

2.6 O Som e Suas Propriedades Físicas

O som está relacionado à percepção pelo cérebro da chegada de vibrações mecânicas ao ouvido (GARCIA, 2002). Quando moléculas de um fluido ou sólido são deslocadas, surge uma força elástica restauradora. Esta força restauradora, associada à inércia do sistema, permite que a matéria oscile, gerando e transmitindo ondas acústicas (KINSLER et. al., 1982). Características físicas do som são apresentadas a seguir.

As ondas acústicas propagam-se no meio com velocidade c expressa pela raiz quadrada da derivada da pressão P em relação à densidade do meio ρ (GERGES, 2000):

$$c = \sqrt{\frac{\partial P}{\partial \rho}} . \quad 2-2$$

A velocidade do som, o comprimento de onda e a frequência estão relacionados pela Equação 2-3.

$$c = \lambda \cdot f . \quad 2-3$$

A Tabela 2.1 mostra a velocidade de propagação do som e o comprimento de onda em alguns materiais para a frequência de 1 kHz.

Tabela 2.1: Valores aproximados da velocidade do som no ar, nas vias aéreas, água, tecido, músculo e gordura (KANIUSAS, 2006).

Material	Velocidade (m/s)	Comprimento de onda λ (m)
Ar	340	0,34
Vias aéreas (diâmetro > 1mm)	270	0,27
Água	1400	1,4
Tecido	1500	1,5
Músculo	1560	1,56
Gordura	390	0,39

A densidade de energia de uma fonte é dada pela razão da energia (Q) por unidade de área (S) conforme Eq.2-4 (GARCIA, 2002).

$$d = \frac{Q}{S} . \quad 2-4$$

Em um meio homogêneo e isotrópico, o som propaga-se de forma esférica. Considerando que a energia está distribuída por toda a frente de onda, com o aumento do raio de propagação há uma redução na densidade de energia. A intensidade sonora decresce com o quadrado da distância (EVEREST, 2001). Portanto, maior intensidade sonora é captada mais próxima da fonte (GARCIA, 2002).

O meio oferece resistência à propagação do som. Quanto maior a resistência, maior a redução da intensidade sonora ao percorrer uma mesma distância. Portanto, a atenuação depende das características do meio, sendo também dependente da frequência da onda incidente (GERGES, 2000).

A atenuação ocorre quando o som atravessa diferentes meios devido a espalhamento, absorção, reflexão e refração.

Em um meio não homogêneo, espalhamento ocorre quando parte da energia da onda é redirecionada, propagando-se de forma independente da onda original, atrasada ou com direção alterada (HILL, 1986).

A absorção acústica de um material α é determinada pela razão entre a energia acústica absorvida W_a (incidente subtraída da irradiada) e a energia acústica incidente W_i . Materiais fibrosos e porosos possuem alta absorção acústica (GERGES, 2000).

A intensidade da onda sonora que se propaga em uma determinada direção decai com a reflexão e a refração. A razão entre as amplitudes das ondas refletidas e transmitidas depende das impedâncias características dos meios e do ângulo de incidência (GERGES, 2000). A sobreposição de diferentes meios pode reduzir consideravelmente a intensidade sonora.

2.7 Psicoacústica do Som

A psicoacústica estabelece relações entre o som e a sua percepção auditiva (POSTIAUX, 2004). Os elementos psicoacústicos da percepção compreendem: frequência, duração, timbre e intensidade (LOPES FILHO, 2005).

A percepção do tom é a capacidade em distinguir a menor diferença de frequência entre dois sons. A percepção da escala musical proporciona a ordenação dos sons em graves e agudos.

A percepção da duração de um som está relacionada à habilidade de detectarmos diferenças nos estímulos sonoros em função do tempo (LOPES FILHO, 2005). Sons impulsivos de curta duração dificultam essa percepção. Sons crepitantes com duração menor que 0,02s têm sua ausculta comprometida pela limitação auditiva.

O timbre possibilita identificar fontes sonoras que possuam características distintas. Por exemplo, diferentes instrumentos musicais que produzem uma mesma nota musical diferem-se no número de harmônicas contidas no som que alteram a percepção de frequência e intensidade (LOPES FILHO, 2005). A Figura 2.7 ilustra o conceito de timbre.

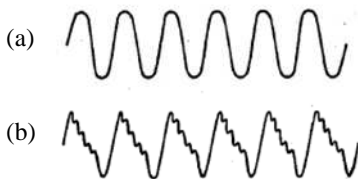


Figura 2.7: (a) Forma de onda de um tom de 512 Hz emitida por um diapasão; (b) Nota musical de 512 Hz emitida por um órgão que é constituída pela fundamental e harmônicas.

A atenuação de frequências pelo meio de propagação e a limitação auditiva do ouvido podem dificultar a identificação do timbre e, conseqüentemente, da fonte sonora.

A intensidade do som é a razão da potência sonora pela área perpendicular à propagação (Watt/m^2). Na frequência de 1 kHz, a intensidade que produz a sensação de dor é 10^{12} vezes maior que a intensidade acústica do limiar de percepção deste tom (GERGES, 2000). Devido a esta extensa faixa, utiliza-se a escala decibel (dB) para expressar intensidade sonora:

$$NI = 10 \text{Log} \left(\frac{I}{I_0} \right).$$

onde: I a intensidade acústica (Watt/m^2); I_0 a intensidade de referência em 1 kHz no limiar da percepção pelo ouvido humano ($I_0 = 10^{-12} \text{Watt}/\text{m}^2$) (GERGES, 2000).

A percepção da intensidade permite ordenar os sons entre fraco e forte, encontrando-se relacionada à amplitude do som (LOPES FILHO, 2005).

O ouvido humano não tem a mesma sensibilidade para todo o espectro audível (GERGES, 2000). A Figura 2.8 mostra o limiar auditivo de pressão em função da frequência. A frequência de 100 Hz para ser detectada tem que ser 10.000 vezes mais intensa que a frequência de 3000 Hz, que pode ser ouvida em -70dB (GUYTON et al., 2006). Cabe salientar que as componentes de frequência dos diversos tipos de sons respiratórios, em sua maioria, situam-se abaixo de 1 kHz; banda na qual o ouvido tem menor sensibilidade (POSTIAUX, 2004).

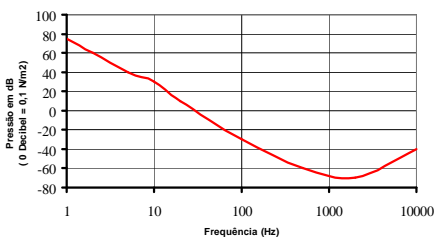


Figura 2.8: Limiar auditivo em função da frequência (mod. GUYTON et al., 2006).

2.8 Ausculta Pulmonar

A ausculta pulmonar é indicada para pacientes que se queixam de algum problema cardiorrespiratório, permitindo identificar indícios de doenças, localizar obstruções nas vias aéreas, detectar regiões dos pulmões com ventilação reduzida ou ausente e outros (SOVIJÄRVI *et al.*, 2000b).

A Figura 2.9 mostra os pontos mais comuns para a ausculta na parte posterior do tórax (BICKLEY *et al.*, 2001).

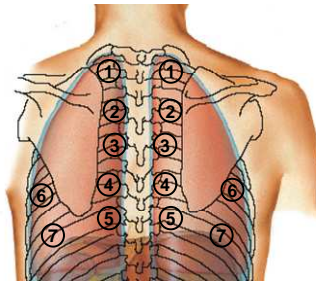
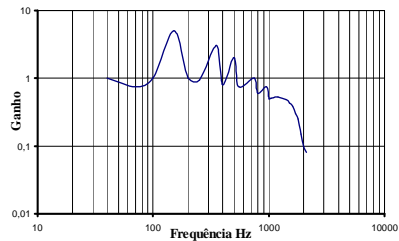


Figura 2.9: Pontos de ausculta dos sons pulmonares na parte posterior do tórax.

O instrumento básico para realização da ausculta é o estetoscópio inventado por Laennec em 1819. Ao longo do tempo, esse instrumento que amplifica sons captados sobre o corpo sofreu várias alterações que melhoraram as suas características. Figura 2.10 mostra um estetoscópio acústico padrão e sua banda passante.



(a)



(b)

Figura 2.10: (a) Partes integrantes do estetoscópio acústico. Diafragma: membrana rígida colocada sobre o paciente; Campânula: receptor acústico que, juntamente com o diafragma, amplifica os sons respiratórios; Tubo em Y: conduz o som amplificado até os extensores; Extensores: conduzem o som até o ouvido; Olivas: ajuste do aparelho no canal auditivo; (b) Banda passante típica de estetoscópio (WEBSTER, 1998).

Apesar de seu largo emprego, o estetoscópio apresenta diversas limitações. As características acústicas deste instrumento dependem do diafragma e das dimensões do receptor (campânula). Como toda membrana, o diafragma possui uma frequência ótima de ressonância, ou seja, mínima impedância à vibração. A frequência de ressonância do diafragma é alterada quando o mesmo é tensionado. Assim, pressionar a campânula contra o tórax do paciente faz o estetoscópio atingir maiores frequências de ressonância, melhorando a ausculta de sons mais agudos. Caso a campânula não possua diafragma, a pele acaba atuando como uma membrana, sendo também, sujeita aos efeitos da pressão de aplicação.

A interpretação dos sons nos pontos auscultados depende da acuidade auditiva do especialista, da sua experiência e do ouvido humano que não é muito sensível à banda passante dos estetoscópios, sendo que esta não é plana (Figura 2.10.b).

2.9 Sons Respiratórios

Em 1819, Laennec publicou um tratado no qual correlacionou os sons auscultados com os diagnósticos obtidos em necropsias, estabelecendo relação entre sons e enfermidades, tais como: edema pulmonar, pneumonia, tuberculose, bronquite, bronquiectasia, enfisema pulmonar, pneumotórax, estenose mitral e outras (GARCIA, 2002).

Ao longo dos anos, a descrição dos sons realizada por Laennec foi traduzida para vários idiomas, ocasionando o aparecimento de diferentes terminologias para descrever os sons respiratórios. Isto tem dificultado o ensino e a troca de informações entre especialistas.

Para superar estas limitações, em 1987, a ILSA (*International Lung Sounds Association*) propôs a adoção de uma nomenclatura que vem sendo utilizada internacionalmente (MIKAMI *et al.*, 1987).

Esta nomenclatura estabelece duas categorias de sons: sons respiratórios e sons adventícios (POSTIAUX, 2004).

Os sons respiratórios normais são auscultados em indivíduos saudáveis sobre o tórax e traquéia. A fase inspiratória é mais longa que a expiratória com razão inspiratória/expiratória de aproximadamente 2/1. A fase expiratória é quase silenciosa. Na traquéia, o som é audível durante a inspiração e a expiração, possuindo um largo espectro que contém componentes de frequências de 850 a 1000 Hz (SOVIJÄRVI et al., 2000a; SOVIJÄRVI et al., 2000b).

Os sons respiratórios normais são provavelmente produzidos pela indução de um fluxo turbulento ao nível dos brônquios lombar e segmental (SOVIJÄRVI et al., 2000a).

Esses sons possuem amplo espectro de frequência que, ao percorrerem os pulmões e caixa torácica, ficam restritos à banda de 200 a 250Hz.

A Tabela 2.2 apresenta as nomenclaturas sugeridas pela ILSA para os sons adventícios.

Tabela 2.2: Nomenclatura proposta pela ILSA para designar sons adventícios na língua portuguesa e inglesa (MIKAMI et al., 1987). D: sons descontínuos; C: sons contínuos.

	Características	Português	Inglês (EUA)
D	<i>Fino (agudo, Baixa amplitude, Curta duração)</i>	Crepitações finas	<i>Fine Crackles</i>
	<i>Grosso (grave, alta amplitude, longa duração)</i>	Crepitações grossas	<i>Coarse Crackles</i>
C	<i>Agudo</i>	Sibilos	<i>Wheezes</i>
	<i>Grave</i>	Roncos	<i>Rhonchus</i>

Dentre os sons adventícios, crepitações e os sibilos têm sido os mais investigados com o objetivo de identificar enfermidades do sistema respiratório, sendo discutidos a seguir.

Sons crepitantes

As crepitações (*crackles*) ocorrem frequentemente em doenças cardiorrespiratórias, sendo sons descontínuos descritos como curtos, explosivos e transientes. São caracterizados por uma rápida deflexão de pressão (*spike*) acompanhado de um segmento oscilatório, estando associados ao recrutamento de vias aéreas obstruídas (ALENCAR *et al.*, 2001; HANTOS *et al.*, 2004). Existem dois mecanismos propostos para a gênese das crepitações: (1) produzidas pela passagem do ar por secreções brônquicas patológicas (borbulhamento); (2) produzidas pela abertura repentina de uma via aérea colapsada que proporciona uma rápida equalização de pressão entre dois compartimentos do pulmão (FORGACS, 1967).

MAJUMDAR *et al.* (2003) descrevem o mecanismo de geração do som crepitante considerando, inicialmente, uma via aérea colapsada e preenchida com um líquido que bloqueia o fluxo de ar (Figura 2.11). Nesse duto, a diferença de pressão entre os dois compartimentos é devido à pressão atmosférica de um lado e a pressão em torno dos pulmões (pressão transpulmonar) de outro. Durante a inspiração, o gradiente de pressão aumenta, ocasionando o rompimento da membrana.



Figura 2.11: Uma via aérea colapsada e obstruída por líquido que impede o fluxo de ar (mod. de MAJUMDAR *et al.*, 2003).

Pouco antes da ruptura da membrana (limiar de ruptura), as pressões se equilibram:

$$P_i + P_e + P_{th} = 0,$$

onde P_i a pressão interna (transpulmonar), P_e a pressão externa (atmosférica) (Figura 2.11) e P_{th} a pressão de ruptura (*threshold*) da membrana. Após o seu rompimento, a equalização da pressão gera onda sonora que se propaga, ou seja, o som crepitante (MAJUMDAR *et al.*, 2003).

A pressão de ruptura depende da rigidez das paredes da via aérea, da quantidade de fluido presente e de sua tensão superficial (MAJUMDAR et al., 2003). Esta tensão é modificada pela ação de surfactantes produzidos no interior dos pulmões.

A determinação do instante de ocorrência das crepitações no ciclo respiratório permite acompanhar a evolução dos sons ao longo de um tratamento clínico (POSTIAUX, 2004). Investigações têm buscado associar o instante de término das crepitações com a doença (PIIRILÄ et al., 1991). PIIRILÄ et al.(1991) especificaram o término do som crepitante em termos de percentagem do ciclo inspiratório; contudo, não conseguiram estabelecer um instante padrão para cada doença. Devido a esta dificuldade, utiliza-se, como referência, o início, o meio ou o final da inspiração (ou expiração). A Tabela 2.3 associa o instante de ocorrência das crepitações com as enfermidades pulmonares.

Tabela 2.3: Ocorrência das crepitações durante as fases respiratórias.

Doença	Intervalo de ocorrência
Fibrose	Do meio ao fim da fase inspiratória (DALMASSO et al., 1984). Fim da fase inspiratória (PIIRILÄ et al.,1991).
Pneumonia	Meio da fase inspiratória. Fim da inspiração. Similar à fibrose alveolar (FORGACS, 1978).
Insuficiência cardíaca	Fim da inspiração e da expiração (FORGACS, 1978). Fim da fase inspiratória (PIIRILÄ et al.,1991).
Bronquiectasia	Início e meio da inspiração (NATH, 1974). Do meio para o fim da inspiração (PIIRILA et al.,1991).
DPOC	Ocorrência de crepitações no meio da inspiração (PIIRILA et al.,1991).

Sons sibilantes

Sibilos (*wheezes*) são sons pseudo-periódicos produzidos quando o calibre das vias aéreas se reduz, encontrando-se estas, praticamente colabadas (FORGACS, 1978). Os sibilos apresentam duração superior a 100ms, sendo classificados em monofônicos (quando possuem uma única frequência) ou polifônicos (quando possuem mais de uma frequência). Os sibilos polifônicos devem-se à ocorrência simultânea dos eventos acima descritos em vários brônquios. Os sibilos são

facilmente identificados mesmo com o estetoscópio acústico, sendo suas características temporais e espectrais apresentadas no apêndice A.

GROTBERG et al. (1980) modelaram, matematicamente, um canal flexível transportando um fluido com o objetivo de entender o mecanismo de geração dos sibilos. “De acordo com esse modelo, esses sons são produzidos pelo *fluttering* conjunto das paredes da via aérea e fluido. As oscilações iniciam-se quando a velocidade do fluxo de ar atinge valores críticos, chamado de velocidade de *flutter*. A velocidade de *flutter* depende das características mecânicas e físicas do tubo e do gás” (GROTBERG e DAVIS apud. MESLIER et al.(1995)).

Na literatura, há citação de sibilos como sons contínuos de curta duração denominados *squeaks* (agudos) e *squawks* (graves) (POSTIAUX, 2004; PACIEJ et al., 2004). Contudo, não fazem parte da nomenclatura proposta pela ILSA.

2.10 Especificações de Sistema Para Registro de Sons Pulmonares

Devido à diversidade de modelos de estetoscópios no mercado e a diferentes manipulações destes, bem como a subjetividade na interpretação do som, a troca de informações qualitativas entre diferentes especialistas sobre os sons respiratórios pode ser pouco produtiva.

Para superar as limitações dos estetoscópios acústicos, estetoscópios eletrônicos têm sido desenvolvidos, possibilitando a gravação e o processamento digital desses sons. A partir do seu registro, é possível que os especialistas compartilhem informações.

Os primeiros trabalhos para o registro dos sons respiratórios datam da segunda metade do século passado. McKusick et al. (1955) desenvolveram o primeiro equipamento eletrônico para gravar e analisar sons biológicos, sendo acompanhados por outros pesquisadores nas décadas de 60 e 70 (NAIRN et al., 1969; BANASZAK et al., 1973)

A partir do registro dos sons por estetoscópios eletrônicos, pesquisadores têm procurado estabelecer a correspondência entre parâmetros temporais e espectrais das crepitações e doenças associadas para auxiliar o diagnóstico de problemas cardiorrespiratórios. Contudo, diferentes laboratórios de pesquisa, vinham utilizando estetoscópios

eletrônicos com diferentes especificações técnicas, dificultando a obtenção de conclusões quando da comparação de resultados destes diferentes laboratórios.

Em 2000, o projeto CORSA (*Computerized Respiratory Sound Analysis*), financiado pela comunidade europeia, estabeleceu diretrizes para sistemas de aquisição de sons pulmonares com o objetivo de proporcionar a obtenção de dados mais consistentes pelos diferentes centros de pesquisa (SOVIJÄRVI et al., 2000a). Este projeto compreendeu também, esforços para sistematizar a terminologia utilizada na área. Entretanto, mesmo após essa padronização (Tabela 2.4), muitos bancos de dados não se adequaram às recomendações (RIELLA et al., 2008) e outros não informam como os sons foram registrados.

Tabela 2.4: Parâmetros recomendados pelo CORSA para sistema eletrônico de captação de sons respiratórios (SOVIJÄRVI et al., 2000a).

Especificações Características	Recomendações CORSA
Microfone	Piezelétrico/ Eletreto
Sensibilidade	>1mV/Pa
Freq. corte de filtro passa-altas	50-60 Hz 30 – 150 Hz
Freq. corte de filtro passa-baixas	(1600 a 3000 Hz)
Digitalização	Conversor A/D (Comercial)
Taxa de Amostragem	4 a 22,5kHz
Número de Bits	12, 14 e 16

2.11 Classificação das Crepitações em Tempo e Frequência

A partir do registro dos sons respiratórios, sugeriram propostas para sua classificação. As crepitações são consideradas como um dos sons mais úteis para o diagnóstico clínico de enfermidades pulmonares (PASTERKAMP et al., 1997). Portanto, esta seção enfatiza as

crepitações, apresentando índices para o diagnóstico de enfermidades pulmonares obtidos no domínio do tempo e no domínio da frequência.

A duração do crepitante dificulta a sua investigação através da simples ausculta. Como relatado por STEVENS e DAVIS (apud. LOPES FILHO, 2005) o ouvido humano, com boa sensibilidade, distingue dois sons num intervalo de 0,01 segundos. Por outro lado, um ouvido menos sensível distingue sons entre 0,1 a 0,2 segundos. Como a duração dos sons crepitantes é inferior a 0,02 segundos, há dificuldades para a sua diferenciação pelo ouvido humano.

Visando a caracterização temporal das crepitações, MURPHY et al. (1977) expandiram as crepitações no tempo numa escala 800 mm/s para a obtenção de detalhes da sua forma de onda (Figura 2.12). A partir dessa forma de onda, HOLFORD (1982) propôs classificar os sons crepitantes com base na duração da deflexão inicial (IDW) e na duração de seus dois primeiros ciclos (2CD). HOEVERS et al. (1990) sugeriram outro índice temporal, o LDW (*Largest Deflection Width*) também ilustrado na Figura 2.12. Os autores consideraram-no um bom parâmetro para classificar as crepitações como finas ou grossas. POSTIAUX (2004) denomina outros três intervalos do som crepitante (Figura 2.12): primeiro ciclo (*first cycle duration* - 1CD), decaimento (*decay segment* - DS) e duração total (*total duration* - TD).

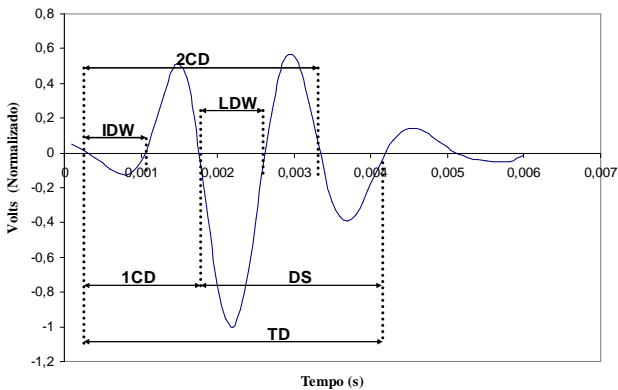


Figura 2.12: Exemplo de registro de som crepitante e denominações propostas na literatura. IDW: deflexão inicial (*Initial Deflection Width*); é o intervalo entre o primeiro e o segundo cruzamento da linha de base. Essa deflexão abrupta

pode ser positiva ou negativa. É negativa se a crepitação estiver situada na inspiração; positivo, se estiver situado na expiração. 1CD: duração do primeiro ciclo (*First Cycle Duration*). 2CD: duração dos dois primeiros ciclos (*Two Cycles Duration*); é a soma dos intervalos compreendidos entre os quatro primeiros cruzamentos pela linha de base. DS: intervalo de amortecimento (*Decay Segment*); corresponde ao conjunto de ondas que se seguem ao 1CD com atenuação exponencial. LDW: duração da deflexão de maior amplitude (*Large Deflection Width*). TD: duração total das ondas que compõem as crepitações (*Total Duration*).

Medida do intervalo 2CD

MURPHY et al. (1977) desenvolveram uma técnica para expandir os sons crepitantes e estudá-los individualmente e HOLFORD (1982) propôs classificar as crepitações com base na duração da deflexão inicial (IDW) e na duração de seus dois primeiros ciclos (2CD) como comentado anteriormente. A medida do intervalo 2CD segundo HOLFORD (1982) representa a soma dos primeiros quatro intervalos que o sinal cruza o eixo dos zeros. Para uma taxa de amostragem de 10 kSPS, o intervalo de tempo entre amostras corresponde a 0,1 ms. Para um intervalo 2CD com 52 amostras (Figura 2.13), por exemplo, a medida desse parâmetro é calculada multiplicando 52 x 0,1 ms resultando em 5,2 ms.

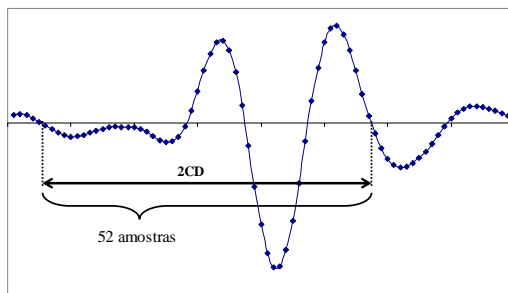


Figura 2.13: Medida do intervalo 2CD de um som crepitante realizada com sistema de aquisição mostrado na Figura 3.1b.

Para realizar a análise desse intervalo, o registro do som foi expandido em software comercial no qual foi possível identificar visualmente o som crepitante e o número de amostras do intervalo 2CD. Dessa forma, portanto, o segmento foi calculado.

A ATS (*American Thoracic Society*) e o CORSA, baseados nas características psicoacústicas e nos índices 2CD e IDW (HOLFORD, 1982) apresentam diferentes critérios para classificar as crepitações em duas classes (Tabela 2.5): agudos (*high pitched crackles*) e graves (*low pitched crackles*).

Tabela 2.5: Classificação das crepitações de acordo com *American Thoracic Society* (1977) e CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000a).

Som crepitante	Intensidade	Altura (<i>Pitch</i>)	ATS ¹ (2CD)	CORSA (2CD)
Grossos	Forte	Grave	≈ 10ms	>10 ms
Finos	Moderada	Agudo	<5ms	< 10 ms

A Tabela 2.6 mostra intervalos 2CD medidos por PIIRILA *et al.* (1991, 1992) para 3 doenças pulmonares. MUNAKATA *et al.* (1991) publicou valores de 2CD para fibrose (Tabela 2.6). Ao longo dos anos, pesquisadores vinham encontrando diferentes valores de 2CD e IDW para as crepitações agudas e graves. PIIRILÄ *et al.* (1995) comentam que a grande diversidade de valores encontrados para estes parâmetros na caracterização das crepitações em doenças similares devem-se às diferenças nos sistemas de captação dos sons (filtragem, registro dos sinais e outros). Tal fato, foi uma das motivações para o CORSA que estabeleceu especificações para sistemas de aquisição de sons (Tabela 2.4).

Tabela 2.6: Medidas de intervalos 2CD disponíveis na literatura para fibrose, insuficiência cardíaca PIIRILÄ *et al.* (1991) e pneumonia PIIRILÄ (1992). PA refere-se à frequência de corte (fc) do filtro passa-altas do sistema utilizado na captação dos sons.

Diagnóstico	MUNAKATA et al. (1991) 2CD (ms) (PA não informado)	PIIRILÄ (1991)- (1992)* 2CD (ms) (PA 95 Hz)
Fibrose	4,40	7,3 ± 1,3
Insuficiência cardíaca	-	11,8 ± 1,3
Pneumonia*	-	10,1 ± 1,3

O CORSA não estabelece o exato valor para a frequência de corte (f_c) do filtro passa-altas (PA) a ser utilizado, sendo que o mesmo influencia o valor de IDW e 2CD (Figura 2.12). KARP *et al.* (1991) analisaram o efeito do PA na morfologia do som crepitante, encontrando uma redução do IDW de $2,2 \pm 0,6$ ms para $0,8 \pm 0,2$ ms com aumento da sua frequência de corte. YEGINER *et al.* (2007) também avaliaram este fator, concluindo sobre a necessidade de se determinar a melhor frequência que elimine ruídos, preservando as características temporais do som crepitante. Assim, a frequência de corte do filtro PA dos sistemas utilizados deve ser também observada antes de se comparar os resultados de diferentes laboratórios.

Pesquisadores têm também buscado caracterizar os sons crepitantes gerados pelas diferentes enfermidades através de parâmetros obtidos da sua análise espectral. Para determinar as componentes de frequência características de cada enfermidade, trechos de crepitações foram analisados com aplicação da transformada discreta de Fourier.

Para a fibrose, KUDOH *et al.* (1977) apontam que as crepitações possuem frequência máxima de 2 a 5 kHz. DALMASSO *et al.* (1984) reportaram crepitações com frequências entre 0,1 e 2 kHz na fibrose, mas ressaltaram que a maior parte da energia do sinal encontrava-se abaixo de 1 kHz. SOVIJÄRVI *et al.* (2000a) apontam que crepitações possuem componentes entre 0,1 a 2 kHz, sendo sua duração inferior a 20ms.

PIIRILÄ *et al.* (1991) investigaram o espectro de crepitações captados em pacientes com diagnóstico de DPOC, bronquiectasia, fibrose alveolar e insuficiência cardíaca. PIIRILÄ (1992) estabeleceu o conteúdo de frequência de crepitações de pneumonia, tendo detectado frequências inferiores a 1 kHz. A Tabela 2.7 apresenta os resultados obtidos por estes dois trabalhos que buscam estabelecer a relação entre a enfermidade e conteúdo espectral do som crepitante.

POSTIAUX (2004) propõe classificar os sons crepitantes em função de sua máxima frequência, adotando como tal, a componente que se encontra atenuada de 10% em relação ao valor de máxima amplitude do som crepitante (Tabela 2.8). Contudo, este autor não relacionou a doença com o conteúdo espectral como PIIRILÄ *et al.* (1991) fizeram.

Tabela 2.7: Valor médio e desvio padrão da frequência de máxima intensidade e frequência máxima, quando a intensidade for -20 dB em relação ao seu valor máximo (0 dB), medido de sons crepitantes registrados durante a inspiração (PIIRILÄ *et al.*, 1991) e (PIIRILÄ, 1992)*.

Diagnóstico	Frequência da máxima intensidade (Hz)	Frequência máxima (atenuação -20dB) (Hz)
Fibrose alveolar	210 ± 90	550 ± 110
Bronquiectasia	160 ± 35	440 ± 90
DPOC	130 ± 30	360 ± 80
Insuficiência Cardíaca	130 ± 25	350 ± 50
Pneumonia*	156 ± 46	437 ± 71

Tabela 2.8: Classificação das crepitações por POSTIAUX (2004).

Classificação das Crepitações	Frequência de maior Amplitude (Hz)	Frequência Máxima (Hz)
Baixas frequências	164	308
Médias frequências	398	580
Altas frequências	675	1059

Diversos trabalhos analisam o conteúdo de frequência dos sons crepitantes captados de pacientes com diferentes doenças respiratórias. No entanto, a maioria destes trabalhos não detalha como os sinais foram processados desde sua captação sobre o tórax. São apresentadas a seguir, as técnicas de análise utilizadas em dois trabalhos.

PIIRILÄ (1992) avaliou sons crepitantes de 11 pacientes com pneumonia, sendo o diagnóstico confirmado por radiografia e exames laboratoriais. Foram registrados o fluxo inspiratório máximo, o volume corrente e os sons crepitantes. A apresentação aqui realizada, restringe-se a análise das características espectrais observadas. Para realizar a análise espectral, foi utilizada transformada discreta de Fourier (DFT) aplicada a 200ms do sinal captado. O conteúdo espectral das crepitações foi analisado nas frequências com magnitude entre 0dB e -20dB. O trabalho não informa a janela aplicada às amostras, a frequência de

amostragem, o número de pontos da DFT, se houve promediação do espectro e o número de ciclos inspiratórios e expiratórios analisados. Assumiu-se, portanto, que a DFT foi aplicada diretamente nos 200ms de sinal com uso de janela retangular. Os sons foram gravados em um gravador FM (TEAC MR-10). O autor observa que as componentes espectrais de maior magnitude (0dB) correspondem às baixas frequências. Estas eram similares em indivíduos saudáveis e pacientes. O trabalho não especifica a largura de banda com magnitude em 0dB. Para as frequências mais altas, com magnitude na ordem de -20dB, alterações significativas foram observadas.

No pulmão comprometido, as frequências com magnitude de -20dB encontram-se em 423 (± 64) Hz; no pulmão saudável, em 306 (± 58) Hz. Como as informações sobre a resposta em frequência do sistema de captação (interface tórax-campânula) não foram apresentadas (Seção 2.12), não é possível afirmar, contudo, que não existam componentes acima de 423 (± 64) Hz. Portanto, maiores informações sobre o sistema de aquisição dos dados e sobre o processamento, poderiam permitir a proposição de técnicas para melhor identificação dos grupos. Estas análises podem estar sendo comprometidas pela característica passa-baixas da interface tórax-campânula ou pela baixa relação SNR. Portanto, sistemas capazes de captar uma banda de frequência maior são necessários. A Seção 3.3 e o Capítulo 4 discutem técnicas para superar essas limitações. Como mencionado, DFT é aplicada a um intervalo de 200ms dentro de um ciclo inspiratório. Considerando que o som crepitante tem duração média de 20ms, uma melhor estimativa espectral pode ser obtida com técnica adequada para sinais não-estacionários.

PIIRILÄ et al. (2000) no estudo de sons crepitantes em pacientes com abestoses (doença associada a inalação de partículas finas de asbesto que acarreta inflamação pulmonar e fibrose intersticial difusa) dividiu o espectro do sinal em segmentos com igual quantidade de energia. A metodologia propõe que as frações sejam representadas como medianas (50%), quartis (25%) ou alguma outra porcentagem de interesse. A porcentagem i estabelece os limites de um segmento específico de banda f_i . A frequência f_{50} divide a energia do espectro em duas bandas iguais. Os quartis f_{25} , f_{50} e f_{75} dividem o espectro de energia em quatro bandas iguais. Desta forma, as diferentes faixas espectrais foram

avaliadas para a enfermidade estudada. A Tabela 2.9 apresenta as informações disponibilizadas sobre a metodologia aplicada.

Tabela 2.9: Dados obtidos dos trabalhos de PIIRILÄ et. al. (2000).

Método	DFT - Espectro de Potência
Intervalo do sinal	Espectro promediado de 5 DFTs de N amostras aplicadas às fases inspiratórias e expiratórias (separadamente analisadas).
Segmentos de energia espectral considerados	f_{25} , f_{50} e f_{75}
Taxa de amostragem	6 kSPS
Janela aplicada	Hanning – 1024 pontos (171 ms)

Os autores observaram ocorrência de crepitações com componentes de frequência mais altas na fase inspiratória dos pacientes com fibrose. Os autores sugerem que a destruição dos tecidos pulmonares reduz a sua densidade média, afetando a transmissão dos sons. Em pacientes com fibrose, alterações nas frequências quartis podem estar associadas ao estado da doença. As alterações nos tecidos pulmonares em decorrência da fibrose podem se refletir, especialmente, em alterações das frequências f_{50} e f_{75} . O trabalho conclui que as crepitações contêm informação para diferenciar fibroses e enfisema presentes na abestose, como também, para avaliar a evolução desta.

Embora a metodologia desse trabalho seja bem detalhada, os autores não apresentaram as características relacionadas à banda passante do sistema de captação dos sons respiratórios. Assim, a sugestão de que a presença de baixas frequências deva-se à atenuação de tecidos pulmonares degenerados pode estar comprometida pela ação do sistema de captação.

Com esses resultados, é possível observar a divergência, por exemplo, entre a máxima frequência presente no som crepitante 2000Hz (SOVIJÄRVI et al., 2000) e os resultados apresentados na Tabela 2.7. Essa divergência pode estar relacionada à técnica de análise espectral aplicada, uma vez que estes sinais têm sido processados como se fossem estacionários dentro do intervalo de observação.

Ainda nesse capítulo, são discutidos a transformada de Fourier e método de análise espectral mais adequado para sinais não estacionários.

2.12 Meio de Propagação dos Sons Pulmonares

Medir o som em campo aberto depende diretamente das características do microfone, da distância entre a fonte sonora e o transdutor, bem como, do sistema de aquisição. A medição do som que se propaga dos pulmões para o microfone é mais complexa, pois este tem suas características modificadas pela resposta em frequência da interface tórax-acoplador, bem como pela atenuação do tórax.

A campânula, ou acoplador acústico, é onde o microfone é acondicionado. Esta é colocada sobre o tórax, estabelecendo condições para a propagação do som bem distintas daquelas em campo aberto. KRAMAN *et al.* (1995) analisaram o efeito das dimensões desses acopladores para medir sons pulmonares e indicam as dimensões para um melhor desempenho. O CORSA recomenda o uso de campânulas em microfones de eletreto, mas também comenta a necessidade de desenvolver um método eficiente para superar a atenuação do meio de propagação.

Para caracterizar a atenuação do tórax, WODICKA *et al.* (1990) mediram o inverso da razão de potência entre ruído branco aplicado na boca de voluntários e a sua potência captada sobre o tórax; JONES *et al.* (1993) utilizaram o mesmo procedimento para tons entre 20 a 600 Hz em vez de ruído branco. Nestes dois trabalhos, as medidas foram realizadas com acelerômetros sobre o tórax. A Figura 2.14 apresenta as curvas de atenuação obtidas por estes investigadores. Os resultados distintos devem-se, provavelmente, aos diferentes transdutores e sistemas utilizados.

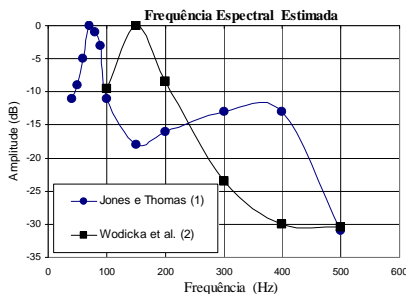


Figura 2.14: Medidas de atenuação do tórax obtidas de: (1) dois voluntários com o emprego de acelerômetros de PVDF (ACH-01, Atochem); (2) oito voluntários com o uso de acelerômetros FYSPac2.

O CORSA (*Computerized Respiratory Sound Analysis*) (SOVIJÄRVI *et al.*, 2000) não recomenda o uso de acelerômetros para captar sons respiratórios.

Diante da ausência de informação na literatura sobre a atenuação produzida pelo meio de propagação em sistema de captação baseada nas recomendações do CORSA, este trabalho buscou sua caracterização (Capítulo 4).

2.13 Análise Espectral de Sinais

Dentre as técnicas utilizadas para estimar as componentes espectrais de sinais, a mais empregada é a transformada de Fourier (FT). Para sinais contínuos é definida como (OPPENHEIM *et al.*, 1996):

$$X(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt$$

Para sinais discretos, utiliza-se a transformada discreta de Fourier (DFT) implementada com algoritmos otimizados (*Fast Fourier Transform – FFT*). A DFT é apropriada para sinais largamente estacionários, ou seja, sinais cujos dois primeiros momentos estatísticos (média e variância) não se alteram ao longo do tempo (PROAKIS *et al.*, 1996).

Gabor (1946) propôs adaptação da FT para obter o espectro de sinal variante no tempo, sendo denominada Transformada de Fourier de Curto Intervalo (STFT – *Short Time Fourier Transform*) ou Transformada de Gabor. A STFT consiste do cálculo da FT de um sinal ($x(t)$) limitado no tempo por uma janela ($g(t)$) e centrada no instante τ (Equação 2-5) (RIOUL *et al.*, 1991).

$$STFT(\tau, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cdot g^*(t - \tau) \cdot e^{-j2\pi ft} dt \quad 2-5$$

Tendo sido estabelecida a janela da STFT, a resolução no tempo e na frequência permanecem constante em todo plano (t, f) (OLIVERA,

2007). A STFT é comumente aplicada para analisar sinais não estacionários, onde a resolução em frequência não é crítica e o interesse são as frequências mais altas do sinal (CANAL, 2010).

Outras técnicas têm sido desenvolvidas para superar limitações da STFT, tal como a transformada de Wigner-Ville (MARTIN et al. (1985); BOASHASH(2003)).

2.14 Conclusão

Este capítulo apresentou o sistema respiratório, enfermidades respiratórias e os sons gerados em pacientes saudáveis e enfermos. A análise de sons respiratórios é amplamente utilizada no diagnóstico de doenças respiratórias, dependendo fortemente da experiência e acuidade auditiva do examinador. A análise de sons respiratórios registrados com o uso de estetoscópio eletrônico não possibilitou ainda quantificar esta percepção subjetiva dos examinadores de forma a gerar parâmetros quantitativos para o auxílio ao diagnóstico de doenças respiratórias. A falta de padronização dos sistemas eletrônicos de captação de sons respiratórios tem, provavelmente, contribuído para este quadro. Após a publicação de diretrizes para sistemas de captação de sons pulmonares, não houve grande volume de investigações sobre os aspectos básicos relacionados à captação e caracterização dos sons respiratórios.

Assim, estudos adicionais fazem-se necessários para que haja avanços em relação à obtenção de parâmetros quantitativos de auxílio ao diagnóstico das doenças pulmonares a partir dos sons respiratórios.

3.0 Materiais e Métodos

A aquisição dos sons crepitantes para a realização desta pesquisa foi realizada com sistema desenvolvido com base nas recomendações do CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000), sendo este sistema descrito na Seção 3.1. O processamento desses sons para estimação da máxima frequência estão apresentados na Seção 3.2. A Seção 3.3 apresenta a caracterização da interface tórax - campânula e uma técnica de equalização digital de sons crepitantes para suprimir o efeito dessa interface. A Seção 3.4 apresenta um método de equalização cega para detecção e caracterização dos sons crepitantes.

3.1 Sistema para a Captação de Sons Respiratórios e da Forma de Onda do Fluxo Respiratório

Os sons pulmonares para a realização desta pesquisa poderiam ser obtidos, à princípio, a partir de: bancos de dados, sistema comercial de aquisição ou sistema próprio de captação.

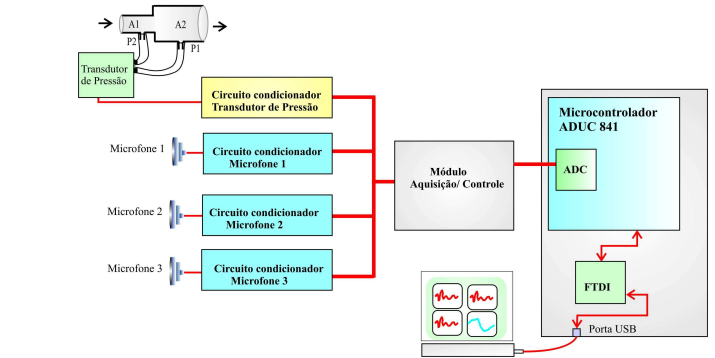
Laboratórios têm disponibilizado sons respiratórios na Internet. No entanto, informações técnicas sobre o sistema utilizado para a aquisição dos sons não são, usualmente, apresentadas. Assim, não é possível saber se a aquisição dos mesmos foi realizada com sistema que atende às recomendações do CORSA.

Existem sistemas comerciais que realizam a aquisição de sons (20 a 2000 Hz) com dezesseis microfones a uma taxa de amostragem de 8000Hz (www.stethographics.com). Além do custo elevado, estes sistemas não possibilitam a alteração de suas características o que poderia se fazer necessário para o desenvolvimento desta pesquisa.

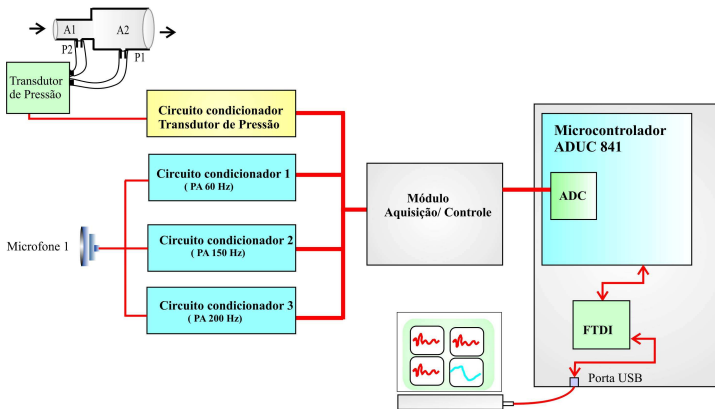
Portanto, optou-se pelo desenvolvimento de um sistema de captação baseado nas recomendações do CORSA para que algumas de suas especificações pudessem ser modificadas e avaliadas (PONTE et al., 2010a)

A Figura 3.1 mostra o diagrama de blocos dos sistemas desenvolvidos contendo: transdutores utilizados (microfones e sensor diferencial de pressão), módulo de condicionamento (filtros e amplificadores) e

módulo de aquisição e controle (microcontrolador e interface USB), cuja função é amostrar os sinais e enviá-los para um microcomputador PC onde reside um aplicativo que apresenta as formas de onda captadas na tela do PC e as armazena em arquivo.



(a)



(b)

Figura 3.1: (a) Sistema microcontrolado para a aquisição de sinais respiratórios: 3 canais de aquisição de som; 1 canal para aquisição da forma de onda do fluxo respiratório; (b) Modificação de (a) para análise do efeito do filtro passa-altas (PA) no som crepitante (Seção 4.2).

Transdutores

A captação de sons e fluxos respiratórios envolve a transdução do sinal de pressão acústica e pressão diferencial, respectivamente, em sinais elétricos com amplitude e conteúdo de frequência compatíveis com o módulo de aquisição. A seguir, apresenta-se os transdutores utilizados pelo sistema: microfone, sensor de fluxo e pneumotacógrafo.

O CORSA recomenda a utilização de microfones piezoelétricos (em contato direto com o tórax) ou de eletreto com acopladores acústicos. As recomendações do CORSA encontram-se sumarizadas na Tabela 3.1, bem como as especificações implementadas no sistema descrito nesta seção.

Tabela 3.1: Parâmetros recomendados pelo CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000) e características do sistema implementado.

Especificações Características	Recomendações CORSA (2000)	Sistema Projetado
Microfone	Piezoelétrico/ Eletreto	Eletreto
Sensibilidade	>1mV/PA	9 mV/Pa
Freq. corte de filtro passa-altas	50-60 Hz 30 – 150 Hz	150Hz
Freq. corte de filtro passa-baixas	(1600 a 3000 Hz)	2500Hz
Digitalização	Conversor A/D (Comercial)	Conversor - A/D (ADuc841)
Taxa de Amostragem	4 a 22,5kHz	10kHz
Número de Bits	12, 14 e 16	12

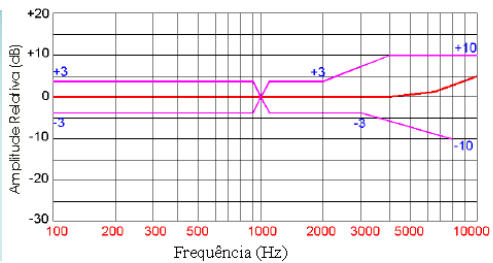
Este trabalho utiliza microfones de eletreto do modelo MD9745APA-1 (KNOWLES ACOUSTICS, 2003) acondicionados em acopladores acústicos torneados em nylon (Figura 3.2) com as dimensões recomendadas por KRAMAN et al. (1995). Estes microfones possuem uma banda passante praticamente plana entre 100 e 3000 Hz e uma sensibilidade média de 9mV/Pa. Características do microfone fornecido pelo fabricante são apresentados na Tabela 3.2 e Figura 3.2.

Tabela 3.2: Especificações do microfone de eletreto MD9745APA-1 (KNOWLES ACOUSTICS, 2003).

Parâmetro	Condição de teste	Mínimo	Médio	Máximo	Unidade
Sensibilidade	$f=1\text{kHz}, P_{\text{in}}=1\text{Pa}$	-44	-41	-38	dB
Impedância	$f=1\text{kHz}, P_{\text{in}}=1\text{Pa}$			2,2	k Ω
Diretividade		<i>Omni-Direcional</i>			
SNR		55			dB
Faixa de Frequência		100 – 10000			Hz



(a)



(b)

Figura 3.2: (a) Microfones e sua montagem em acoplador acústico como utilizado no sistema desenvolvido. (b) Resposta em frequência do microfone fornecida pelo fabricante.

Para captar a forma de onda do fluxo respiratório, os pacientes respiram por um duto contendo um obstáculo de acrílico que estabelece uma resistência ao fluxo de ar (pneumotacógrafo - PT). A queda de pressão pela resistência é proporcional à velocidade de fluxo (DOEBELIN, 1990). A diferença de pressão estabelecida entre os terminais do pneumotacógrafo é detectada por um transdutor diferencial de pressão (Figura 3.3) DC030NDC4 (HONEYWELL, 2008). Este transdutor é alimentado com uma tensão de $5V_{DC}$ (pinos 1 e 2), apresentando sinal de saída (pino 3) proporcional à diferença de pressão com excursão de $\pm 2 V$ em torno de um nível DC de $2,25V$. As especificações desse transdutor estão apresentadas na Tabela 3.3.

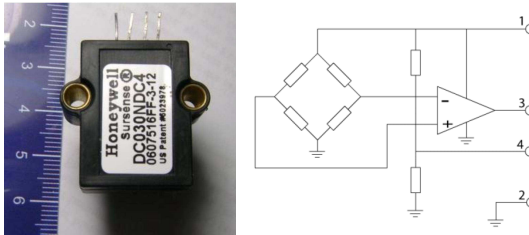


Figura 3.3: Transdutor diferencial de pressão DC030NDC4 à esquerda e o seu circuito interno à direita. (1-alimentação, 2-Terra, 3-Sinal de saída do sensor).

Tabela 3.3: Especificações do transdutor diferencial de pressão DC030NDC4.

Tensão de Alimentação	$(5 \pm 0,1)V_{DC}$
Tipo de Medida	Diferencial
Sinal condicionado	Amplificado
Faixa de Medida	$\pm 30 \text{ inH}_2\text{O}$ ($\pm 76,2 \text{ cm H}_2\text{O}$)
Sensibilidade típica	$0,133\text{V/in H}_2\text{O}$ ($\approx 0,052 \text{ V/cmH}_2\text{O}$)
Faixa nominal de tensão de saída	$(2,25 \pm 2) \text{ V}$
Erro total típico	$\pm 1\%$ do fundo de escala

A Figura 3.4 mostra resistência de acrílico fabricado pela TAKAOKA que é utilizado para detectar queda de pressão proporcional ao fluxo respiratório.

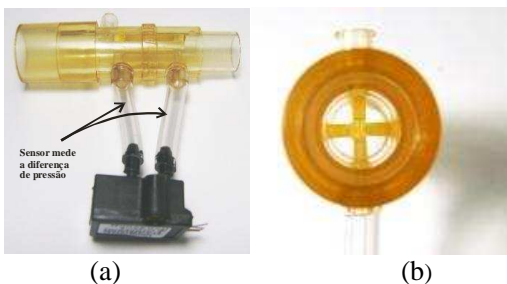


Figura 3.4: (a) Pneumotacógrafo da TAKAOKA conectado ao transdutor diferencial de pressão. (b) Foto de seção transversal do pneumotacógrafo.

Módulo de Condicionamento

O módulo de condicionamento envolve a amplificação e filtragem dos sinais dos microfones e do transdutor diferencial de pressão para

restringir o conteúdo de frequência destes às faixas de interesse e adequá-los à tensão de entrada do conversor A/D.

Os sinais elétricos gerados por microfones possuem baixas amplitudes 9mV/Pa, sendo necessário amplificá-los e filtrá-los (*anti-aliasing*) antes de serem amostrados. A Figura 3.5 apresenta os estágios do processamento analógico do sinal de saída do microfone. O detalhamento desse circuito está apresentado no apêndice B.

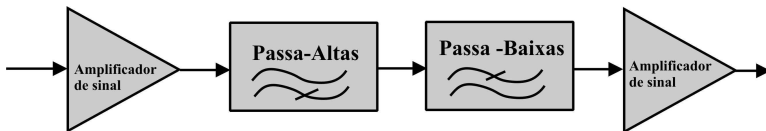


Figura 3.5 Módulos de amplificação e filtragem para condicionamento do sinal.

Inicialmente, o sinal gerado pelo microfone passa por um pré-amplificador não – inversor (ganho de 2) que também realiza casamento de impedância com o próximo estágio do circuito (SEDRÁ et al., 2004). O sinal amplificado é submetido a um filtro passa-faixa implementado com dois filtros em cascata (passa-altas e passa-baixas). Estes filtros são Butterworth de segunda ordem, ambos com configuração de fonte de tensão controlada por tensão. A Figura 3.6 mostra a banda passante normalizada do arranjo em cascata. Sinal pertencente à banda passante de 150-2500Hz é amplificado cerca de 80 vezes.

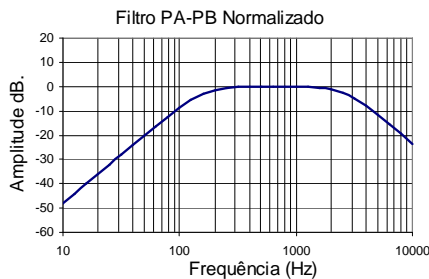


Figura 3.6: Resposta em frequência do filtro passa-faixa (composição de PA de segunda ordem com PB de segunda ordem) com banda passante de 150Hz a 2,5kHz.

O ganho deve ser ajustado para evitar a saturação do A/D. No Capítulo 4, é apresentada uma discussão do efeito da frequência de corte do filtro PA e do ganho para o registro dos sons respiratórios.

O sinal gerado pelo transdutor diferencial de pressão é pré-amplificado e aplicado a um circuito seguidor de tensão antes de submetê-lo ao estágio de amplificação e filtragem. Este sinal tem sua componente de *offset* removida por amplificador diferencial. Essa abordagem foi adotada para impedir a saturação do sinal na saída do estágio de amplificação. Após esse estágio, o mesmo é filtrado por um filtro passa-baixas Butterworth de segunda ordem (Figura 3.7), onde é também amplificado. Por fim, com um circuito somador, adiciona-se uma tensão de *offset* para adequar o faixa de tensão à entrada do conversor A/D. Todo o circuito é apresentado no apêndice C.

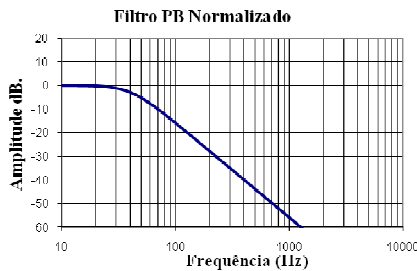


Figura 3.7: Resposta em frequência do filtro passa-baixas com frequência de corte em 40Hz do circuito do transdutor diferencial de pressão.

A Tabela 3.4 apresenta a frequência de corte dos filtros passa-altas (F_{cPA}) e ganho para os canais do sistema microcontrolado da Figura 3.1.b, utilizado no estudo de efeito do PA na medida dos sons crepitantes (Seção 4.2).

Tabela 3.4: Ganhos utilizados nos circuitos de condicionamentos mostrados na Figura 3.1.b.

FcPA (Hz)	Ganho
60	35
150	80
200	100

Módulo de Aquisição e Controle

O módulo de aquisição e controle é constituído pelo microcontrolador ADuC841 (ANALOG DEVICES, 2003), pelo dispositivo amostrador e retentor (*sample-hold*) SMP04 (ANALOG DEVICES, 1998) e pela interface USB FT245BM (FTDI, 2005) (Figura 3.8).

Esse microcontrolador é um componente otimizado da família do 8052 capaz de executar 20 MIPS (cristal de 20MHz). O ADuC841 contém um conversor analógico-digital (A/D) de 12 bits multiplexado entre oito entradas analógicas, sendo que a conversão é realizada em $8\mu\text{s}$ para sinais com faixa de tensão entre 0 e 2,5V ($1\text{LSB} = 2,5\text{V}/4096 = 0,61\text{ mV}$). O microcontrolador conta com 62 KiB de memória de programa FLASH (programada pela porta serial), 4 KiB de memória de dados FLASH, 256 bytes de memória RAM e 2 KiB de XRAM interna. Além dessas características, possui ainda, 3 *timers*, interface UART e 2 conversores digital-analógicos (D/A) de 12 bits.

O SMP04 (*sample-hold*) pode ser representado por uma chave analógica, um capacitor e um *buffer* de saída (Figura 3.8). Com a chave \bar{S}/H_n fechada, a tensão de saída do capacitor acompanha a tensão de entrada V_{IN_n} . Quando a chave é aberta, o capacitor retém a tensão do sinal de entrada no instante de abertura da chave, mantendo o sinal estável para o processo de conversão analógico digital. Os terminais \bar{S}/H_n do SMP04 foram interconectados neste projeto para que a amostragem dos quatro canais seja realizada de forma simultânea.

As quatro saídas do SMP04 ($V_{OUT1} - V_{OUT4}$) são digitalizadas pelo A/D, uma a uma, à taxa de 10 kSPS.

A interface entre o microcontrolador e o PC é realizada pelo componente FT245BM que recebe as amostras do microcontrolador (Figura 3.8) e as transmite pela USB para o PC à taxa de 115,2 Kibit/s. O PC, por meio de seu *chipset* e sistema operacional Windows®, detecta a inserção e remoção do dispositivo, gerencia o fluxo de dados entre os dispositivos conectados, energiza e monitora os sinais do barramento USB.

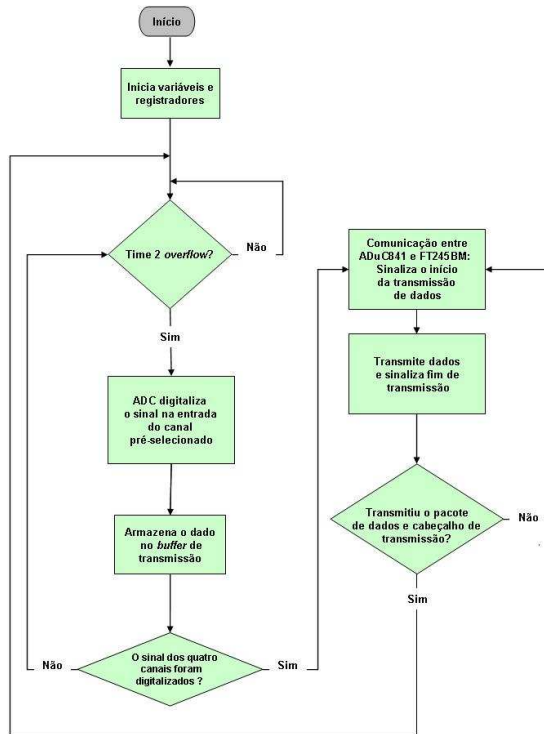


Figura 3.9: Fluxograma do *firmware*: inicia as variáveis e registradores, digitaliza os canais do A/D e transmissão de dados para o PC.

- Aquisição de dados pelo conversor A/D à taxa de 10 kSPS estabelecida a partir da programação do Timer2. Os três primeiros canais correspondem aos sinais dos microfones; o quarto canal, ao sinal do transdutor diferencial de pressão.
- Comunicação entre o microcontrolador e o dispositivo controlador de USB (FT245BM) realizada por porta de entrada e saída (ES) para envio de dados e, por 2 pinos adicionais de ES, para o envio de sinais de controle.
- Armazenagem dos dados amostrados em *buffer* de transmissão. O pacote de dados transmitidos para o PC é composto por 10 bytes: oito bytes de dados e dois bytes de cabeçalho.

Aplicativo para o microcomputador PC

Para estabelecer a comunicação entre o computador e o módulo de aquisição, aplicativo em C++ Builder foi desenvolvido. Para manipular os dados enviados do componente FT245BM para USB do PC, o aplicativo utiliza conjunto de funções do *drive* D2XX disponibilizado pelo fabricante (FTDI Inc.). O uso do *drive* D2XX permite o controle sobre a comunicação e maior velocidade na transferência dos dados.

Ao ser iniciado, o aplicativo desenvolvido estabelece comunicação com o módulo de aquisição. Os dados recebidos de cada canal pela interface USB encontram-se multiplexados, contendo informação sobre o canal ao qual pertencem. O software tem a tarefa de demultiplexar os dados recebidos e apresentá-los na tela do microcomputador em tempo real. A Figura 3.10 mostra a tela do aplicativo desenvolvido.

Para a apresentação das formas de ondas amostradas em tempo real, utilizou-se a biblioteca *Scope* com componentes gráficos científicos (*Scientific Plotting Library*, 2009) que possui velocidade bem superior à biblioteca nativa do C++ Builder.

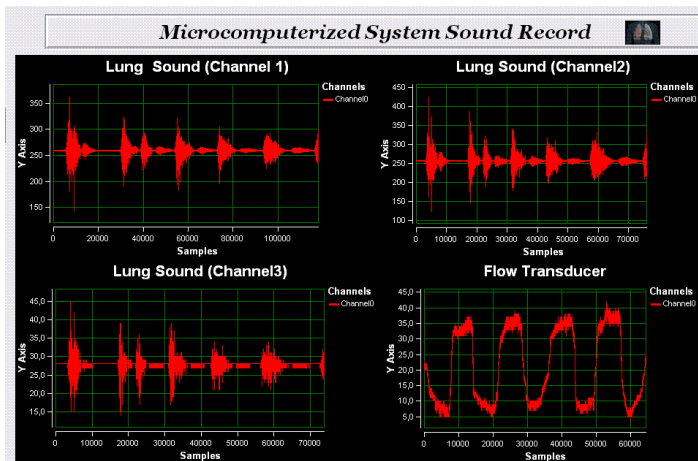


Figura 3.10: Tela do sistema de aquisição. Permite iniciar e finalizar a aquisição, nomear arquivo quando do armazenamento das formas de onda e visualizar formas de onda anteriormente registradas.

Durante a aquisição, são apresentados os últimos 26ms de cada canal na tela do microcomputador. As formas de ondas adquiridas são armazenadas em formato *wave* no disco rígido. Exemplos de registros realizados com o sistema desenvolvido são apresentados no Capítulo 4.

Procedimentos de Aquisição dos Sons Respiratórios

A aquisição de sons respiratórios foi realizada em três hospitais da grande Florianópolis, tendo sido o procedimento aprovado pelos seus respectivos comitês de ética. São os hospitais: Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina (Processo nro.: 175/09), Hospital Regional de São José (Processo nro.: 41/10) e Instituto de Cardiologia de Santa Catarina (Processo nro.: 086/2010).

Neste estudo, para cada uma das enfermidades investigadas, 10 pacientes do sexo masculino foram selecionados. A Tabela 3.5 resume as características físicas destes pacientes.

A seleção prévia dos pacientes foi realizada a partir de seus registros médicos, sinais clínicos, radiografia do tórax e estudos da função pulmonar disponíveis nos prontuários dos pacientes.

Os pacientes diagnosticados com fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca apresentaram sintomas clínicos. As radiografias dos pacientes com fibrose mostraram o característico “pulmão em colméia” da enfermidade. O exame radiológico dos pacientes com pneumonia mostrava opacidade na região do pulmão. Os pacientes com insuficiência cardíaca foram também diagnosticados com ecocardiografia.

Tabela 3.5: Perfil dos pacientes: idade, peso, altura.

Patologias	Nº Pacientes	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)
Fibrose	10	62 ± 12	52 ± 14	1,62 ± 0,07
Pneumonia	10	66 ± 12	62 ± 20	1,60 ± 0,11
Insuficiência cardíaca	10	55 ± 07	53 ± 30	1,69 ± 0,15

Os sons foram captados em quarto de enfermaria. Estando o paciente sentado, os pulmões foram auscultados por profissional da saúde para localizar a região do tórax onde o som característico da enfermidade foi melhor detectado. Nessa região, a campânula com o microfone foi fixada com fita adesiva dupla face e o som registrado. Durante as medições, o voluntário respirou através de um pneumotacógrafo (Figura 3.4a) à taxa de 12 resp/min (acompanhando metrônomo para tal). Assim, registrou-se os sons de todos os pacientes a uma mesma taxa respiratória.

Em pacientes com fibrose, cujos sons crepitantes gerados devem-se a alteração alveolar bem consolidada para o atual estágio da enfermidade (não sendo, portanto, influenciada pelo volume de secreção no pulmão) avaliou-se a influência da taxa respiratória nas características temporais e espectrais desses sons. Para tal, os sons destes pacientes foram também registrados para taxas respiratórias de 10 resp/min e 15 resp/min. O volume relativo (VR) recrutado na fase inspiratória (intervalo de ocorrência de som crepitante analisado) nas três taxas respiratórias foi também calculado. O VR foi calculado através da alteração relativa do volume para um mesmo paciente respirando a três diferentes taxas, adotando a taxa de 12resp/min como referência. Dessa forma, o VR será maior que 1 quando o paciente respirar a um volume superior àquele na taxa de 12 resp/min; caso contrário, VR será igual (mesmo volume) ou menor (menor volume). Esta abordagem busca reduzir os fatores de variabilidade na análise dos resultados.

Contudo, é necessário avaliar a capacidade do paciente em acompanhar o metrônomo e instruí-lo para executar tal procedimento. Essa dificuldade implicou na aquisição de um menor volume de dados.

Cada paciente nas três enfermidades analisadas realizou três ciclos respiratórios: 3 inspirações e 3 expirações. Os sons digitalizados são armazenados em arquivos com formato *wave* na pasta do paciente, designada pelo número do protocolo de entrada no hospital.

3.2 Distribuição de Wigner-Ville e MGM

Como mencionado no Capítulo 2, a DFT é adequada para a análise de sinais que são estacionários dentro do intervalo de observação. Para sinal não estacionário, a resolução da DFT pode obscurecer a máxima frequência do sinal analisado, impossibilitando sua melhor caracterização.

Portanto, para a análise de sinais não estacionários, outros métodos são utilizados, como por exemplo, transformada wavelet (RIOUL E VERTELLI, 1991) e distribuições de tempo - frequência (COHEN, 1989). Para a detecção da máxima frequência dos sons crepitantes, utilizou-se neste trabalho, a pseudo distribuição discreta de Wigner - Ville.

Pseudo Distribuição Discreta de Wigner - Ville

A denominada pseudo distribuição discreta de Wigner-Ville (DPWD) vêm sendo utilizada na análise de sinais não estacionários (BOASHASH, 2003), a qual é definida por:

$$W_z^g[n, k] = 2 \sum_{|m| < M/2} g[m] z[n+m] z^*[n-m] e^{-j2\pi km/M}$$

A DPWD é realizada com o sinal analítico $z[n]$ obtido a partir de um sinal real $x[n]$, ambos com N amostras. O janelamento $g[m]$ do termo $z[n+m]z^*[n-m]$, que é a autocorrelação do sinal de interesse, restringe o intervalo de análise. Para cada instante n e frequência k ($kf_s/2M$) da equação acima, o somatório é feito em m com período M .

Neste trabalho, a DPWD foi aplicada a sons crepitantes com duração máxima de 20ms (200 amostras) utilizando janela $g[m]$ de Hamming para suprimir descontinuidades do processo de segmentação que pudesse comprometer a detecção da frequência máxima. Para tal, utilizou-se *Time-Frequency Toolbox* (AUGER et al., 1996). Maiores informações sobre a DPWD são apresentadas no apêndice D.

Método Geométrico Modificado (MGM)

Para se determinar a máxima frequência dos sons crepitantes sem a adoção de um limiar arbitrário, foi utilizado o Método Geométrico Modificado (MGM). O MGM foi proposto para detectar a envoltória de frequência máxima de sonogramas obtidos a partir de DFT aplicado a sinais de ultra-som Doppler (MORAES, 1995).

O método envolve a obtenção da Curva da Integral do Quadrado da Energia fracional (CIQE) de cada DPWD calculada através da equação

$$CIQE_t(K) = \sum_{k=0}^{K-1} DPWD(k\Delta f, n)^2, \quad 3-1$$

A curva CIQE obtida para o resultado de uma DPWD é apresentada na Figura 3.11. A máxima frequência é dada pelo ponto da curva que corresponde à maior distância (d) entre a curva CIQE e a reta s que conecta os pontos $CIQE_t(0)$ e $CIQE_t(f_{\text{final}})$. Este ponto corresponde àquele no qual o incremento da curva de potência é bem inferior ao que ocorria anteriormente, denotando cessamento do sinal; ou seja, que o incremento na curva de potência se deve, após a maior componente de frequência do sinal, à potência de ruído, inferior à potência do sinal (MORAES, 1995).

A distância d_n é calculada para todos os pontos ao longo de $CIQE_t(f)$. O ponto $CIQE_t(f = F_{\text{max}})$ corresponde à maior distância d_n para o intervalo de observação t_n .

Neste trabalho, este procedimento foi realizado para o espectro obtido com DPWD aplicada ao intervalo de duração do som crepitante.

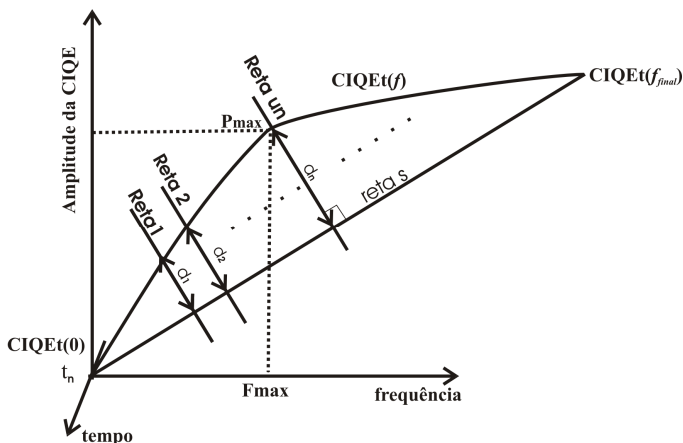


Figura 3.11: Curva da integral do quadrado da energia fracional e a aplicação do MGM para detectar a máxima frequência.

Para melhor ilustrar o desempenho da técnica, foi gerado um sinal discreto formado pelo produto de uma cossenoide por uma curva tipo Gaussiana na forma:

$$y[n] = \cos(2\pi f n) \cdot e^{-n^2/2\sigma^2} \quad 3-2$$

A Figura 3.12.a mostra a forma de onda gerada por meio da equação 3-2 para $f = 900\text{Hz}$ e $\sigma = 0,0008$. Esta forma de onda é similar a crepitante adquirido de pacientes com fibrose em termos de duração e frequência máxima.

Como a amplitude da Gaussiana decresce lentamente, a resolução espectral e o comprimento da janela limitam a máxima frequência que pode ser estimada pela técnica. A frequência máxima da sequência gaussiana ($\sigma = 0,0008$) obtidos por meio DPWD e MGM (janela de Hamming de 64 pontos, frequência de amostragem de 10 kSPS) foi de 262 Hz, que corresponde à componente de frequência com potência de 85% abaixo da máxima. Portanto, a frequência máxima esperada pelo produto da gaussiana com co-seno com frequência de 900 Hz (Eq.3-2) é de 1162 Hz (900 Hz + 262 Hz).

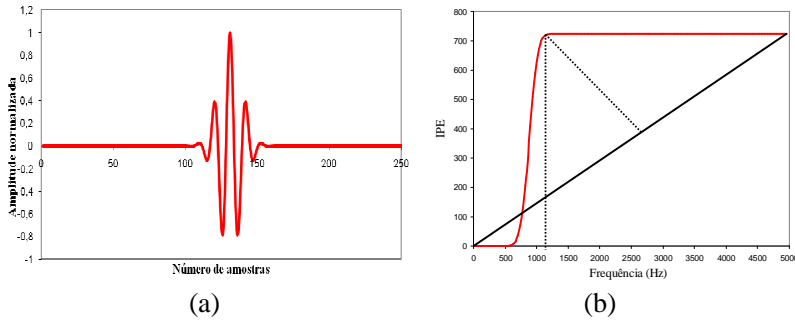


Figura 3.12: Sinal gerado pelo Eq.3-2 considerando uma taxa de amostragem de 10 kSPS ($f = 900$ Hz e $\sigma = 0,0008$ (52 amostras)).

A frequência máxima do sinal gerado pela Eq.3-2 ($f = 900$ Hz e $\sigma = 0,0008$) estimada pela MGM e DPWD foi próximo do valor esperado (1134,6 Hz) (Figura 3.12.b). Detalhamento do procedimento é apresentado no apêndice E.

A frequência máxima de um som crepitante de fibrose com duração de 5ms foi medida usando o método de PIIRILÄ et al. (1991) e o método DPWD-MGM adquiridos com FcPA de 60 Hz.

O método de PIIRILÄ et al. (1991) compreende a aplicação da DFT a um segmento de 200ms (Hamming janela de 4096 amostras) que contém o som crepitante, utilizando o limiar para máxima frequência de -20dB abaixo da máxima intensidade do sinal. Seu uso permitiu detectar a frequência máxima de 270 Hz. Aplicando DPWD-MGM ao mesmo crepitante, a frequência máxima estimada foi de 689 Hz.

Para observar o efeito do filtro passa-altas na medição, o DPWD-MGM foi aplicado para o mesmo som crepitante registrado pelo circuito de condicionamento com frequência de corte FcPA=150 Hz, obtendo-se uma frequência máxima de 727 Hz. O estudo da FcPA nas medidas é apresentado na Seção 4.2.

3.3 Caracterização do canal Tórax – Campânula e Equalização

SOVIJÄRVI et al. (2000) comentam que a captação de sons respiratórios demanda solução para o problema da atenuação do tórax. A

obtenção de som crepitantes com características mais próximas daquelas do som gerado no interior das vias aéreas em diferentes enfermidades pode vir a auxiliar um melhor diagnóstico.

Recuperar amplitude e fase de sinais que tenham sido alterados pelo canal de transmissão é um problema comum em diferentes áreas, tais como, telecomunicações, sismologia e processamento de vibrações mecânicas. Dispondo de informações sobre o canal de transmissão (ou seja, a curva de atenuação do meio de propagação), é possível equalizar os sons para que sinais mais similares aos originalmente gerados possam ser recuperados. Para alcançar esta meta, esta seção apresenta metodologia para a medida de atenuação do tórax.

3.3.1 Medida da Atenuação do Tórax

Um método experimental para caracterizar a atenuação do tórax foi proposto por JONES et al. (1993). Esses investigadores aplicaram um tom gerado por um alto-falante na boca de um voluntário, sendo este tom conduzido até a boca por meio de tubo. Na parte posterior do tórax do voluntário, foi posicionado o transdutor para captar o tom que percorreu o tórax. Dispondo do sinal de entrada e de saída, foi possível medir a atenuação imposta pelo tórax, calculando a razão da potência do tom registrado nas costas pela potência do tom registrado na boca.

Na Seção 2.12, foram apresentadas curvas de atenuação do som entre o pulmão e acelerômetros. O CORSA não recomenda a aquisição de sons com acelerômetros. Portanto, para buscar compensar a atenuação devido ao tórax e atender às recomendações do CORSA, fez-se necessário a obtenção da curva de atenuação.

Assim, foram realizadas medidas de atenuação do tórax com o sistema de aquisição desenvolvido. Para tal, utilizou-se o procedimento proposto por JONES e THOMAS (1993) que se encontra ilustrado na Figura 3.13. Um *notebook* executando o aplicativo *Cool Edit* gerou tons de 100 a 1200 Hz. A saída de áudio do *notebook* foi amplificada e aplicada a um alto-falante de 4 cm (C3-TECH) com uma resposta de frequência de 20 a 20 kHz, com potência máxima de 100 mW e uma sensibilidade de -96dB (\pm 3dB). O alto-falante foi colocado em uma caixa de poliestireno (100 x 50 x 60 cm) cujo interior foi preenchido com material para

absorção de som, evitando que este se propagasse para o microfone por outro meio que não o tórax. O som do alto-falante foi conduzido da caixa de poliestireno para a boca do voluntário por meio de um tubo plástico (3,5x40 cm). Na extremidade deste tubo, foi fixado um microfone (Figura 3.13.B) para registrar a potência do som aplicado à boca, sendo esta utilizada como valor de referência para as medidas de atenuação. Para adquirir os tons na parte posterior do tórax, utilizou-se um microfone acondicionado em um acoplador acústico confeccionado em nylon com as dimensões recomendadas por KRAMAN et al. (1995). Este foi colocado no lado esquerdo da parte posterior do tórax próximo da 5ª vértebra, à distância de 5cm da coluna vertebral (Figura 3.13.C). A atenuação foi medida com tons de 100-1200 Hz, espaçados de 100 Hz. Os tons inseridos nos tubos geraram algumas harmônicas cuja amplitude encontrava-se cerca de 30dB abaixo da frequência fundamental. Os voluntários respiraram a 12 resp/min com a boca aplicada na extremidade do tubo. Para tal, os voluntários acompanharam o ritmo de um metrônomo mostrado na tela do *notebook* como um gráfico de barra.

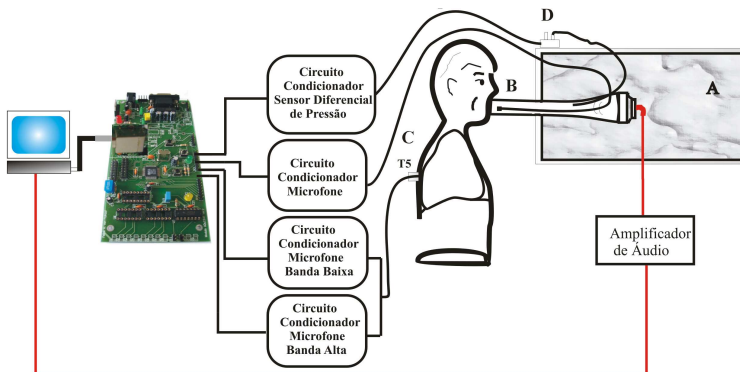


Figura 3.13: Sistema baseado nas diretrizes de CORSA durante caracterização da atenuação do tórax. A - caixa de poliestireno (100 x 50 x 60 cm); B - microfone na extremidade do tubo; C - microfone posicionado no lado esquerdo da parte posterior do tórax. D - transdutor diferencial de pressão.

O trecho de som analisado foi localizado na fase inspiratória, quando há contração dos músculos abdutores da laringe (cricaritenoídes posteriores) que empurram as cordas vocais e abrem a glote (BRANCATISANO et al., 1984), permitindo que o som se propague pelas vias respiratórias e atinja a superfície do tórax com maior intensidade.

A detecção da fase inspiratória foi realizada com um transdutor diferencial de pressão, sendo que uma de suas entradas foi mantida aberta e a outra, conectada ao duto de condução do som para que se fizesse o registro da pressão na boca do voluntário em relação à pressão atmosférica (Figura 3.13.D).

O sistema utilizado para o registro dos sons que se encontra descrito na Seção 3.1 foi modificado para contornar dificuldades envolvidas nessas medições (Figura 3.14). O sinal do microfone posicionado na parte posterior do tórax foi condicionado por dois diferentes circuitos: Banda Baixa (BB) e Banda Alta (BA). Ambos os circuitos são constituídos por amplificador, filtro passa-baixas (PB) e filtro passa-altas (PA), sendo os filtros, Butterworth de segunda ordem. A Tabela 3.6 apresenta as frequências de corte e os ganhos utilizados em cada circuito. As saídas destes circuitos foram digitalizadas por dois diferentes canais do conversor analógico – digital (A/D).

Essa abordagem foi necessária para que os tons de frequências mais altas pudessem ser captados utilizando-se maior ganho, haja vista a maior atenuação do tórax para as mesmas. Assim, a maior frequência de corte do PA deste circuito evitou que os sinais captados fossem saturados pela amplificação excessiva das componentes de mais baixa frequência, comumente presente nos sons respiratórios.

Tabela 3.6: Frequências de corte dos filtros e ganhos dos canais de aquisição utilizados para a medida de atenuação.

Circuito de Condicionamento	Parâmetros		
	Frequência de corte do PA	Frequência de corte do PB	Ganho
Circuito Ref. (boca)	60 Hz	2500 Hz	68
Circuito Banda Baixa (BB)	250 Hz	2500 Hz	690
Circuito Banda Alta (BA)	450 Hz	2500 Hz	1200

A curva de atenuação foi calculada através das medidas de potência de cada tom, captado na boca e no tórax durante o período de abertura da

glote. Registros de 2 segundos dos sinais foram utilizados para obter a função transferência tórax-campânula. Esses registros foram divididos em segmentos de 512 pontos, com cada segmento incorporando 50% de amostras do segmento anterior. Para realizar essa medida, foi utilizado o método de Welch.

A transformada discreta de Fourier (DFT) de cada segmento foi calculada utilizando janela de Hamming e o valor médio da potência das transformadas de todo o segmento de 2s forneceu a potência do sinal analisado.

A função transferência para cada indivíduo foi constituída pela medida de atenuação das componentes registradas pelos dois canais BA e BB. A potência dos tons de 100-300 Hz foi obtida através do circuito BB. Para esse circuito, cujo filtro PA tem uma frequência de corte de 250 Hz, as potências estimadas em 100 e 200 Hz foram corrigidas de modo a compensar a atenuação imposta pelo circuito (Figura 3.14). A potência dos tons 400-1200 Hz foi obtida pelo circuito BA. Como o PA está em 450 Hz, a medida de atenuação em 400 Hz foi corrigida. A compensação foi realizada a partir de valores calculados.

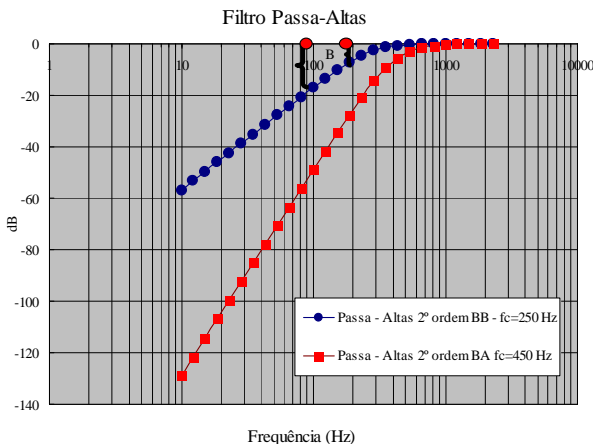


Figura 3.14: Resposta em frequência dos filtros passa-altas utilizados na coleta dos sons para caracterização do tórax.

A informação do ganho de amplificação utilizado nos dois circuitos foi empregada para compor a curva de atenuação que reuniu as medidas realizadas com o auxílio de ambos os circuitos.

Para compensar a diferença de ganhos nos circuitos de condicionamento de sinal (Figura 3.8), os registros do som na boca (circuito de referência) e no tórax (circuito Banda Baixa) foram multiplicados por 17,64 e 1,74 respectivamente para ficar com ganho igual ao utilizado no circuito Banda Alta (Ganho=1200). Estes ajustes foram realizados antes de aplicar a DFT para determinar a potência do sinal de referência e do sinal do canal BB.

Os resultados da medida de atenuação do canal realizada em 8 voluntários estão apresentados no Capítulo 4. Os valores médios de altura, massa, e índice de massa corpórea (IMC) dos voluntários estão apresentados na Tabela 3.7.

Tabela 3.7: Características físicas dos voluntários.

Nº	Altura (m)	Massa (kg)	IMC
8	1,76 ± 0,07	80,76 ± 4,31	26,10 ± 1,78

3.3.2 Equalização para Compensação da Atenuação Tórax – Campânula

A partir da caracterização do canal de transmissão (curva de atenuação do tórax e campânula), é possível calcular um filtro equalizador que, ao ser convoluído com o sinal captado do microfone posicionado no tórax do voluntário, recupere o som original gerado no pulmão (PONTE et al., 2010b).

Considerando o efeito de atenuação do tórax e da campânula como dois canais, lineares e invariantes no tempo, caracterizados pelas respostas ao impulso $t[n]$ e $c[n]$, respectivamente, o sinal de saída $x[n]$, medido pelo microfone, pode ser expresso por:

$$x[n]=d[n] * t[n] * c[n] \quad 3-3$$

onde o símbolo $*$ representa a operação de convolução e $d[n]$ corresponde a som gerado pela respiração nas vias aéreas. Este sistema é

ilustrado na Figura 3.15. Assim, o objetivo da equalização é cancelar o efeito conjunto de $t[n]$ e $c[n]$ e recuperar $d[n]$ (Eq.3-3).

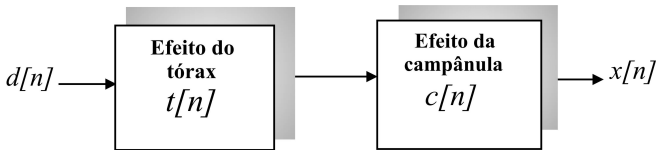


Figura 3.15: Representação do sistema de transmissão dos crepitanes gerados nos pulmões, onde $d[n]$ é o som crepitante e $x[n]$, o sinal captado.

A Figura 3.16 ilustra o uso de um filtro equalizador cuja finalidade é recuperar o som crepitante, $d[n]$, com o mínimo de distorção.

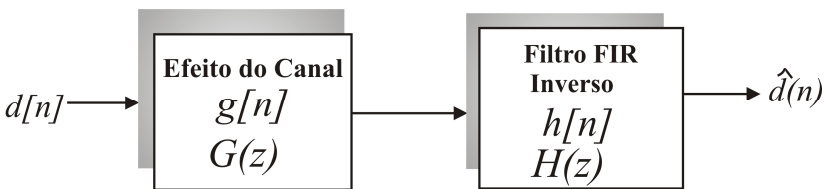


Figura 3.16: Efeito do canal $g[n]$ sobre os sons gerados nos pulmões ($d[n]$) e o filtro equalizador compensando o efeito do canal, tal que $y[n] \approx d[n]$.

O sistema modelado pela resposta ao impulso $g[n]$ é resultante da cascata do sistema que modela o efeito do tórax e da campânula, assim $g[n]$ é dado por $g[n] = t[n] * c[n]$ (Figura 3.15). Portanto, a resposta ao impulso do equalizador, $h[n]$, deve ser tal que

$$\delta[n] \approx g[n] * h[n] \text{ ou } H(z)G(z) \approx 1, \quad 3-4$$

onde $H(z)$ e $G(z)$ são as transformadas Z de $h[n]$ e $g[n]$, respectivamente. Portanto, $H(z) \approx 1/G(z)$. Para que $H(z)$ (Eq.3-4) corresponda a um sistema estável, é necessário que $G(z)$ seja de fase mínima, isto é, os zeros e os pólos de $G(z)$ devem estar localizados no interior do círculo de raio unitário (MONOLAKIS et al., 2005).

Para restaurar o som crepitante, o equalizador, $h[n]$ (Figura 3.16), foi estimado através da técnica *FIR Least Square Inverse* (FLSI) (HAYS, 1996).

O projeto do FLSI pode ser ilustrado pela Figura 3.17 (HAYES, 1996). Se $g[n]$ corresponde à resposta ao impulso do sistema causal a ser equalizado, o problema consiste em calcular $h_N[n]$ de tamanho N como:

$$\hat{d}[n] = h_N[n] * g[n]$$

sendo $d[n] = \delta[n]$. A saída $e[n]$ pode ser escrita como:

$$e[n] = d[n] - \hat{d}[n] \quad \text{ou}$$

$$e[n] = d[n] - h_N[n] * g[n] = d[n] - \sum_{l=0}^{N-1} h_N[l] g[n-l]$$

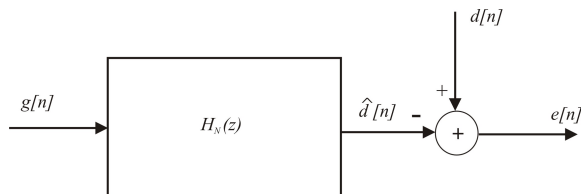


Figura 3.17: Diagrama de bloco simplificado para ilustrar o projeto de um filtro FLSI.

O erro $e[n]$ pode ser minimizado com o método de Shanks (HAYES, 1996). O ótimo Filtro Least Square Inverse é obtido através da Eq. 3-5.

$$\sum_{l=0}^{N-1} h_N[l] r_g[k-l] = r_{dg}[k]; \quad k=0,1,\dots,N-1 \quad 3-5$$

onde

$$r_g[k-l] = \sum_{n=0}^{\infty} g[n-l] g^*[n-k] = r_g^*[l-k] \quad \text{e}$$

$$r_{dg}[k] = \sum_{n=0}^{\infty} d[n] g^*[n-k]$$

Se $d[n] = \delta[n]$ e $g[i] = 0$ para $i < 0$ então

$$r_{dg}[k] = g^*[0]\delta[0],$$

Portanto, a equação 3-5 pode ser escrita na forma de matriz:

$$\begin{bmatrix} r_g[0] & r_g^*[1] & r_g^*[2] & \dots & r_g^*[N-1] \\ r_g[1] & r_g[0] & r_g^*[1] & \dots & r_g^*[N-2] \\ r_g[2] & r_g[1] & r_g[0] & \dots & r_g^*[N-3] \\ \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ r_g[N-1] & r_g[N-2] & r_g[N-3] & \dots & r_g[0] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} h_N[0] \\ h_N[1] \\ h_N[2] \\ \vdots \\ h_N[N-1] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g^*[0] \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}$$

A obtenção de $h[n]$ a partir do desenvolvimento da Eq.3-5 pode ser realizada conhecendo-se apenas $g[n]$. A minimização do erro está relacionado ao tamanho N do filtro FIR inverso e a atrasos D aplicados ao sinal de entrada $d[n]$. No Capítulo 4, apresenta-se o efeito de N e D no cálculo do FLSI.

Para avaliar a equalização digital na recuperação de sons crepitantes, um sinal sintetizado através do software de edição de sons foi aplicado na boca de voluntários utilizando o sistema mostrado na Figura 3.13. Este sinal foi constituído pela composição de dois tons (gerados pelo editor) e um som crepitante captado de um paciente com fibrose pulmonar (Figura 3.18). Os tons auxiliam a identificação dos sons crepitantes no registro realizado pelo microfone colocado no tórax. Isto foi necessário, pois até alcançar o microfone, o som crepitante pode ter sua morfologia original bastante comprometida.

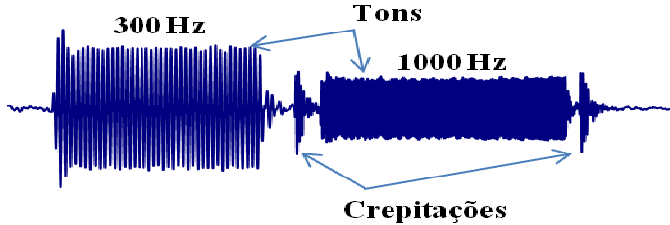


Figura 3.18: Composição de tons (300 e 1000 Hz) e som crepitante captado de um paciente com fibrose pulmonar.

Diferentes tamanhos de filtro foram aplicados para equalizar os sons crepitantes medidos no tórax. Para avaliar o número de coeficientes do equalizador que apresenta melhor desempenho em reconstituir o sinal em relação ao original, foi calculado a raiz quadrada do erro quadrático médio ($REQM_{BE}$) que corresponde à diferença entre o som crepitante inserido pela boca e o equalizado (Eq.3-6).

$$REQM_{BE} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad 3-6$$

onde, y_i é o valor normalizado pela maior amplitude de som crepitante amostrado na boca; \hat{y}_i o valor normalizado pela maior amplitude do som crepitante amostrado sobre o tórax e equalizado; e N o número de amostras. A raiz quadrada do erro quadrático médio entre o som crepitante inserido na boca e o registrado no tórax ($REQM_{BT}$) sem equalização foi também calculado para avaliar o comprometimento morfológico do som crepitante não equalizado. Os resultados da equalização estão apresentados no Capítulo 4.

3.4 Equalização Cega aplicada a Sons Crepitantes

O tórax atua como um filtro passa-baixas sobre os sons respiratórios, comprometendo as suas características espectrais (largura de banda). Portanto, a morfologia dos sons crepitantes captados encontra-se modificada, dificultando, por vezes, a sua identificação no registro. Como a atenuação do tórax varia entre indivíduos, a equalização a partir de uma estimativa média desta atenuação talvez possa não apresentar um resultado satisfatório em todos os casos, podendo inclusive, distorcer

ainda mais o som a ser analisado. Por outro lado, a estimativa individual da atenuação do canal é uma tarefa trabalhosa e demorada, sendo portanto, de difícil implementação na prática clínica.

O ideal seria o emprego de método para recuperar o sinal original a partir do sinal recebido sem o conhecimento prévio da função de transferência do canal pelo qual o sinal original se propagou, ou seja, o emprego de equalização cega (PONTE et al., 2010c).

Dentre as diversas técnicas de equalização cega propostas na literatura, o algoritmo de autovetores (*eigenvector approach* - EVA) desenvolvido por JELONNEK et al. (1994) apresentou promissores resultados quando aplicados a sinais de vibração mecânica (TSE et al., 2006) sendo estes, impulsivos e com baixa relação sinal-ruído.

A técnica de equalização cega proposta pelo algoritmo EVA possibilita uma boa estimação do sinal de entrada, $d[k]$ a partir do sinal captado, $x[k]$; ou seja, dos crepitanes gerados no pulmão, sem o conhecimento prévio da função de transferência, $G(z)$, sendo esta composta pelo efeito conjunto do tórax e da campânula.

Algoritmo de Autovetores - EVA

Considere a Figura 3.19 como uma extensão do esquema apresentado na Figura 3.16 onde o sinal de entrada $d[n]$ sofre a ação do canal $g[n]$ e a função do equalizador $h[n]$ é recuperar o sinal de entrada $d[n]$.

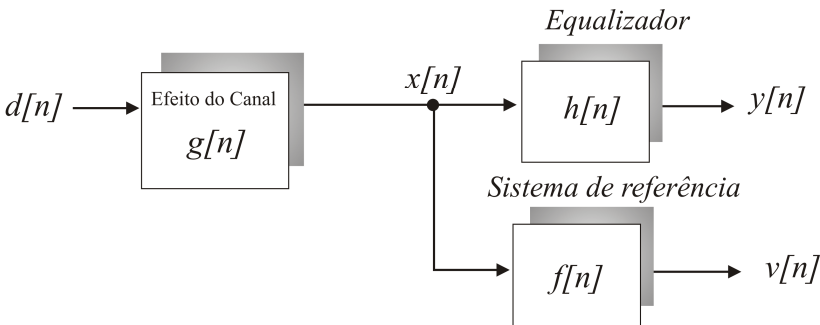


Figura 3.19: Configuração do sistema para equalização cega com filtros FIR $e[n]$ e $f[n]$.

Para a aplicação do algoritmo EVA, o sinal de entrada $d[n]$ deve se constituir de variáveis aleatórias independentes, identicamente distribuídas (i.i.d) e com distribuição não-Gaussiana. Como consequência, os cumulantes de 2ª e 4ª ordem do sinal de entrada são dados por $r_d(0) = \sigma_d^2$ e $c_{dd}^{(4)}(0,0,0) = \gamma_d^{(4)}$. Essas considerações permitem construir uma relação simples entre os cumulantes cruzados de 4ª ordem da saída equalizada $y[n]$ e a saída $v[n]$ do sistema de referência $f[n]$ (JELONNEK et al., 1993). O sistema de referência, $f[n]$, é usado para gerar uma sequência de treinamento dos dados (referência) para uma subsequente interação. O melhor sistema de referência deconvolui o canal. E por essa razão, o procedimento iterativo para ajustar os coeficientes de $f[n]$ inicia como a função impulso ($f[n] = \delta(n - \ell/2)$, ℓ tamanho do filtro FIR). Após algumas iterações, o sistema de referência e o equalizador terão a mesma resposta a impulso.

A equalização cega utilizando o algoritmo EVA deve satisfazer o seguinte critério:

$$\text{Maximização } \left| e^* C_{vx}^{(4)} e \right| \text{ dado que } r_{yy}(0) = e^* R_{xx} e = \sigma_d^2$$

resultando em um problema de autovalores: $C_{vx}^{(4)} e = \lambda R_{xx} e$.

A resposta ao impulso, $e[n]$, do equalizador cego obtido a partir do algoritmo EVA é escolhida como o autovetor que corresponde ao autovalor de máxima magnitude da matriz $\hat{R}_{xx}^{-1} \hat{C}_4^{yx}$, onde \hat{R}_{xx}^{-1} é a estimativa do inverso da matriz de autocorrelação do sinal de entrada do equalizador e \hat{C}_4^{yx} é a matriz de cumulantes cruzados entre o sinal de entrada e saída do equalizador. Note, portanto, que apenas com o conhecimento do sinal captado, $x[n]$, é possível obter-se uma boa estimativa do som crepitante $d[n]$ que será mostrado no Capítulo 4. Maior detalhamento do algoritmo EVA pode ser encontrado no apêndice F ou em Jelonnek e Kammeyer (1994).

Para avaliar o desempenho da equalização cega aplicada a sons crepitantes, foi empregado procedimento semelhante ao descrito na Daniel Ferreira da Ponte

Seção 3.3.3; ou seja, o som crepitante medido no tórax e equalizado é comparado com o inserido na boca através da Equação 3-6. Os resultados da equalização cega são apresentados no Capítulo 4.

3.5 Discussão

Sons respiratórios, captados através de microfones com campânulas como recomendado pelo CORSA, contêm relevantes informações sobre a enfermidade que acomete os pacientes com deficiência respiratória. A utilização de sistemas adequados para captação, bem como o monitoramento de parâmetros relacionados à dinâmica respiratória como taxa respiratória, fluxo e volume permitem estabelecer procedimento para a realização das medidas com objetivo de reduzir a variabilidade de parâmetros extraídos desses sons. Além disto, possibilita a melhor compreensão dos mecanismos da sua geração e, assim, contribui para extração de parâmetros úteis para que possam ser associados às enfermidades.

Técnicas de processamento digital que possibilitem recuperar características alteradas pelo canal de transmissão combinadas com uma adequada estimação da máxima frequência podem possibilitar a extração de um maior volume de informações dos sons registrados, proporcionando a obtenção de parâmetros quantitativos de diagnóstico, reduzindo a dependência em relação à subjetividade e acuidade auditiva do especialista.

4.0 Resultados

Este capítulo traz, na Seção 4.1, os resultados da avaliação quantitativa e qualitativa do sistema desenvolvido para a captação de sons. Nas medidas quantitativas e qualitativas, os sons crepitantes e sibilos foram registrados no canal com FcPA em 150 Hz. Na Seção 4.2, é mostrada a influência de especificações do circuito de condicionamento de sinal sobre parâmetros medidos de crepitações. Na Seção 4.3, estão os resultados da medida de atenuação e da aplicação de equalização. A Seção 4.4 apresenta a máxima frequência (utilizando DPWD e MGM) e o intervalo 2CD dos crepitantes gerados pelas enfermidades respiratórias estudadas e influência da taxa respiratória e volume em fibrose (FcPA em 150 Hz). Na Seção 4.5, são apresentadas as alterações na máxima frequência e intervalo 2CD nos sons crepitantes equalizados.

4.1 Avaliação Quantitativa e Qualitativa do Sistema de Aquisição

O sistema desenvolvido foi avaliado quantitativamente e qualitativamente. Para caracterizar sua resposta em frequência, medidas foram realizadas em campo livre, isto é, medida em uma câmara anecoica em que garante que somente o ruído emitido pela fonte é medido. A avaliação qualitativa foi realizada haja vista que as características psico-acústicas dos sons captados exercem, atualmente, papel preponderante no diagnóstico. Para tal, um questionário foi submetido a especialistas (apêndice G).

Avaliação Quantitativa

A resposta em frequência do sistema desenvolvido foi caracterizado no Laboratório de Vibrações Acústicas (LVA) da UFSC em uma câmara semi-anecoica. Os microfones do sistema foram posicionados em frente a um alto-falante *subwoofer* conectado a uma caixa amplificadora. O equipamento comercial denominado PULSE (Brüer&Kjaer) foi utilizado para gerar ruído branco, tendo sua saída conectada à entrada de áudio da caixa amplificada. Microfone padrão com resposta plana do equipamento PULSE foi posicionado ao lado dos microfones do sistema

sob análise. Para cada uma das saídas obtidas pelos microfones, obteve-se a resposta espectral. Para tal, promediou-se DFTs (após emprego de janela de Hamming) de conjuntos sucessivos de 5000 amostras, havendo sobreposição de 50% dos dados para cada conjunto (PROAKIS, 2004). A resolução do espectro obtido é de 2Hz. Os espectros obtidos para os sinais captados com o microfone de referência e com os microfones sob análise foram normalizados. A Figura 4.1 apresenta a razão, em dB, entre as magnitudes do espectro de um dos microfones analisados e do microfone de referência. A resposta em frequência para os demais canais não foram apresentadas porque tiveram resposta plana similar dentro da banda passante. Isso era esperado já que os circuitos utilizados são similares. Os canais foram caracterizados de 100 - 2000 Hz já que esta faixa de frequência está dentro da banda passante plana do microfone (100 - 3000 Hz).

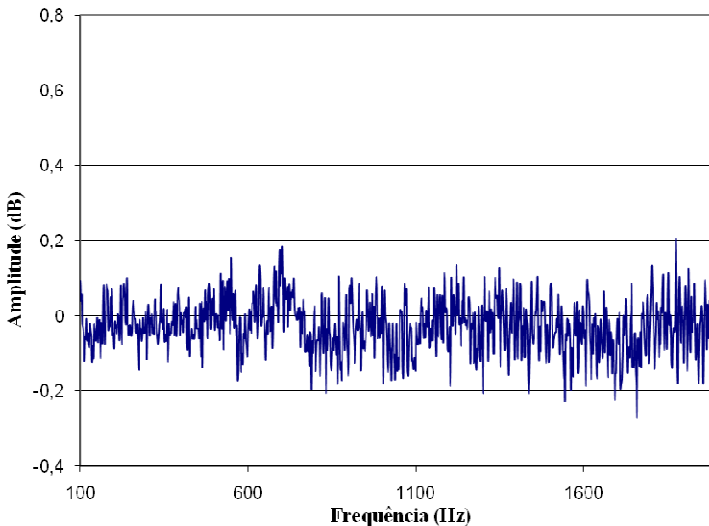


Figura 4.1: Curva obtida pela razão do espectro normalizado obtido para o sistema desenvolvido e sistema de referência na banda de interesse.

Avaliação Qualitativa

Para a avaliação qualitativa do desempenho do sistema em um ambiente não controlado (enfermaria), foram realizadas aquisições de sons de

pacientes com diversas patologias no Hospital Universitário da UFSC. As Figuras 4.2, 4.3 e 4.4 apresentam exemplos de formas de onda registradas.

A Figura 4.2 mostra crepitações e formas de onda do fluxo de pacientes com fibrose pulmonar (a) e de pacientes com ICC (b). A Figura 4.2 amplia intervalo da Figura 4.2.b para que a morfologia do crepitante possa ser melhor observada.

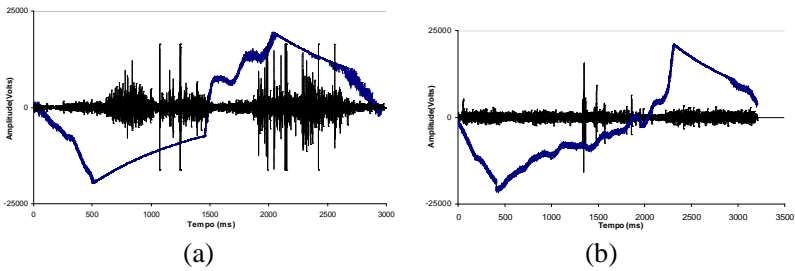


Figura 4.2: (a) Crepitações (traçado preto) e formas de onda do fluxo (traçado azul) captados em pacientes com fibrose pulmonar (a) e Insuficiência cardíaca (b).

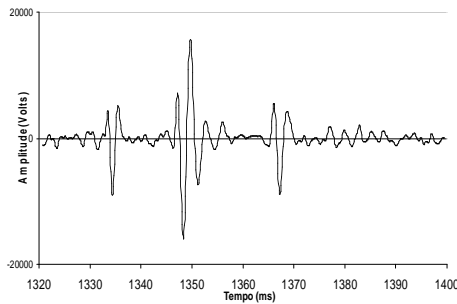


Figura 4.3: Detalhes de crepitações da Figura 4.2.b

Crepitações registradas de pacientes com pneumonia podem ser acompanhada por sibilo como apresentado na Figura 4.4 . Esse sibilo é também conhecido como *squawks* (intervalo destacado por circunferência).

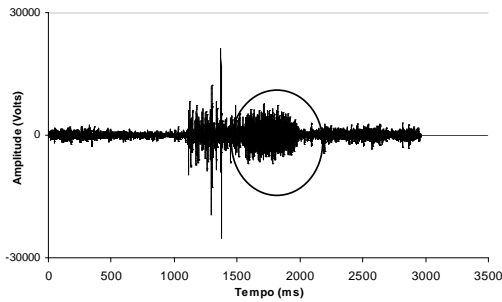


Figura 4.4: Crepitações presentes em pneumonia podem ser acompanhadas por sibilo (intervalo destacado por circunferência).

O sibilo é frequentemente encontrado em pacientes com asma. A Figura 4.5.a apresenta registro de sibilo em paciente com crise de asma. A Figura 4.5.b apresenta um sonograma (utilizou-se DFT com janela Hamming de 512 pontos) na qual é possível observar a sua característica periódica e harmônica.

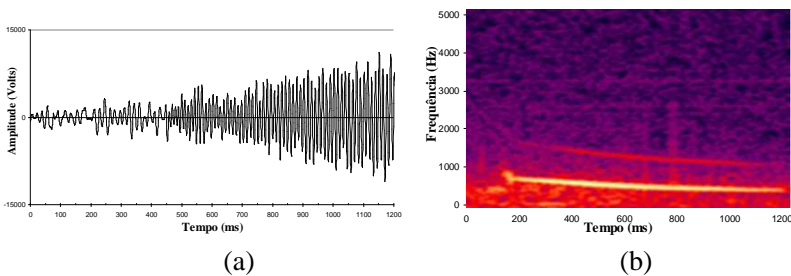


Figura 4.5: (a) Sibilos gravados em pacientes com asma; (b) Sonograma da Figura 4.5.a, usando janela Hamming com 512 pontos.

Para proceder a avaliação qualitativa, seis diferentes sons coletados (sem qualquer processamento adicional) foram apresentados a sete especialistas em ausculta de sons pulmonares do Laboratório Terapêutico da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (LTFMUSP). Obteve-se um total de 42 opiniões dos especialistas relativas à qualidade dos sons (Figuras 4.6 – 4.8). Além da qualidade, o questionário objetivou avaliar a necessidade de processar digitalmente

os sons para auxiliar o diagnóstico (apêndice G). Os especialistas consideraram os sons registrados como adequados para o diagnóstico, tendo detectado a presença de sons cardíacos e ruído ambiente.

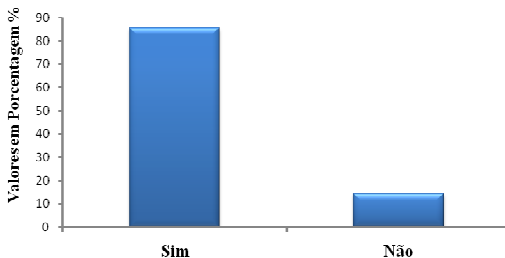


Figura 4.6: Resultado do questionário submetido aos especialistas: Sons respiratórios sobrepõem-se a sinais interferentes (ruídos de fundo e externo).

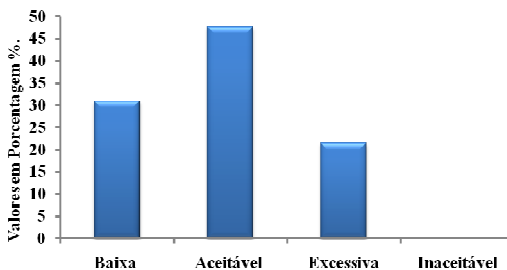


Figura 4.7: Resultado do questionário submetido aos especialistas: presença de ruídos externos (vozes e outros) dificultam a interpretação dos sons.

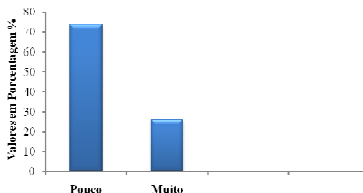


Figura 4.8: Resultado do questionário submetido aos especialistas: presença de sons cardíacos dificultam a interpretação dos sons.

4.2 Influência da Frequência de Corte do Filtro PA e Ganho sobre Parâmetros de Crepitações

A Figura 4.9.a ilustra um mesmo som crepitante simultaneamente captado e amplificado por 3 canais de condicionamento que possuem filtros PAs com diferentes frequências de corte (60, 150 e 200Hz) e diferentes ganhos (35, 80 e 100). A Figura 3.1.b mostra o arranjo utilizado para a captação dos sons crepitantes.

Quando filtrado com F_{cPA} em 60Hz, as oscilações da linha de base podem dificultar a identificação do crepitante no registro. É oportuno, salientar que os sons de mais baixa frequência, geralmente presentes na respiração, são menos atenuados pela interface tórax campânula (Figura 4.9.b). Assim, para passa-altas com menor frequência de corte, um menor ganho deve ser empregado para se evitar a saturação do sistema de aquisição. Uma maior f_c permite maior amplificação, possibilitando a aquisição de componentes de maior frequência.

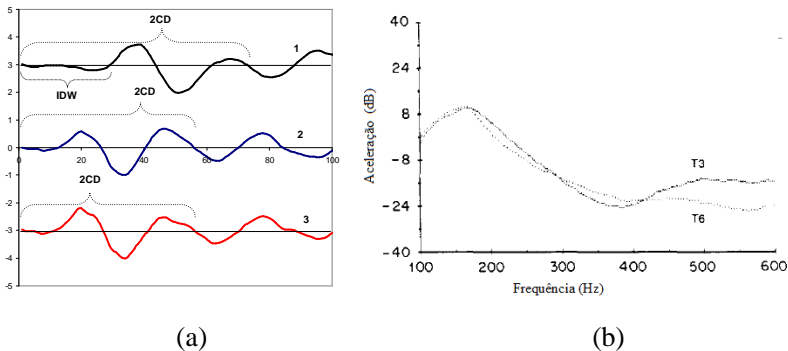


Figura 4.9: (a) Mesmo crepitante registrado por diferentes canais apresentam parâmetros com diferentes valores (Tabela 4.1). (b) Potência espectral média medida por um acelerômetro nos níveis da terceira e sexta vértebra torácica em oito voluntários na faixa de frequência de 100-600 Hz (mod. de WODICKA et al., 1990).

A Tabela 4.1 mostra medidas da máxima frequência (obtida com DPWD e MGM - Seção 3.2) e dos intervalos 2CD e IDW para o mesmo crepitante registrado pelos 3 diferentes canais de condicionamento (Figura 4.9.a).

Tabela 4.1: Medidas de máxima frequência (MF), 2CD e IDW obtidas de um mesmo crepitante com diferentes ganhos (G) e diferentes frequências de corte do filtro passa-altas (FcPA).

FcPA (Hz)	G	MF (Hz)	2CD (ms)	IDW (ms)
60	35	609,24	7,1	2,8
150	80	1038,7	5,5	1,1
200	100	1128	5,4	1,1

O CORSA (SOVIJÄRVI et al., 2000) informa que são duas as faixas de frequência de corte para o PA mais utilizadas por pesquisadores de diferentes laboratórios: 30-150Hz ou 50-60Hz. Não especifica, contudo, um valor padrão para a frequência de corte (fc). Estes resultados experimentais mostram que diferentes valores de fc resultam em diferentes medidas dos parâmetros.

Tendo em vista a análise apresentada, a alteração da fc de 150Hz para 200Hz não altera significativamente os parâmetros medidos, recomenda-se a utilização da fc do PA em 150 Hz como padrão para a captação de crepitações para a aquisição de componentes de maior frequência.

4.3 Resultados das Medidas de Atenuação e Equalização

Para caracterizar a atenuação do tórax, trabalhos têm aplicado ruído branco e tons na cavidade bucal. A maior atenuação do tórax para as componentes de frequências acima de 150Hz dificulta a determinação do nível do ruído captado em relação aos sons gerados pelo pulmão e ao ruído do sistema, comprometendo a confiabilidade das medidas. Tons são mais evidenciados nos registros. Há, contudo, dificuldade para gerar tons puros em frequências muito baixas. Assim, as medidas foram realizadas a partir de 100 Hz.

Curva de Atenuação

A curva de atenuação medida em 8 voluntários (Figura 4.10) apresenta uma taxa de atenuação de, aproximadamente, 10dB/oitava entre 100-500 Hz. Acima de 600 Hz, a atenuação manteve-se relativamente constante com uma atenuação em torno de 20 dB em relação à de 100 Hz. O desvio padrão manteve-se em torno de 5dB entre 100-500 Hz; entre 600-1200 Hz, foi de cerca de 3dB. O maior desvio padrão foi de 8dB em 300Hz.

Não é possível comparar os resultados obtidos com os apresentados na Figura 2.14, pois os transdutores utilizados naqueles estudos foram diferentes dos recomendados pelo CORSA. O desvio padrão das curvas da Figura 2.14 não foi disponibilizado nos artigos referenciados. A curva de atenuação obtida mostra que o canal constituído pelo tórax e interface tórax-campânula atua como filtro passa-baixas.

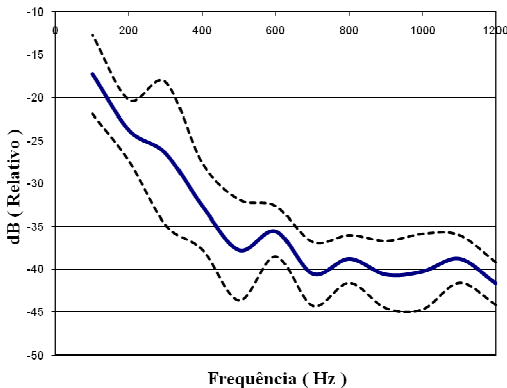


Figura 4.10: Curva de atenuação obtida de oito voluntários, respirando a 12 resp/min. A medida foi realizada com sistema desenvolvido de acordo com as recomendações do CORSA (2000). As linhas tracejadas representam o desvio padrão para as medidas realizadas.

Equalização com filtro FIR *Least Square Inverse* (FLSI)

Esta técnica foi utilizada, pois a simples inversão do filtro FIR que corresponde à resposta em magnitude (curva de atenuação) mostrada na Figura 4.10 contém pólos externos ao círculo de raio unitário (Figura 4.11), não sendo portanto, estável. O filtro FIR que mimetiza a curva de

atenuação foi obtido através da técnica da amostragem da resposta em frequência utilizando a função `fir2` do programa Matlab.

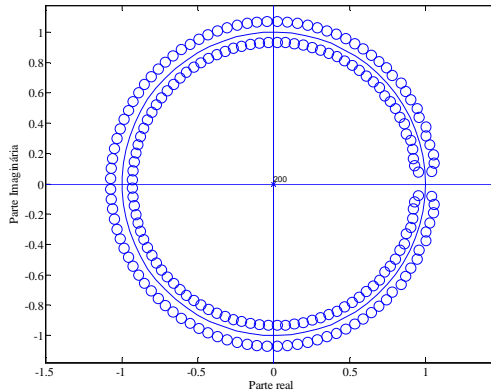


Figura 4.11: Polos-zero do filtro FIR que mimetiza a resposta de magnitude da curva de atenuação mostrada na Figura 4.10.

A Figura 4.12.c mostra a curva de atenuação estimada utilizando a função `fir2` do programa Matlab e os pontos da curva de atenuação (Figura 4.10). A qualidade na mimetização da curva de atenuação da Figura 4.10 pelo canal $g[n]$ estimado depende do número de pontos utilizados na função `fir2` do Matlab. Neste trabalho, a estimação foi realizada utilizando 200 pontos para $g[n]$. Um aumento no número de pontos para $g[n]$ não representou uma melhora significativa na mimetização quando comparada com as medidas da Figura 4.10, optou-se, portanto, pela melhor aproximação com menor número de pontos. Essa curva representando o canal $g[n]$ ou curva de atenuação interpolada (200 pontos) foi utilizada para calcular o filtro FIR equalizador.

A Figura 4.12.b mostra a DFT do filtro FIR equalizador $h[n]$ (26 coeficientes, sem atraso) estimado com o método FLSI. A simetria entre as curvas (2) e (3) será maior quanto maior for o número de coeficientes de $h[n]$. Contudo, após a análise com diferentes números de coeficientes ℓ (Tabela 4.2), foi observado que um equalizador com 26 pontos apresentou resultados semelhantes na medida da qualidade da equalização (REQM) quando comparado com outros tamanhos maiores e, portanto, optou-se pelo menor número de coeficientes. A DFT da convolução entre $g[n]$ e $h[n]$ é mostrada na Figura 4.12.a.

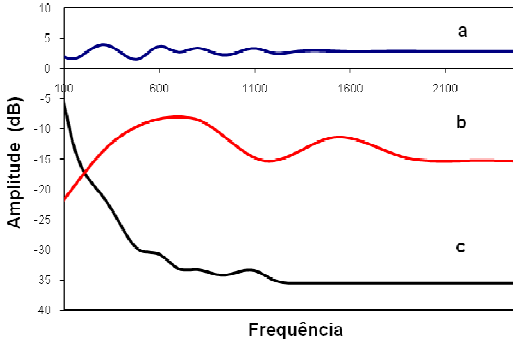


Figura 4.12: Estimativa e inversão do canal (*Least Square Inverse*): (a) Espectro do resultado da convolução do canal com filtro FIR equalizador. (c) Espectro da curva de atenuação (canal) e (b) Espectro do equalizador estimado.

Registros de crepitações aplicadas na boca dos voluntários são apresentados na Figura 4.13. Para ilustrar a adequação da equalização, selecionou-se crepitações cuja distorção dificultaria a sua identificação no registro, caso não houvesse informação adicional dos tons que indicassem suas ocorrências nos sinais analisados (Figura 4.13.a.2 e 4.13.b.2). Com a aplicação do filtro equalizador, $h[n]$, a estes dois sons, obteve-se os registros mostrados nas Figuras 4.13.a.3 e 4.13.b.3, respectivamente.

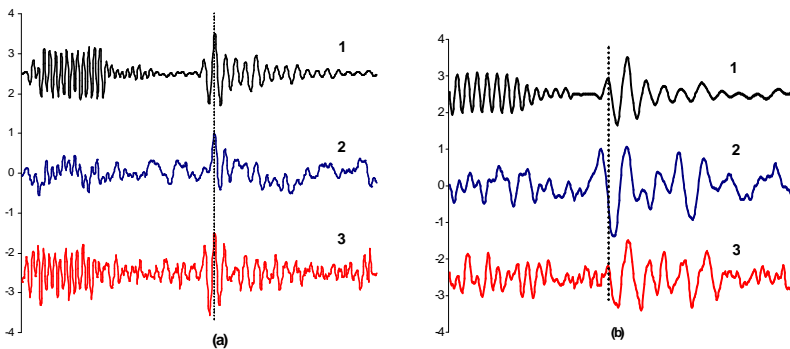


Figura 4.13: Registros de crepitações em dois voluntários (a) e (b). Em (1), composição tom mais crepitante aplicado na boca; em (2), som captado sobre o tórax do voluntário; em (3), resultado da equalização do som com FLSI.

Como a morfologia do som crepitante medido pode apresentar formas diferentes uma vez que a magnitude do som transmitido pode variar de indivíduo para indivíduo (WODICKA et al., 1990), o registro de som crepitante na superfície do tórax foi classificado em diferentes graus de comprometimento: situação I (crepitação distorcida), situação II (crepitação muito distorcida) e situação III (crepitação excessivamente distorcida). Todos os sinais foram normalizados pela maior amplitude de som crepitante amostrado para auxiliar a avaliação qualitativa e quantitativa dos resultados.

A medida dessa distorção foi calculada aplicando a REQM (Eq.3-6) entre o som crepitante medido na boca e o registrado no tórax (após normalização) ($REQM_{BT}$) e entre o som crepitante medido na boca e o registrado no tórax e equalizado (após normalização) ($REQM_{BE}$).

A Tabela 4.2 apresenta valores dos $REQM_{BT}$ e $REQM_{BE}$ para as crepitações mostradas nas Figuras 4.13.a e 4.13.b (situação I e II, respectivamente). Os valores $REQM_{BT}$ foram calculados com filtros $h[n]$ possuindo diferentes números de coeficientes ℓ . A equalização das crepitações com $REQM_{BT}$ elevado (situação III) não foi satisfatória. Não sendo possível recuperar um sinal com características próximas do inserido pela boca e $REQM_{BE}$ baixo.

Tabela 4.2: Resultado do efeito de ℓ no cálculo de $REQM_{BE}$ em crepitações com diferentes características morfológicas equalizadas aplicando FLSI.

Situação		ℓ	$REQM_{BT}$	$REQM_{BE}$
I	Estertor distorcido	100	0,32	0,26
		50	0,32	0,26
		26	0,32	0,32
II	Estertor muito distorcido	100	0,45	0,24
		50	0,45	0,24
		26	0,45	0,24
III	Estertor excessivamente distorcido	–	0,73	–

Equalização Cega (EVA)

O algoritmo EVA, utilizado na equalização dos sons crepitantes, apresenta também a característica de separar sinais com diferentes

momentos estatísticos (TSE, 2006). O método se baseia na maximização das características não gaussianas do sinal medido. Para avaliar o desempenho em separar os sons crepitantes de ruído branco interferente, uma simulação foi realizada, conforme mostrado na Figura 4.14. O sinal da Figura 4.14.B representa o resultado da aplicação do algoritmo EVA ao sinal da Figura 4.14.A. A remoção de ruído pelo algoritmo EVA é bastante útil, uma vez que crepitações, ao atravessar o canal tórax-campânula, podem sofrer interferências, distorcendo a sua morfologia e dificultando a sua identificação no registro.

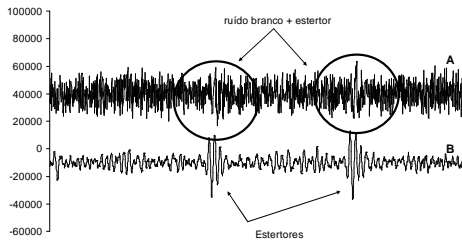


Figura 4.14: A – Dois sons crepitantes somados a ruído branco. B – Resultado da equalização do sinal em A pelo algoritmo EVA com tamanho do filtro $\ell=24$ e 10 iterações.

A Figura 4.15 mostra exemplos da equalização cega de sons crepitantes que foram aplicados a dois voluntários. As Figuras 4.15.a.A e 4.15.b.A mostram os sons captados na boca dos voluntários. A morfologia destes sons captados na parte posterior do tórax dos voluntários são apresentadas nas Figuras 4.15.a.B e 4.15.b.B. A aplicação do algoritmo EVA a estes registros gerou os sinais equalizados da Figura 4.15.a.C e 4.15.b.C, respectivamente. Todos os sinais foram normalizados pela maior amplitude de som crepitante amostrado para auxiliar a avaliação qualitativa e quantitativa dos resultados.

Equalizadores com diferentes números de coeficientes foram aplicados às crepitações para que fosse avaliado a dimensão que apresenta melhor desempenho em reconstituir o sinal em relação ao original. Para a avaliação quantitativa, calculou-se a raiz quadrada do erro quadrático médio (REQM) entre o som aplicado na boca e o equalizado ($REQM_{BE}$) através da Eq. 3-6.

A Tabela 4.3 apresenta os REQMs para as crepitações mostradas na Figura 4.15 e o número de coeficientes do equalizador com melhor

desempenho obtido durante os experimentos. A situação I corresponde ao estertor apresentado na Figura 4.15.a; a situação II corresponde ao estertor apresentado na Figura 4.15.b.

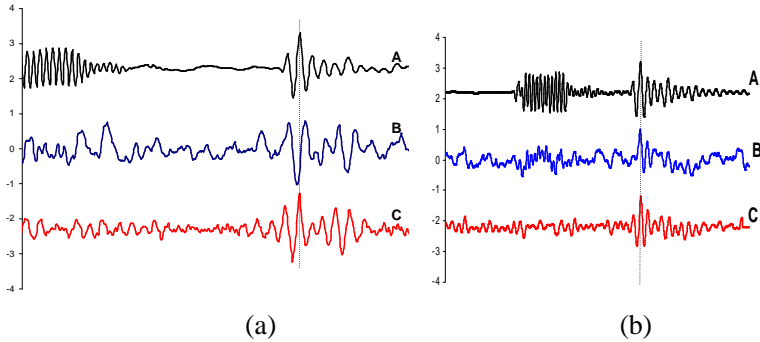


Figura 4.15: Sons captados de 2 voluntários: (a) e (b). (1) Som aplicado à boca; (2) Som captado no tórax; (3) Crepitações após equalização pelo EVA. Em 4.14.a.c, $\ell = 21$ e 10 iterações; em 4.14.b.c, $\ell = 54$ e 10 iterações.

Um exemplo da situação III registrado em um terceiro voluntário é mostrado na Figura 4.16. Nesse caso a equalização não apresentou resultado satisfatório devido ao fato do som crepitante registrado estar bastante corrompido.

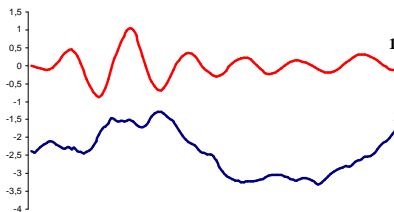


Figura 4.16: Som captado no tórax de um terceiro voluntário com $REQM_{BT} = 0,73$.

Tabela 4.3: REQMs entre as crepitações boca - tórax ($REQM_{BT}$) e entre boca - equalizado ($REQM_{BE}$) em função do número de coeficientes ℓ do equalizador EVA para as crepitações apresentadas na Figura 4.15.

Situação	Características morfológicas das crepitações captadas no tórax	$REQM_{BT}$	$REQM_{BE}$	ℓ
I	Crepitações distorcidas	0,29	0,13	21
II	Crepitações muito distorcidas	0,47	0,18	54
III	Crepitações totalmente atenuadas	0,73	-	-

4.4 Medidas da Máxima Frequência e Intervalo 2CD

Conforme descrito anteriormente, sons crepitantes de pacientes respirando à taxa de 12 resp/min foram captados em três diferentes canais que tem PAs com diferentes fcs e ganhos (Tabela 3.4).

Para cada uma das enfermidades, os sons crepitantes foram registrados de um total de 10 pacientes. A máxima frequência dos crepitantes foi obtida com a aplicação da DPWD (Capítulo 3) ao intervalo correspondente à maior duração observada dos crepitantes. Para os crepitantes de pacientes com fibrose, aplicou-se DPWD a intervalo de 64 amostras; para os demais crepitantes, a DPWD foi aplicada a intervalo de 128 pontos.

A Tabela 4.4 apresenta o valor médio e desvio padrão da frequência máxima e do intervalo 2CD (Seção 3.1) para os crepitantes de pacientes respirando à taxa de 12 resp/min captados com PA com fc de 150Hz. O apêndice H apresenta estas mesmas medidas obtidas de crepitantes registrados utilizando PA com diferentes fcs (60 Hz e 200 Hz). A análise restringiu-se a FcPA em 150 Hz para atenuar as baixas frequências, possibilitando uso de maior ganho, além de atender as recomendações do CORSA.

Tabela 4.4: Valor médio e desvios padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com diferentes enfermidades (fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC)) respirando à 12resp/min. FcPA: 150 Hz.

Enfermidade	Frequência máxima (Hz)	Intervalo 2CD (ms)
Fibrose alveolar (10 pacientes) (20 crepitações)	907,81 ± 195,36	4,70 ± 1,24
Pneumonia (10 pacientes) (20 crepitações)	707,39 ± 281,93	6,61 ± 2,37
ICC (10 pacientes) (20 crepitações)	634,73 ± 164,48	6,59 ± 1,90

Teste estatístico para frequência máxima

Para verificar se há diferença estatística significativa entre os grupos analisados, as máximas frequências estimadas foram processadas através do software Sigma Stat 3.5 (Califórnia, EUA, 2005). A distribuição da normalidade foi avaliada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov.

Na comparação entre grupos, as hipóteses nula e alternativa em estudo foram definidas como: H_0 – não há diferenças nos níveis médios de frequência máxima nos três grupos da população. H_1 – pelo menos um grupo difere dos outros da população.

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou a distribuição das frequências máximas de pacientes com fibrose, ICC e pneumonia como Gaussiana. Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA* seguido pelo teste de Holm-Sidak para comparação entre os grupos. Os resultados da avaliação de diferenças estatísticas entre os grupos são apresentados abaixo:

Comparação	P<0,05
Fibrose com ICC	Sim
Fibrose com Pneumonia	Sim
ICC com Pneumonia	Não

Teste estatístico para 2CD

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou o intervalo 2CD para os três grupos como uma distribuição Gaussiana. Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA on Ranks* seguido pelo teste de Tukey (sugerido pelo programa) para comparação entre os grupos. Os resultados da avaliação de diferenças estatísticas entre os grupos são apresentados abaixo:

Comparação do intervalo 2CD	P<0,05
Fibrose com ICC	Sim
Fibrose com Pneumonia	Sim
ICC com Pneumonia	Não

A Figura 4.17 mostra graficamente o resultado da Tabela 4.4.

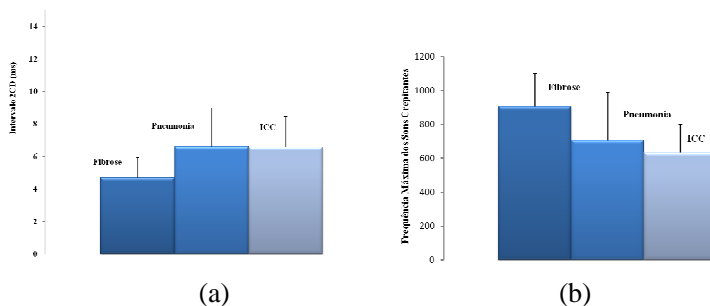


Figura 4.17: Média e desvio padrão do intervalo 2CD (a) e da frequência máxima (DPWD e MGM) obtida de crepitantes registrados de pacientes respirando à 12 resp/min com fibrose, insuficiência cardíaca congestiva (ICC) e pneumonia. Os sons foram registrados com FcPA em 150 Hz.

Teste estatístico para frequência máxima dos sons crepitantes de fibrose registrados em 3 diferentes taxas respiratórias: 10, 12 e 15 resp/min.

Os sons crepitantes foram também captadas de pacientes com fibrose respirando a 10 e 15 resp/min para os quais se obteve os parâmetros mostrados na Tabela 4.5.

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou as frequências máximas dos crepitanes de fibrose nas 3 taxas respiratórias como Gaussiana. As diferenças nos valores medianos entre os grupos de tratamento não são grandes o suficiente para excluir a possibilidade de que a diferença se deva à aleatoriedade da realização do evento; não há diferença estatisticamente significativa ($P = 0,913$). O efeito do volume na frequência máxima dos sons crepitanes foi também avaliado (Seção 4.4.1).

Teste estatístico para os intervalos 2CD dos crepitanes de fibrose registrados em 3 diferentes taxas respiratórias: 10, 12 e 15 resp/min.

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou a distribuição dos intervalos 2CD dos crepitanes de fibrose registrados de pacientes respirando a 3 diferentes taxas (10, 12 e 15 resp/min) como normal. As diferenças nos valores medianos entre os 3 grupos não são grandes o suficiente para excluir a possibilidade de que a diferença se deva à aleatoriedade da realização do evento; não há diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($P = 0,335$).

Tabela 4.5: Valore médio e desvio padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com fibrose respirando em diferentes taxas: 10, 12 15 resp/min (PA 150 Hz).

Enfermidade	Taxa Respiratória (resp/min)	Frequência máxima (Hz)	Intervalo 2CD (ms)
Fibrose alveolar (20 pacientes) (60 crepitações)	10 (20 crepitações)	$931,06 \pm 168,52$	$4,27 \pm 1,22$
	12 (20 crepitações)	$907,81 \pm 195,36$	$4,70 \pm 1,24$
	15 (20 crepitações)	$923,94 \pm 208,83$	$4,22 \pm 0,85$

A Figura 4.18 mostra graficamente o resultado da Tabela 4.5.

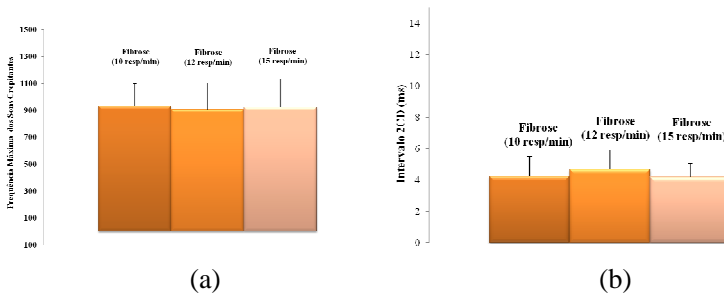


Figura 4.18: Média e desvio padrão da máxima frequência (DPWD e MGM) (a) e intervalo 2CD (b) obtidos de sons crepitantes de pacientes com fibrose respirando a 10, 12, 15 resp/min (PA 150 Hz).

4.4.1 Influência da taxa respiratória e volume em pacientes com fibrose

Os resultados da análise espectral das crepitações obtidas em termos de volume relativo (VR) para pacientes com fibrose são apresentados na Tabela 4.6. A análise foi realizada para crepitações de pacientes respirando a taxas respiratórias de 10, 12 e 15 resp/min, sendo os pacientes agrupados em termos de alteração do volume em relação ao volume da taxa de 12 resp/min (volume relativo). A Tabela 4.6 apresenta o valor médio e desvio padrão da frequência máxima, obtida pelo método DPWD e MGM, considerando o critério do volume relativo (VR). Os crepitações foram agrupados nas frequências de 10 e 15 resp/min em função de VRs acima ou abaixo do volume a 12 resp/min.

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou as frequências máximas dos crepitações de fibrose para $VR < 1$ (coluna 1 da Tabela 4.6) e $VR \geq 1$ (coluna 2 da Tabela 4.6) nas taxas 10, 12 e 15 resp/min como possuindo distribuição normal.

Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA* para comparação entre os grupos. As diferenças nos valores medianos entre os 3 grupos (taxas 10, 12 e 15 resp/min) não são grandes o suficiente para excluir a possibilidade de que a diferença se deva à aleatoriedade da realização do evento; não há diferenças estatisticamente significantes entre os grupos tanto para $VR < 1$ com $P = 0,595$ como para $VR \geq 1$ com $P = 0,503$.

Tabela 4.6: Valore médio e desvio padrão da máxima frequência impondo um limite de corte VR <1 e VR ≥ 1 para pacientes respirando a 10, 12 e 15 resp/min.

Taxa respiratória	Frequência máxima (Hz)	
	VR <1	VR ≥ 1
10 resp/min (20 crepitações)	817,77 ± 156,32 (6)	979,62 ± 149,13 (14)
12 resp/min (20 crepitações)	907,81 ± 195,36 (20)	
15 resp/min (20 crepitações)	912,41 ± 220,92 (12)	941,22 ± 187,92 (8)

A Figura 4.19 apresenta graficamente os resultados da Tabela 4.6.

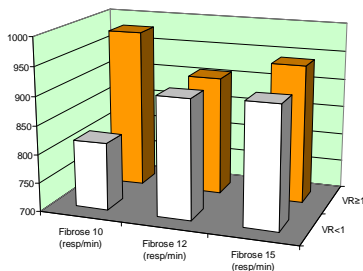


Figura 4.19: Máxima frequência (DPWD e MGM) com limite de corte para VR ≤ 1 e VR > 1 para pacientes respirando a taxas de 10, 12 e 15 resp/min.

4.5 Efeito da Equalização dos Crepitantes na Frequência Máxima e Intervalo 2CD.

A Tabela 4.7 e a Tabela 4.8 apresentam os valores médios e desvios padrão da frequência máxima e intervalo 2CD de sons crepitantes de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC respirando a 12 resp/min com PA em 150 Hz equalizados com FLSI e EVA, respectivamente. Comparando os resultados da Tabela 4.4 (sons crepitantes em fibrose,

pneumonia e ICC não equalizados) com os da Tabelas 4.7 e 4.8, o valor médio da frequência máxima de sons crepitantes equalizados foi superior aos valores dos sons não equalizados para todas as enfermidades analisadas. Contudo, para fibrose, o aumento foi maior.

Tabela 4.7: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima e intervalo 2CD de sons crepitantes de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC equalizados com algoritmo FLSI.

Enfermidade	Crepitações equalizadas com FLSI	
	Frequência máxima (Hz)	Intervalo 2CD (ms)
Fibrose alveolar (10 pacientes) (20 crepitações)	1139,03 ± 204,19	3,37 ± 0,62
Pneumonia (10 pacientes) (20 crepitações)	888,83 ± 211,49	4,11 ± 1,11
ICC (10 pacientes) (20 crepitações)	864,16 ± 168,17	3,74 ± 0,72

Tabela 4.8: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima e intervalo 2CD de sons crepitantes de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC equalizados com algoritmo EVA.

Enfermidade	Crepitações equalizadas com EVA	
	Frequência máxima (Hz)	Intervalo 2CD (ms)
Fibrose alveolar (10 pacientes) (20 crepitações)	1368,21 ± 284,20	3,21 ± 1,64
Pneumonia (10 pacientes) (20 crepitações)	969,91 ± 381,81	4,61 ± 2,74
ICC (10 pacientes) (20 crepitações)	957,79 ± 293,37	3,92 ± 1,96

Quando se compara as crepitações equalizadas aplicando-se FLSI e EVA, o EVA proporcionou a obtenção de maiores frequências, devido ao fato do EVA recuperar melhor os sinais (Tabela 4.3).

Mesmo obtendo-se máximas frequências mais altas (FLSI e EVA) para os crepitantes de pneumonia e ICC, não foi possível separar os crepitantes gerados por estas duas enfermidades.

A equalização (FLSI e EVA) fez convergir a um valor entre 3 e 4 ms o intervalo 2CD nas enfermidades estudadas, dificultando a classificação a partir deste parâmetro. A seguir, tem-se a análise estatística dos parâmetros.

Teste estatístico para frequência máxima equalizado FLSI

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou as frequências máximas dos crepitantes equalizados aplicando FLSI nas enfermidades de fibrose, pneumonia e ICC como normal. Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA* seguido pelo teste de Holm-Sidak (sugerido pelo programa) para comparação entre os grupos. Os resultados da avaliação de diferenças estatísticas entre os grupos são apresentados abaixo:

Comparação da frequência máxima (sons crepitantes equalizados FLSI)	P<0,05
Fibrose com ICC	Sim
Fibrose com Pneumonia	Sim
ICC com Pneumonia	Não

Teste estatístico para 2CD equalizado FLSI

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou o intervalo 2CD para fibrose e ICC como normal. Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA* seguido pelo teste Holm-Sidak (sugerido pelo programa) para comparação entre os grupos. Os resultados da avaliação de diferenças estatísticas entre os grupos são apresentados abaixo:

Comparação do intervalo 2CD (crepitações equalizadas)	P<0,05
Fibrose com ICC	Não
Fibrose com Pneumonia	Sim
ICC com Pneumonia	Não

Teste estatístico para frequência máxima equalizado EVA

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou as frequências máximas dos crepitantes equalizados aplicando EVA nas enfermidades de fibrose, pneumonia e ICC como normal. Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA* seguido pelo teste de Holm-Sidak (sugerido pelo programa) para comparação entre os grupos. Os resultados da avaliação de diferenças estatísticas entre os grupos são apresentados abaixo:

Comparação da frequência máxima (sons crepitantes equalizados EVA)	P<0,05
Fibrose com ICC	Sim
Fibrose com Pneumonia	Sim
ICC com Pneumonia	Não

Teste estatístico para 2CD equalizado EVA

O teste de Kolmogorov-Smirnov classificou o intervalo 2CD para ICC como normal. Os dados foram submetidos ao teste *One-Way ANOVA on ranks*. As diferenças nos valores medianos entre os 3 grupos não são grandes o suficiente para excluir a possibilidade de que a diferença se deva à aleatoriedade da realização do evento; não há diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($P = 0,150$).

5.0 Discussão

Este capítulo discute os resultados das investigações que abrangeram o sistema de captação e técnicas de processamento digital dos sons respiratórios com o objetivo de contribuir para as pesquisas na área.

Sistema de aquisição

Dentre as recomendações do CORSA(2000), a frequência de corte do filtro passa – altas (FcPA) que deve ser utilizado em sistemas para a captação de sons respiratórios, não se encontra bem estabelecida. O documento sugere diferentes intervalos para a FcPA: 30-150Hz ou 50-60Hz. No entanto, os resultados obtidos mostram que esta especificação interfere significativamente nos parâmetros que tem sido medidos para caracterizar as enfermidades a partir dos sons crepitanes. Isto dificulta portanto, a troca de informações entre os pesquisadores. A utilização da FcPA em 150 Hz atenua as baixas frequências presente normalmente nos sons respiratórios normais, permitindo o emprego de maior ganho no circuito de condicionamento de sinal. E possibilita (maior resolução e melhor taxa sinal-ruído) detectar componentes de maior frequência dos crepitanes de diferentes enfermidades, contribuindo para sua classificação. O restante dos estudos foi realizado utilizando esta FcPA para que as demais investigações estivessem de acordo com as recomendações do CORSA. Contudo, os resultados obtidos, mostram que o uso de fc em 200Hz, possibilita, devido a maior ganho, detectar maiores componentes de frequência do crepitante sem alterar significativamente os parâmetros 2CD e IDW.

Ocorrência de Crepitações Durante as Fases Respiratórias

O instante de ocorrência de crepitações observadas ao longo da fase inspiratória e expiratória nas enfermidades estudadas (Tabela 5.1) foi semelhante ao relatado por outros pesquisadores (Tabela 2.3)

Tabela 5.1: Ocorrência de Crepitações Durante as Fases Respiratórias

Doença	Intervalo de ocorrência
Fibrose	Do meio ao fim da fase inspiratória e, algumas vezes, no fim da fase expiratória.
Pneumonia	Meio da fase inspiratória.
ICC	Fim da fase inspiratória.

Sons crepitantes: intervalo 2CD e frequência máxima

O intervalo 2CD está geralmente relacionado à percepção psicoacústica do som. Baseado nisso, autores têm proposto a classificação dos sons crepitantes como finos ou grossos. No entanto, os intervalos propostos para a sua classificação são afetados pelas características dos sistemas de aquisição. Por exemplo, neste trabalho, seguindo as orientações do CORSA, os sons crepitantes em pacientes com fibrose, insuficiência cardíaca e pneumonia foram classificados como finos ($FcPA = 150$ Hz).

Aplicando os critérios do CORSA para valores medidos por PIIRILÄ et al. (1991) e por PIIRILÄ et al. (1992), os sons crepitantes da fibrose são finos e os da insuficiência cardíaca e pneumonia são grossos. Os resultados de PIIRILÄ et al. (1991) e PIIRILÄ et al. (1992) foram obtidos com $FcPA$ em 95 Hz. Isto sugere que o CORSA deva especificar a $FcPA$ para classificar os crepitantes como finos ou grossos.

Se os critérios adotados fossem os da ATS (Tabela 2.5), a classificação dos sons crepitantes da fibrose ($FcPA = 150$ Hz) seriam classificados como finos. Uma vez que a mesma considera que crepitações com intervalo 2CD menor que 5ms é considerado fino. Mas a classificação para as enfermidades de pneumonia e ICC não é bem estabelecida, uma vez que a ATS classifica como grosso os sons com intervalo de 2CD próximo a 10 ms e não em uma faixa bem definida.

A caracterização do espectro dos sons crepitantes gerados em diferentes enfermidades pode auxiliar o diagnóstico destas. Os resultados apresentados na literatura são controversos. O CORSA afirma que sons crepitantes possuem frequências que atingem até 2000 Hz. PIIRILÄ et al. (1991) não obtiveram crepitantes de pacientes com fibrose com frequência superior a 660Hz. A razão para estes baixos valores de

frequência máxima tudo indica ser o sistema de captação e as técnicas de processamento utilizadas para a sua detecção: DFT e atenuação - 20dB em relação a máxima amplitude. Os resultados apresentados neste trabalho estão de acordo com as recomendações do CORSA em relação ao sistema de aquisição; a técnica de estimação espectral utilizada leva em consideração as características não-estacionárias dos sons crepitantes (Capítulo 3). Outros parâmetros como a taxa respiratória e o volume, diretamente relacionados à dinâmica da respiração, foram avaliados com o objetivo de identificar seu papel nas medidas destes parâmetros.

A Tabela 2.7 mostra os resultados de PIIRILÄ et al. (1991) e PIIRILÄ et al. (1992). Nesta, pode-se observar que os sons crepitantes de fibrose possuem frequência máxima superior aos observados em sons crepitantes de pacientes com ICC e pneumonia. A menor frequência máxima ocorreu nos crepitantes de ICC.

A máxima frequência obtida com o emprego de DPWD e MGM (Tabela 4.4) em pacientes com fibrose foi também superior aos de crepitantes de pacientes com as outras enfermidades estudadas. No entanto, o valor da frequência máxima é quase o dobro da obtida por PIIRILÄ et al. (1991). A ICC também apresentou a menor frequência máxima.

O resultado da avaliação estatística entre os grupos mostrou que há diferenças nos valores de frequência máxima entre fibrose e pneumonia e entre fibrose e ICC ($P < 0,05$). Entre pneumonia e ICC, não houve diferenças estatísticas significativas nos valores de frequência máxima. Esses resultados foram obtidos com FcPA em 150 Hz e com os pacientes respirando à taxa de 12resp/min.

Para pacientes com fibrose, analisou-se o efeito de diferentes taxas respiratórias (10, 12, 15 resp/min) (Tabela 4.5) e volume relativo (Tabela 4.6). A proposta de taxa respiratória fixa procura reduzir os fatores de variabilidade na geração do crepitante, reduzindo assim, tal influência na sua frequência máxima. Não havendo o controle desse parâmetro, o sistema respiratório é submetido a diferentes esforços ao longo do registro, comprometendo ainda mais, a reprodutibilidade das características do som gerado.

Nos pacientes com fibrose, respirando às taxas de 10, 12 e 15 resp/min, não há diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($P =$

0,335). Portanto, a taxa de 12 resp/min pode ser utilizada, haja vista que essa taxa é mais confortável para o paciente.

Para avaliar o efeito do volume no conteúdo espectral do som crepitante em pacientes com fibrose, foi introduzido a variável VR apresentada na Seção 3.1. Nos resultados apresentados na Tabela 4.6, não foi observado diferenças estatísticas significativas da frequência máxima para $VR < 1$ e $VR \geq 1$. Isso sugere que volume de ar recrutado nessas taxas não influenciou de forma significativa o conteúdo de frequência máxima do crepitante de fibrose.

Medidas de Atenuação

Para caracterizar a atenuação do tórax, trabalhos têm utilizado ruído branco ou tons. A forte atenuação do tórax para as frequências mais altas dificulta a determinação do nível do ruído branco aplicado em relação a sons gerados pelo pulmão e ao ruído do sistema, comprometendo a confiabilidade das medidas. Tons ficam mais evidenciados nos registros. A curva de atenuação medida em 8 voluntários apresenta uma taxa de atenuação de, aproximadamente, 10dB/oitava entre 100-500 Hz. Acima de 600 Hz, a atenuação manteve-se relativamente constante com uma atenuação em torno de 20 dB em relação à de 100 Hz. O desvio padrão manteve-se em torno de 5dB entre 100-500 Hz; foi de cerca de 3dB entre 600-1200 Hz. O maior desvio padrão foi de 8dB que ocorreu em 300Hz. Não é possível comparar aos resultados obtidos por JONES et al. (1993), pois os transdutores por eles utilizados são diferentes dos recomendados pelo CORSA.

Equalização FLSI

O equalizador FLSI foi implementado para compensar valores médios de atenuação (Figura 4.10), sendo avaliado através da relação $H(z)G(z) \approx 1$. Para avaliar a qualidade da equalização para diferentes indivíduos, utilizou-se o $REQM_{BE}$ (Eq. 3-6).

Após várias simulações para diferentes ℓ , os menores valores obtidos para $REQM_{BE}$ foram apresentados na Tabela 4.2. Estes valores não foram significativamente reduzidos quando comparados com $REQM_{BT}$ para os sons crepitantes pouco distorcidos. A equalização foi mais eficiente para crepitantes mais corrompidos.

A redução do erro para valores maiores de ℓ não foi muito significativa. Assim, menores valores podem ser utilizados sem perdas significantes na qualidade da equalização como mostram as Figuras 4.13.a.3 e 4.13.b.3.

Frequência máxima e intervalo 2CD pós-equalização FLSI

A aplicação do FLSI para recompor as características espectrais e morfológicas dos sons crepitantes medidos em pacientes com fibrose, pneumonia e ICC resultou em um aumento na média da frequência máxima estimada por DPWD e MGM (Tabela 5.2).

Tabela 5.2: Comparação das frequências máximas (valores médio e desvio padrão) de sons crepitantes não equalizados e equalizados de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC.

Enfermidade (10 pacientes) (20 crepitações)	Frequência máxima (Hz) – FLSI	
	Não equalizado	Equalizado
Fibrose	$907,81 \pm 195,36$	$1139,03 \pm 204,19$
Pneumonia	$707,39 \pm 281,93$	$888,83 \pm 211,49$
ICC	$634,73 \pm 164,48$	$864,16 \pm 168,17$

A frequência máxima dos sons crepitantes equalizados de pneumonia e ICC aumentaram e convergiram para um valor médio próximo. Esse resultado aponta a dificuldade diferenciar os sons crepitantes gerados por estas duas enfermidades com base na máxima frequência.

O intervalo 2CD dos sons crepitantes das enfermidades de fibrose, pneumonia e ICC equalizados com FLSI (Tabela 4.7) convergiram para um valor médio de aproximadamente 4ms. Essa aproximação também dificulta distinguir os sons crepitantes de pacientes com pneumonia e ICC.

Equalização EVA

Para avaliar a potencialidade da equalização cega na recuperação das características de crepitações distorcidas, sinal equalizado com a técnica EVA foi comparado ao sinal de referência aplicado à boca. O grau de comprometimento morfológico da crepitação captada na superfície do tórax em relação ao som aplicado na boca é quantificado na Tabela 4.3, observando o índice $REQM_{BT}$. A equalização EVA foi bem sucedida nas situações I e II (Tabela 4.3). Por outro lado, o desempenho do EVA na situação III foi dificultado por não haver informação estatística suficiente para recuperar o sinal original.

A equalização com o EVA envolve a utilização de dois parâmetros de entrada: o número de coeficientes do filtro ℓ e número de iterações do algoritmo. A qualidade da equalização não foi muito influenciada pelo número de iterações que foi mantida em 10. O desempenho do equalizador é influenciado pela escolha de ℓ . Comparando o tamanho ótimo de ℓ (Tabela 4.3) com o número de amostras da crepitação inserida na boca ($L=55$), ℓ variou entre 38% a 98% em relação a L (tamanho do som crepitante inserido na boca)

O EVA é um algoritmo com convergência relativamente rápida e com alta complexidade computacional. Apesar disso, é possível executá-lo em tempo real. Para aplicação do EVA na rotina clínica, uma solução prática seria adotar um ℓ fixo que propiciasse $REQM_{BE}$ dentro de uma faixa aceitável. Outra sugestão é estimar o número de coeficientes com base no número de amostras do som crepitante; ou ainda, incorporar um teste que permita comparar a crepitação equalizada com a morfologia padrão de crepitações de um banco de dados para verificar a adequação do número de coeficientes. Esses são os futuros passos desta investigação.

Frequência máxima e intervalo 2CD pós-equalização EVA

A aplicação do EVA para recuperar as características espectrais e morfológicas dos sons crepitantes medidos em pacientes com fibrose, pneumonia e ICC fez com que houvesse um aumento do valor médio da frequência máxima estimada por DPWD e MGM (Tabela 5.3)

Tabela 5.3: Comparação entre frequências máximas (valor médio e desvio padrão) de sons crepitantes não equalizados e equalizados de pacientes com fibrose, pneumonia e ICC.

Enfermidade (10 pacientes) (20 crepitações)	Frequência máxima (Hz) - EVA	
	Não equalizado	Equalizado
Fibrose	907,81 ± 195,36	1368,21 ± 284,20
Pneumonia	707,39 ± 281,93	969,91 ± 381,81
ICC	634,73 ± 164,48	957,79 ± 293,37

O valor médio da frequência máxima estimada dos sons crepitantes de fibrose pós - equalizado com EVA foi superior ao equalizado com FLSI. Isto se deve, provavelmente, ao fato do equalizador FLSI ter sido obtido com base nos valores médios de atenuação do tórax; o algoritmo EVA estima os coeficientes do filtro a partir da maximização dos cumulantes de 4ª ordem do sinal de entrada do equalizador. A frequência máxima dos sons crepitantes equalizados de pneumonia e ICC aumentaram e convergiram para valores médios que não apresentam diferenças estatísticas significantes.

Com a aplicação dos algoritmos de equalização EVA para recompor as características espectrais e morfológicas do crepitante gerado, obteve-se a uma frequência máxima (DPWD e MGM) próxima a 1700 Hz (média mais desvio padrão) para crepitante de fibrose. Esse resultado se aproxima da frequência máxima de 2000 Hz apontado pelo CORSA(2000).

O intervalo 2CD dos sons crepitantes das enfermidades de fibrose, pneumonia e ICC equalizados com EVA (Tabela 4.8) convergiram para um valor médio de aproximadamente 4ms, assim como observado com o emprego do FLSI. O efeito da equalização melhorou a relação sinal/ruído reforçando a característica desse som: curto e explosivo.

6.0 Conclusão

A ausculta dos sons respiratórios é uma prática clínica amplamente utilizada na avaliação e acompanhamento do sistema respiratório dos pacientes. No entanto, não permite que as informações sejam quantificadas, armazenadas, reproduzidas, visualizadas ou processadas. Portanto, é difícil para os especialistas realizar a troca de informações e treinar novos profissionais.

Sons respiratórios captados com sistemas eletrônicos contêm informações sobre a saúde do paciente que independem da subjetividade do especialista.

Este trabalho apresentou um sistema de baixo custo capaz de adquirir e armazenar sons respiratórios e formas de onda de fluxo. O sistema apresentou um bom desempenho. Foi possível registrar diferentes sons respiratórios com uma boa qualidade (estertores, sibilos e outros).

O desenvolvimento de tais sistemas de baixo custo pode permitir a adoção mais ampla de análises computacionais de sons respiratórios na rotina clínica, contribuindo para um diagnóstico mais objetivo das enfermidades pulmonares.

Para avaliar a aplicação de técnicas de processamento digital a sons amostrados, crepitantes foram coletados de pacientes no Hospital Universitário da UFSC, no Hospital Regional de São José e no Instituto de Cardiologia de Santa Catarina. Foram registrados, a forma de onda do fluxo respiratório e crepitantes de pacientes com ICC, pneumonia e fibrose. Isto permitiu constituir um banco de dados para avaliar a medida de parâmetros e aplicação de técnicas de equalização para recuperar dados dos sinais.

Este trabalho mostrou que a utilização das técnicas DPWD e MGM aos crepitantes possibilita a detecção objetiva da sua máxima frequência em diferentes enfermidades, possibilitando a diferenciação de pacientes com fibrose e pneumonia e entre pacientes com fibrose e ICC. A variação da taxa respiratória e volume relativo medidos nessas taxas não alterou a estimativa da frequência máxima de maneira estatisticamente significativa.

A atenuação causada pelo percurso do som entre os pulmões e a superfície do tórax compromete a análise do crepitante, pois altera as características morfológicas e espectrais desses sinais. Recuperar sinal submetido a uma convolução não desejada é uma estratégia para melhorar o diagnóstico a partir de sons crepitantes. A maior dificuldade prática da equalização descrita é caracterizar o canal de cada indivíduo, o que demanda tempo e procedimentos que a torna inviável na prática clínica. A utilização de equalizador baseado em valores médios de atenuação (Figura 4.12) pode produzir resultados nem sempre satisfatórios.

A técnica de equalização cega EVA mostrou-se promissora para recuperar a características de crepitantes. Sua aplicação em tempo real abre a perspectiva de que crepitações sejam equalizadas antes que parâmetros para sua caracterização sejam calculados. Seu emprego pode também ser muito útil em sistemas que realizam a contagem do número de crepitações presentes em sons respiratórios (KAISIA et al.,1991). Isto se deve ao fato de que as crepitações equalizadas são mais facilmente identificadas pelos algoritmos haja vista que os resultados apresentados mostram a recuperação de sua morfologia em relação ao sinal aplicado na boca.

Em resumo, este trabalho contribuiu para:

- 1) Discutir aspectos técnicos em relação aos sistemas eletrônicos para a captação de sons respiratórios a partir do desenvolvimento de um sistema de baixo custo;
- 2) Caracterizar crepitantes de diferentes enfermidades utilizando sistema desenvolvido de acordo com as recomendações do CORSA e técnicas de processamento digital adequadas para sinais não estacionários, possibilitando a diferenciação de grupos com fibrose e pneumonia e entre grupos com fibrose e ICC;
- 3) Caracterizar a atenuação imposta pelo canal percorrido pelo som respiratório;

- 4) Constituir banco de dados de sons crepitantes de pacientes com fibrose, ICC e pneumonia. Os sons foram registrados para os pacientes respirando à taxa de 12 resp/min. Pacientes com fibrose tiveram crepitantes registrados também às taxas de 10 e 15 resp/min.
- 5) Propor e mostrar a viabilidade da equalização dos estereos captados por duas técnicas distintas (FLSI e EVA) que recuperam os sons com mais informação de diagnóstico que podem ser bastante úteis em trabalhos futuros.

Trabalhos futuros

A caracterização da atenuação produzida pelo tórax mostra que um único ganho elevado provoca a saturação dos componentes de mais baixa frequência; ganho único de pequeno valor para toda a faixa obscurece os componentes de frequência mais elevada do som produzido pelos pulmões. Para obter mais informações de diagnóstico para as crepitações, sugere-se a utilização de diferentes ganhos para diferentes bandas com a composição posterior do som crepitante. O som obtido a partir de tal sistema pode conter informações que possibilitem uma melhor classificação de enfermidades. Isto é reforçado pelo fato de que o uso de frequência de corte em 200Hz permitiu detectar componentes de maior frequência que podem, eventualmente, permitir separar os grupos de pacientes com ICC e pneumonia.

Embora as técnicas de equalização propostas não tenham possibilitado uma melhor separação dos crepitantes de pneumonia e ICC a partir dos parâmetros 2CD e máxima frequência, a obtenção de sinais mais similares aos sinais gerados nos pulmões pode permitir a extração de características das formas de ondas que possam contribuir para tal propósito. Sugere-se ainda, avaliar o impacto da equalização em programas que realizam a contagem automática dos crepitantes em registros de sons pulmonares.

Sugere-se ainda que se busque relacionar características de crepitantes com medidas da impedância pulmonar obtidas pela técnica de oscilação forçada para avaliar se é possível obter maiores informações para subsidiar diagnósticos de forma não invasiva.

Apêndice A

Características Temporais dos Sibilos

Os sibilos são definidos como sons contínuos, não apresentando segmentos com ondas bem definidas como nas crepitações. Apesar da palavra “contínuo”, a duração do sibilo não é superior a 250 ms de acordo com a ATS (Apud. SOVIJÄRVI et al., 2000a).

BAUGHMAN et al.(1984) mediram a razão entre o tempo de duração do sibilo (t_w) e o tempo total do ciclo respiratório (t_{tot}). Os pesquisadores encontram relação entre FEV₁ (fluxo expiratório forçado em 1 seg.) e (t_w/t_{tot}), mas não conseguiram relacionar a intensidade sonora do sibilo com o grau de obstrução da via aérea.

Características Espectrais dos sibilos

Pode haver dificuldade para interpretar as sibilâncias, principalmente quando se deseja distinguir um som monomodal (um tom puro) de som polimodal (vários tons simultâneos). FORGACS (1978) classifica as sibilâncias de acordo com as características psicoacústicas:

Sibilos Monofônicos – Quando é possível distinguí-los e isolá-los de outros em um mesmo ponto de ausculta. Estes sibilos não se encontram sobrepostos. É possível identificar três tipos de sibilos monofônicos: fixos (um no ciclo inspiratório e outro no ciclo expiratório), sequenciais (sibilos consecutivos que vão das baixas frequências até atingir as mais altas) e dispersos (sibilos que ocorrem de forma desordenada, gerando a sensação de uma multiplicidade de sons sibilantes, sendo freqüentemente confundida com polifônicos).

Sibilos Polifônicos – Quando diferentes tonalidades de sibilos são simultaneamente ouvidas no mesmo ponto de escuta. A percepção da polifonia está na habilidade de resolver tempo e frequência, uma vez que os tons ocorrem em diferentes instantes com diferentes frequências. As dificuldades psicoacústicas para diferenciar entre um som polifônico e um monofônico sequencial devem-se, por exemplo, ao tempo necessário para perceber diferentes estímulos, bem como, a operação de soma de tons que o ouvido realiza. Isto faz com que uma seqüência de sons

monofônicos seja confundida com um som polifônico (POSTIAUX, 2004). A falsa noção de simultaneidade de percepção desses sons é denominada pela psicoacústica de pseudopolifonia.

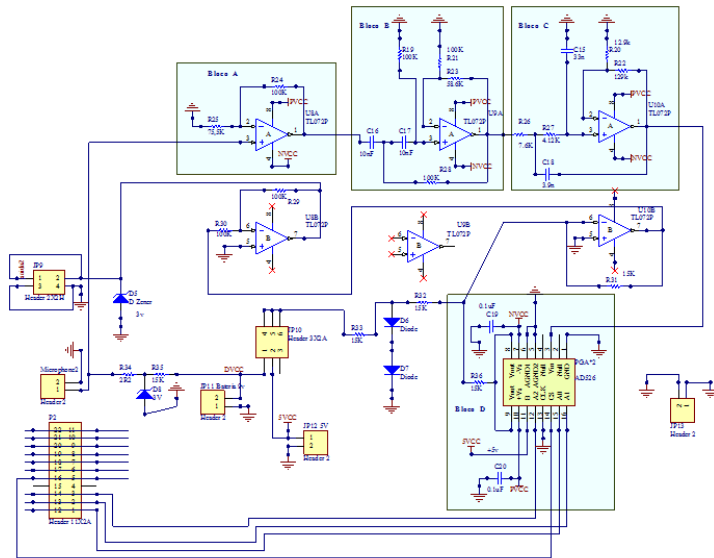
A ATS (1977) (Apud. SOVIJÄRVI et al., 2000a) reporta que os sibilos possuem componentes de frequências superiores a 400 Hz; o ronco, frequências inferiores a 200 Hz.

GAVRIELY et al. (1984) afirmam que a faixa espectral dos sibilos estão entre 80 e 1600 Hz. PASTERKAMP et al. (1985) relaciona estes sons a componentes entre 350 e 950 Hz.

O CORSA considera que os sibilos possuem frequências superiores a 100 Hz e duração superior a 100ms (SOVIJÄRVI et al., 2000a).

Apêndice B

Módulo de Condicionamento dos Sons Respiratórios



Bloco A: Circuito pré-amplificador não – inversor que também realiza casamento de impedância com o próximo estágio (Bloco B)

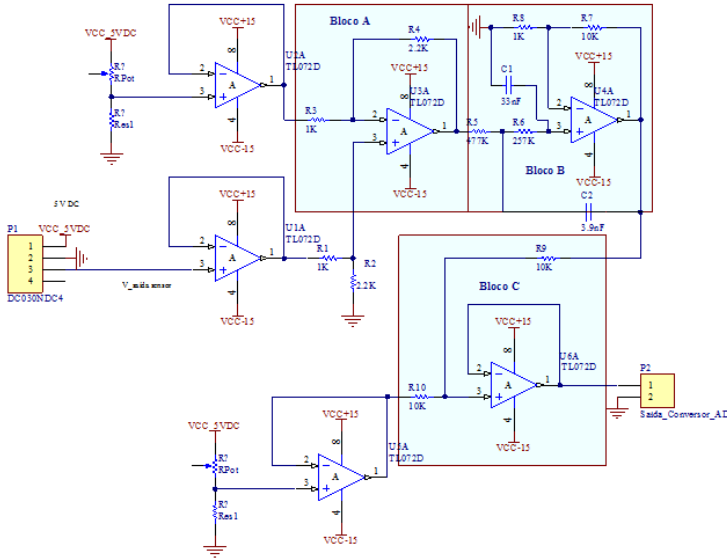
Bloco B: Circuito passa - altas de segunda ordem com estrutura fonte de tensão controlada por tensão e frequência de corte de 150 Hz.

Bloco C: Circuito passa-baixas de segunda ordem com estrutura fonte de tensão controlada por tensão e frequência de corte de 2500 Hz.

Bloco D: Amplificador de ganho programável AD526. O ganho é ajustado, por meio de três pinos A0, A1, A2 para 5 valores: 1, 2, 4, 8 e 16. Esse circuito integrado não foi utilizado neste projeto. A saída do filtro passa-baixas foi ligada diretamente ao resistor R36.

Apêndice C

Módulo de Condicionamento do Sinal Gerado pelo Transdutor Diferencial de Pressão



Bloco A: O Bloco A juntamente com os resistores R1 e R2 formam um amplificador subtrator. A função é remover o nível DC do transdutor diferencial de pressão antes de aplicar o ganho, evitando a saturação na saída do filtro passa - baixas (Bloco B).

Bloco B: Circuito passa-baixas de segunda ordem com estrutura fonte de tensão controlada por tensão e frequência de corte de 40 Hz.

Bloco C: Circuito somador não-inversor que adiciona um nível DC ao sinal do transdutor diferencial de pressão para adequar a faixa de tensão adequada à entrada do conversor AD.

Apendice D

Pseudo Distribuição Discreta de Wigner – Ville

A distribuição de Wigner-Ville (WVD) é um caso particular da distribuição de tempo – frequência pertencente à classe de Cohen. Esta distribuição foi desenvolvida para a análise de sinais não estacionários (SEMMLOW, 2004), tendo sido utilizada neste trabalho para estimar a componente de máxima frequência contida nos crepitantes das enfermidades estudadas.

O cálculo da WVD envolve a utilização da função de autocorrelação, $E[\cdot]$, de $v(t)$.

$$R(t_1, t_2) = E[v(t_1)v^*(t_2)] \quad \text{D.1}$$

onde $*$ é o complexo conjugado.

Contudo, no caso de processos não estacionários, os argumentos t_1 e t_2 da Eq. D.1 são substituídos por $t_1 = t - \tau/2$ e $t_2 = t + \tau/2$, onde τ ($\tau = t_2 - t_1$) é a diferença dos tempos e t ($t = (t_2 + t_1)/2$) corresponde à metade do intervalo definido por t_1 e t_2 , resultando no plano bidimensional (t, τ) , sendo denominada de função genérica de autocorrelação (BENDAT et al., 1986).

$$\mathfrak{R}(t, \tau) = E\left[v\left(t + \frac{\tau}{2}\right)v^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)\right] \quad \text{D.2}$$

A potência instantânea em qualquer frequência pode ser estimada aplicando-se FT à Eq. D.2 (BOASHASH, 2003):

$$W_v(t, f) = \int_{-\infty}^{+\infty} v\left(t + \frac{\tau}{2}\right)v^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad \text{D.3}$$

onde o termo $v(t + \tau/2)v^*(t - \tau/2)$ é denominado de autocorrelação instantânea.

COHEN (1966) mostrou que um infinito número de distribuições tempo-frequência podem ser geradas a partir da equação genérica (SEMMLOW, 2004):

$$\rho_z(t, f) = \iiint g(v, \tau) e^{j2\pi(vt - vu)} v(u + \frac{\tau}{2})v^*(u - \frac{\tau}{2}) e^{j2\pi f \tau} dudvd\tau \quad D.4$$

onde o termo $g(v, \tau)$ é uma filtro de duas dimensões aplicado sobre a autocorrelação instantânea (BOASHASH, 2003). A função $g(v, \tau)$ é também denominada *kernel*. Esse termo é o que diferencia as diferentes classes de distribuição de tempo-frequência (COHEN, 1966).

Observe que para $g(v, \tau) = 1$ (Eq.D.4), tem-se a Eq.D.3 que corresponde a WVD.

Frequentemente, faz-se a mudança de variável $\theta = \tau/2$ na Eq. D.3 para facilitar sua notação:

$$WVD(t, f) = 2 \int_{-\infty}^{+\infty} v(t + \theta)v^*(t - \theta) e^{-j4\pi f \theta} d\theta \quad D.5$$

A partir da Eq. D.5, é possível estimar Distribuição Discreta de Wigner – Ville (BOASHASH, 2003):

$$DWVD[n, k] = 2 \sum_{|m| < N/2} v(n + m)v^*(n - m) e^{-j2\pi km/N} \quad D.6$$

Para tornar possível a computação da DWVD, é necessário limitá-la a um dado intervalo de tempo por meio de uma janela $h[k]$ qualquer (CLAASEN et al., 1980). Assim, a Eq. D.6 passa a ser denominada de pseudo Distribuição Discreta de Wigner – Ville (DPWD):

$$DPWD[n, k] = 2 \sum_{|m| < M/2} |h[m]|^2 z[n + m]z^*[n - m] e^{-j2\pi km/M}$$

Sinal Analítico

Embora a DPWD possa ser aplicada a um sinal real $x[n]$, é usual aplicá-la a sinal analítico $v[n]$ construído a partir do sinal $x[n]$.

Utiliza-se o sinal analítico para eliminar as componentes de frequência negativa do sinal presente no cálculo da DFT, evitando *aliasing* que ocorreria caso as mesmas não fossem suprimidas. De outra forma, seria necessário amostrar o sinal de $x(t)$ com o dobro da frequência de Nyquist.

Um sinal $v(t)$, contínuo, é analítico se

$$v(t) \xrightarrow{\mathcal{F}} V(f) \text{ e } V(f) = 0 \text{ para } f < 0 \quad \text{D.7}$$

O sinal analítico $v(t)$ é expresso como:

$$v(t) = s(t) + jy(t) \quad \text{D.8}$$

sendo (BOASHASH, 2003):

$$Y(f) = -j \operatorname{sgn}(f) S(f) \text{ sendo } \operatorname{sgn}(\xi) = \begin{cases} -1 & \text{if } \xi < 0 \\ 0 & \text{if } \xi = 0 \\ +1 & \text{if } \xi > 0 \end{cases}$$

Há diversas técnicas para construir o sinal analítico $v(t)$ a partir de $x(t)$. Uma delas consiste em calcular a transformada de Fourier do sinal real, zerar as componentes negativas de frequência, multiplicar as amplitudes das componentes de frequência positivas por 2 e obter a transformada inversa que irá corresponder a $v(t)$. Outra abordagem é a aplicação da transformada de Hilbert utilizando filtro FIR:

$$v[n] = x[n] + jH(x[n]) \quad \text{D.9}$$

BOBASHASH et al. (1987) mostraram que um filtro FIR com 76 coeficientes é uma aproximação adequada para gerar $H(x[n])$ (Eq.D.9).

Propriedades da DPWD

- 1) Para um instante n , pode-se calcular a energia do sinal, integrando-se a DPWD sobre toda a frequência:

$$\sum_k DPWD[n, k] = |v[n]|^2$$

- 2) Para uma dada frequência, a energia é calculada pela integral da função de DPWD sobre o tempo:

$$\sum_n DPWD[n, k] = |V[k]|^2$$

Estimativa de máxima frequência com DPWD

A DPWD tem como limitação, a presença de termos cruzados (*cross terms*) que podem dificultar a interpretação da evolução do espectro do sinal ao longo do tempo. No entanto, os termos cruzados não interferem na detecção de máxima frequência, pois estes termos ocorrem entre componentes de frequência presentes no sinal e não, acima destas.

Apêndice E

Estudo da frequência máxima de uma Gaussiana e da forma de onda resultante do produto de uma Gaussiana por uma cossenóide utilizando o Método Geométrico Modificado (MGM) e *Discrete Pseudo Wigner-Ville Distribution* (DPWD).

A função de densidade de probabilidade Gaussiana ou distribuição normal ou simplesmente Gaussiana de uma variável aleatória t pode ser escrita como:

$$P(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-(t-\mu)^2/2\sigma^2}$$

onde μ é a média e σ é o desvio padrão. Fazendo $\mu = 0$, $a = 1 / 2\sigma^2$ e $(2\pi\sigma^2)^{-1/2} = k$, esta função pode ser rescrita como:

$$k e^{-at^2}, a > 0$$

A Transformada de Fourier de uma Gaussiana é dada por:

$$k e^{-at^2}, a > 0 \quad \xrightarrow{F} \quad k \sqrt{\frac{\pi}{a}} e^{-\omega^2/4a}$$

ou

$$X_G(w) = k \sqrt{\frac{\pi}{a}} e^{-\omega^2/4a} \quad \text{E.1}$$

A Figura E.1 mostra a potência espectral $|X_G(w)|^2$ da equação E.1 para $\sigma = 0,0008$ e $k=500$.

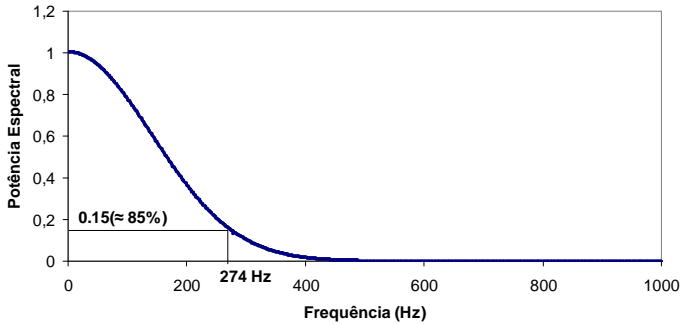


Figura E.1: Distribuição da potência espectral da uma função Gaussiana (Eq.E.1) para $\sigma= 0,0008$ e $k=500$.

Determinação da máxima frequência pelo MGM aplicado à Gaussiana

A estimativa da frequência máxima da Gaussiana pelo MGM depende do valor σ que está relacionado ao espalhamento espectral desse sinal. A Figura E.2 ilustra a frequência máxima estimada por esse método para o gráfico de distribuição de potência apresentado na Figura E.1.

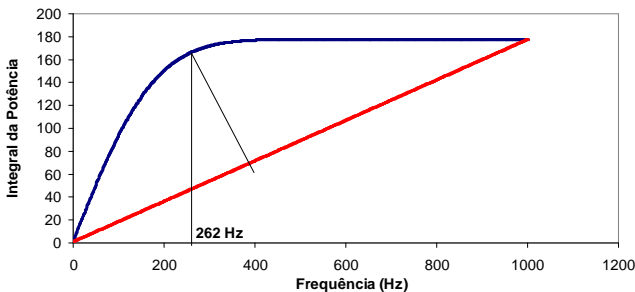


Figura E.2: Frequência máxima de uma Gaussiana contínua estimada pelo MGM para $\sigma= 0,0008$ e $k=500$

A Tabela E.1 mostra a relação entre diferentes desvios padrões e a máxima frequência da Gaussiana estimada pelo MGM. Arbitrou-se a componente de frequência máxima como sendo aquela que possui potência 85 % inferior a componente de maior potência. Este erro de estimativa da máxima frequência pelo MGM é menos significativo no

domínio discreto, tendo em vista sua dependência em relação à resolução que se pode obter com a ferramenta de análise espectral.

Tabela E.1: Efeito do desvio padrão na frequência máxima da Gaussiana obtida pelo MGM.

Sigma	Frequência em que há redução de 85 % na potência espectral da Gaussiana	Frequência máxima da Gaussiana obtida pelo MGM	Erro percentual
0,003	73	92	26%
0,001	219	222	1,37%
0,0008	274	262	4,3%

Estimativa da frequência máxima do sinal resultante do produto de um sinal cossenóide por uma Gaussiana

Com o objetivo de simular crepitante por uma forma de onda com conteúdo de frequência conhecido, realizou-se o produto de uma cossenóide por uma Gaussiana:

$$y(t) = \cos(2\pi ft) \cdot e^{-t^2/2\sigma^2} \quad \text{E.2}$$

A Figura E.3 mostra as três formas de onda geradas com a Eq. E.2 para as frequências das cossenóides e valores de sigma da Gaussiana apresentados na Tabela E.2. Estas formas de onda tem duração e morfologia similares aos crepitantes. A Tabela E.2 contém ainda, a soma da frequência máxima da Gaussiana ($\approx 85\%$ da potência) com a frequência da cossenóide e as frequências máximas estimadas com a aplicação da DPWD (janela Hamming) e MGM. A diferença entre o valor esperado (coluna 4) e o estimado pela DPWD e MGM (coluna 5) é apresentada na coluna 6. O número de amostras utilizado para a DPWD foi restrito ao tamanho do crepitante gerado, pois este é o procedimento adotado na prática, pois maiores janelas podem incluir artefatos.

Tabela E.2: Estimativa da frequência máxima do produto de uma cossenóide (cos.) por uma Gaussiana (Gaus.) aplicando DPWD e MGM.

Sigma	Freq. máxima da Gaus. (MGM)	Freq. da cos. (Hz)	Freq. máxima esperada (cos. +Gaus.)	Freq. máxima (DPWD e MGM)	Erro (Hz)	Erro (%)
0,003	92	200	292	288,46	3,5	1,2%
0,001	222	700	922	903,84	18,16	1,96%
0,0008	262	900	1162	1134,6	27,4	2,35%

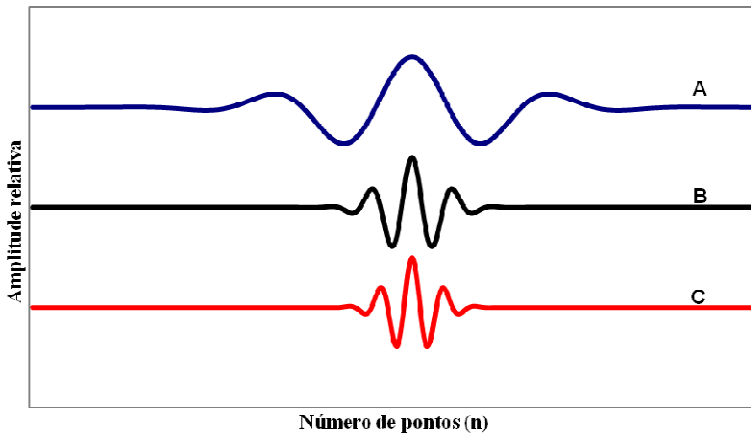


Figura E.3: (A) Sinal gerado pela Eq.E.2 onde $t = n(1/fs)$ para $f=200$ Hz e $\sigma=0,003$ (226 pontos); (B) Sinal gerado pela Eq.E.2 para $f=700$ Hz e $\sigma=0,001$ (64 pontos); (C) Sinal gerado pela Eq.E.2 para $f=900$ Hz e $\sigma=0,0008$ (52 pontos).

Efeito do número de amostras da janela aplicada aos diferentes sinais gerados

A Tabela E.3 ilustra o efeito do tamanho da janela aplicada na estimação da frequência máxima usando DPWD e MGM em sinal gerado pela Eq.E.2 para diferentes frequências e sigmas. A utilização da DPWD a todo o intervalo de duração do crepitante permite a obtenção de uma melhor resolução em frequência, reduzindo o erro.

Tabela E.3: Frequência máxima (FM) da Gaussiana obtida pelo MGM para diferentes valores de frequência e desvio padrão (sigma) com a utilização de diferentes tamanhos de janelas.

Freq. da Cossenoide (Hz)	Tamanho (Janela de Hamming)	Freq. Máx. (PWVD e MGM)	Freq. Esperada	Erro (Hz)
200 Hz ($\sigma=0,003$) Duração do sinal: 226	256	269,23	292	22,7
	226	269,23		22,7
	64	326,92		34,9
700 Hz ($\sigma=0,001$) Duração do sinal: 92	128	903,84	922	18,16
	92	903,84		18,16
	32	961,53		39,53
900 Hz ($\sigma=0,0008$) Duração do sinal: 64	128	1134,6	1162	27,4
	64	1153,8		8,2
	16	1307,7		145,7

Comparação do método proposto à DFT

A Figura E.4.a mostra a DFT da forma de onda gerada pela Eq. E.2 ($\sigma = 0,008$; $f=900$ Hz) multiplicada por janela de Hanning (128 amostras). Ruído branco foi adicionado a este mesmo sinal (Figura E.4.b). Desta forma, obteve-se forma de onda mais similar a som crepitante registrado em enfermaria.

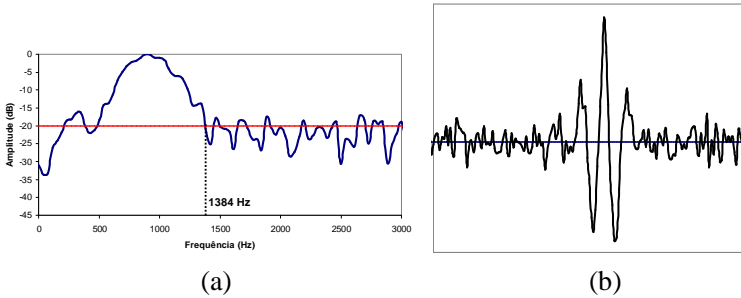


Figura E.4:(a) Espectro da forma de onda pela Gaussiana com uma cossenóide ($\sigma = 0,008$; $f=900$ Hz); (b) forma de onda do sinal da Figura E.4.a adicionado a ruído de fundo de baixa intensidade.

A Figura E.5 ilustra que a determinação da frequência máxima utilizando um limiar arbitrário pode ser fortemente influenciada pela relação sinal-ruído. A Figura E.5 ilustra como um pouco de ruído mascara a distribuição espectral do sinal (Gaussiana + cossenóide). A Tabela E.4 mostra a máxima frequência estimada adotando uma limiar de -20 dB e aplicando DPWD-MGM no sinal com e sem ruído.

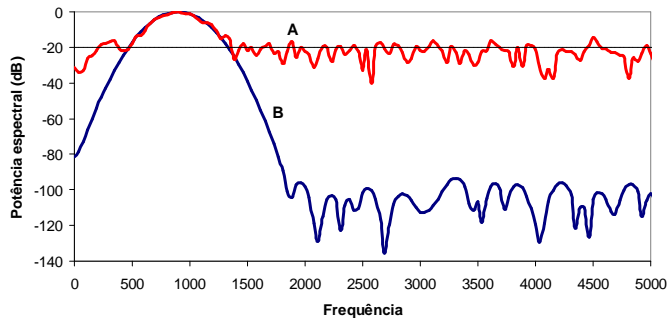


Figura E.5: Comparação da distribuição espectral entre o som Gaussiano+cossenóide: (A) com ruído; (B) sem ruído.

Tabela E.4: Estimativa da frequência máxima para limiar de -20dB a partir da FFT (coluna 1) e utilizando DPWD-MGM (coluna 2) para sinal composto sem ruído e com ruído.

Sinal: Cossenoide+Gaus.	Frequência Máxima	
	DFT (-20 dB)	DPWD-MGM
Sinal sem ruído	1367	1134,6
Sinal com ruído	1406	1192,3

Conclusão

A frequência máxima de uma Gaussiana multiplicada por uma cossenóide estimada pelo método DPWD-MGM aproxima-se da frequência da componente cossenóidal somada com a potência atenuada de 85% da Gaussiana. A Tabela E.4 mostra que esta técnica é menos susceptível ao nível do ruído presente no sinal quando comparado a utilização da DFT e limiar de -20dB, salienta-se que, para sinais não estacionários, a utilização da DFT implicará em maiores erros.

Os resultados obtidos mostram que o erro na detecção da máxima frequência dependem da morfologia do sinal, da duração do sinal (número de amostras) e da relação sinal ruído. O conhecimento das limitações da técnica auxiliam a melhor avaliação dos resultados obtidos.

Apêndice F

Algoritmo de Autovetores - EVA

O objetivo da equalização cega é recuperar o sinal de entrada ($d[k]$) aplicado a sistema $G(z)$ a partir do sinal de saída ($x[k]$) e de informações estatísticas sobre o sinal de entrada (Figura F.1).

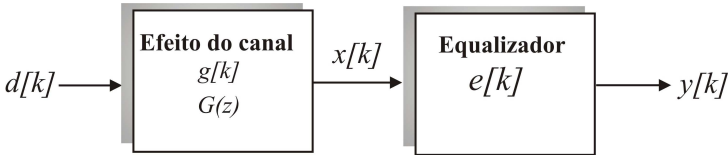


Figura F.1: Modelo básico de equalização cega.

Para sinal de entrada independente e identicamente distribuído (i.i.d) $d[k] = w_n[k]$ em um sistema $G(z)$ e saída $x[k]$ (MANOLAKIS, 2005), tem-se:

$$R_x(e^{j\omega}) = \sigma_w^2 |G(e^{j\omega})|^2 \quad \text{F.1}$$

onde σ_w^2 é a variância de $w_n[k]$, $R_x(e^{j\omega})$ e $G(e^{j\omega})$ são as FTs da autocorrelação de $x[k]$ e de $g[k]$, respectivamente.

É possível recuperar o módulo de $G(e^{j\omega})$, a partir de $x[k]$, mas não a sua fase (MANOLAKIS, 2005). Caso o sistema $G(z)$ apresente fase mínima, é possível identificá-lo usando método de predição linear (HAYES, 1996). Quando $G(z)$ é não-fase mínima, o sistema inverso é não causal e instável e deve ser aproximado por um filtro causal e estável.

A equalização cega baseia-se na restauração das características da função densidade de probabilidade (fdp) do sinal de saída de um sistema linear e invariante no tempo (LTI). Essa abordagem estabelece algumas proposições:

(a) Se o sinal de entrada é Gaussiano, a saída também é Gaussiana.

(b) Sistema cuja resposta ao impulso possui apenas uma amostra não nula não altera a não-Gaussianidade do sinal de entrada.

Portanto, a saída $y[k]$ (Figura F.1) será não-Gaussiana se, e somente se, a sequência $d[k]$ é não-Gaussiana e a resposta ao impulso $s[k]=g[k]*e[k]$ possui apenas um coeficiente não nulo ($s[n]=b_0\delta[n-n_0]$). Onde $*$ significa convolução. Dessa forma, pode-se restaurar a fdp do sinal de entrada e , assim, todos os momentos (BENVENISTE et al., 1980).

SHALVI et al. (1990) mostraram que o momento de quarta ordem é suficiente para realizar a equalização cega. A obtenção desse teorema estabelece a condição necessária e suficiente para essa equalização:

A saída $y[k]$ é dada por (Figura F.1):

$$y[k] = \sum_n s[n]d[k-n] \quad \text{F.2}$$

Para o sinal de entrada i.i.d $d[k]$ com momentos finitos até quarta ordem, tem-se:

$$E\{|y[k]|^2\} = E\{|d[k]|^2\} \sum_n |s[n]|^2 \quad \text{F.3}$$

onde $E\{|y[k]|^2\} = r_{yy}[0]$ é a potência do sinal de saída $y[k]$, igual à potência do sinal de entrada $E\{|d[k]|^2\}$ multiplicado pelo somatório do quadrado dos coeficientes do canal $s[k]$.

O cumulante de quarta ordem (kurtosis) do sinal de saída é dado pela kurtosis do sinal de entrada multiplicado por efeito de quarta ordem do canal $s[k]$:

$$\kappa_y^{(4)} = \kappa_d^{(4)} \sum_k |s[n]|^4 \quad \text{F.4}$$

Se a potência do sinal de saída, $y[k]$ for igual a do sinal de entrada ($d[k]$) então $E\{|y[k]|^2\} = E\{|d[k]|^2\}$. Isto implica que, pela Eq. F.3, uma de duas situações podem acontecer com a kurtosis (Eq. F.4) :

1. $|\kappa_y^{(4)}| \leq |\kappa_d^{(4)}|$. Neste caso, a kurtosis do sinal de saída é menor ou igual à kurtosis do sinal de entrada, sendo consequência de que $\sum_k |s[k]|^4 \leq 1$.
2. $|\kappa_y^{(4)}| = |\kappa_d^{(4)}|$. Isso é verdadeiro se $s[n] = e^{j\theta} \delta[n - n_0]$, implicando em $\sum_k |s[k]|^4 = 1$ tal que a kurtosis de saída seja igual a da entrada.

Portanto, para se obter o inverso sistema $e[k]$, realizando uma efetiva equalização cega, é necessário maximizar $|\kappa_y^{(4)}|$ dado que

$$E\{|y[n]|^2\} = E\{|d[n]|^2\}.$$

Embora SHALVI et al. (1990) tenham apresentado as condições necessárias e suficientes para a deconvolução cega em termos de momentos de quarta ordem, DONOHO (1981) já havia mostrado que, caso o cumulante estimado de quarta ordem do sinal de entrada exista ($\tilde{\kappa}_d^{(4)} \neq 0$), então a maximização do cumulante da saída do equalizador ($|\tilde{\kappa}_y^{(4)}|$) fornece uma solução para o problema de equalização cega.

Dispondo das assertivas de DONOHO(1981) e o teorema de SHALVI et al. WEINSTEIN (1990), JELONNEK et al. (1994) propuseram uma formulação para equalização cega cujos coeficientes do filtro são determinados a partir de autovetores da matriz de cumulantes de quarta ordem do sinal recebido, sendo o algoritmo denominado de Abordagem de Autovetores (Eigenvector Approach - EVA) o qual converge assintoticamente (em equalizadores com grandes comprimentos) para uma solução ótima do MSE . Os autores mantiveram a condição necessária para equalização apresentada por SHALVI et al. (1990),

$E\{|y[n]|^2\} = E\{|d[n]|^2\}$, mas substituíram o momento de quarta ordem, kurtosis, por seu equivalente, cumulantes cruzados de quarta ordem. A formulação desse algoritmo é apresentada a seguir.

Considerando o sinal de entrada, $d[n]$ como i.i.d, média zero ($E\{d[k]\} = 0$) e não-gaussiano, tem-se um sistema LTI equalizador (Figura F.2) com quatro saídas $y_i[k]$, $i = 0..3$.

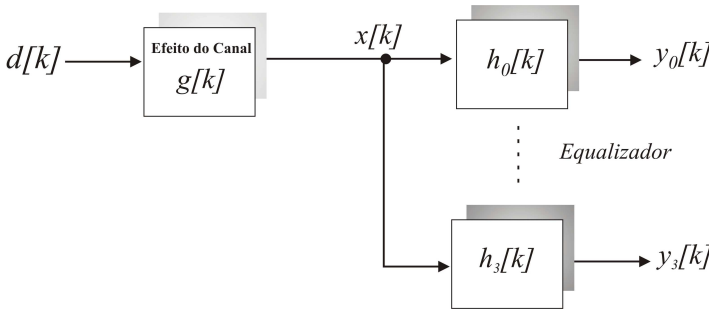


Figura F.2: Configuração de um sistema para equalização com 4 saídas.

O cumulante cruzado de quarta ordem das saídas $y_i[k]$, $i = 0..3$ é dado por (JELONNEK et al.,1994):

$$\begin{aligned}
 C_{y_0 y_1 y_2 y_3}^{(4)} = & E\{y_0^*[k]y_1^*[k+l_1]y_2[k+l_2]y_3[k+l_3]\} \\
 & - E\{y_0^*[k]y_1^*[k+l_1]\}E\{y_2[k+l_2]y_3[k+l_3]\} \\
 & - E\{y_0^*[k]y_2[k+l_2]\}E\{y_1^*[k+l_1]y_3[k+l_3]\} \\
 & - E\{y_0^*[k]y_3[k+l_3]\}E\{y_1^*[k+l_1]y_2[k+l_2]\}
 \end{aligned} \tag{F.5}$$

Expressando as saídas $y_i[k]$, $i = 0..3$ em termos da resposta ao impulso dos dois canais em cascata ($s_i[k] = g[k] * h_i[k]$), tem-se:

$$y_i[k] = \sum_l s_i[l]d[k-l]$$

Assim, o cumulante da Eq. F.5 pode ser expresso por:

$$C_{y_0 y_1 y_2 y_3}^{(4)} = \gamma_d^{(4)} \sum_m s_0^*[m]s_1^*[m+l_1]s_2[m+l_2]s_3[m+l_3].$$

Fazendo $l_i = 0$, $i = 0..3$, tem-se:

$$C_{y_0 y_1 y_2 y_3}^{(4)}(0,0,0) = \gamma_d^{(4)} \sum_m |s[m]|^4. \quad \text{F.6}$$

A Eq. F.6 para o cumulante cruzado de saída torna-se igual ao obtido por SHALVI et al. (1990) (Eq. F.4).

Contudo, JELONNEK et al. (1994) rearranjaram a Figura F.2 para que o cumulante de quarta ordem da saída fosse expresso em termos de $\sum_k |s[k]|^2$, e assim, associado à condição necessária para equalização $E\{|y[n]|^2\} = E\{|d[n]|^2\} = r_{yy}[0]$,

$$r_{yy}(0) = \sigma_d^2 \sum_m |s[m]|^2$$

O sistema de quatro saídas é, então, transformado em um outro com duas saídas (Figura F.3). Fazendo,

$$h_0[k] = h_1[k] = e[k] \text{ e } h_2[k] = h_3[k] = f[k].$$

Tem-se as saídas:

$$\begin{aligned} y[k] &= y_0[k] = y_1[k], \\ v[k] &= y_2[k] = y_3[k], \end{aligned}$$

Os canais tornam-se:

$$\begin{aligned} s_0[k] &= s_1[k] = s[k] \text{ e} \\ s_2[k] &= s_3[k] = w[k] \end{aligned}$$

O novo sistema resultante é apresentado na Figura F.3.

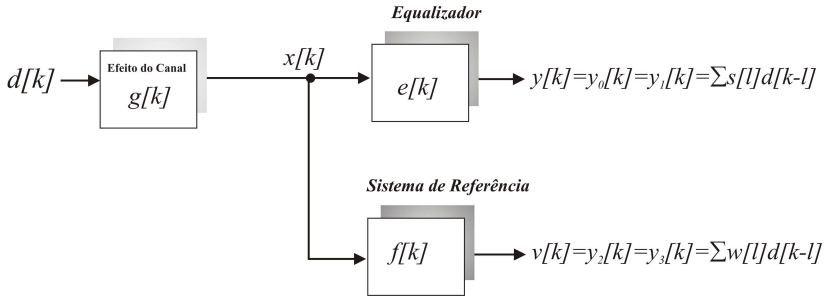


Figura F.3: Configuração do sistema para equalização cega com filtros FIR $e[k]$ e $f[k]$ de tamanho ℓ .

Dessa forma é possível obter o cumulante cruzado de quarta ordem na forma quadrática em função das respostas ao impulso $s[k]=g[k]*e[k]$ e $w[k]=g[k]*f[k]$. A Eq.F.6 passa a ser expressa como:

$$C_{y_0y_1y_2y_3}^{(4)}(0,0,0) = C_{yv}^{(4)}(0,0,0) = \gamma_d^{(4)} \sum_m |s[m]|^2 |w[m]|^2.$$

Para recuperar o inverso $e[k]$ de modo a se realizar a equalização cega, tem-se que resolver o seguinte problema de maximização com restrição:

$$\text{Maximiza } |C_{yv}^{(4)}(0,0,0)| \text{ dado que } r_{yy}[0] = \sigma_d^2$$

Expressando o critério de equalização acima em termos dos coeficientes FIR do equalizador $e[k]$ e do sinal disponível $x[k]$, dado que

$$y[k] = x[k] * e[k],$$

Tem-se

$$c_{yv}^{(4)}(0,0,0) = e^* C_{vx}^{(4)} e$$

onde

$$C_{vx}^{(4)} = \begin{bmatrix} c_{vx}^{(4)}(0,0,0) & [c_{vx}^{(4)}(-1,0,0)]^* & \cdots & [c_{vx}^{(4)}(-q,0,0)]^* \\ c_{vx}^{(4)}(-1,0,0) & c_{vx}^{(4)}(-1,0,-1) & \cdots & [c_{vx}^{(4)}(-q,0,-1)]^* \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ c_{vx}^{(4)}(-q,0,0) & c_{vx}^{(4)}(-q,0,-1) & \cdots & c_{vx}^{(4)}(-q,0,-q) \end{bmatrix}$$

As restrições podem ser expressas como:

$$\text{Maximização } |e^* C_{vx}^{(4)} e| \text{ dado que } r_{yy}[0] = e^* R_{xx} e = \sigma_d^2$$

Para obter a sua solução, utiliza-se multiplicadores de Lagrange que possibilita determinar o máximo valor de uma função sujeita a uma restrição. A Lagrangiana nesse caso é dada por:

$$L(e^*, \lambda) = e^* C_{vx}^{(4)} e + \lambda' (e^* R_{xx} e - \sigma_d^2).$$

Calculando-se o gradiente $\nabla_{e^*} (L(e^*, \lambda))$, dado que $\nabla_{x^*} (x^H A x) = A x$ (onde $x^H = (x^*)^T$), e igualando-o a zero, tem-se:

$$L(e^*, \lambda) = C_{vx}^{(4)} e + \lambda' R_{xx} e = 0$$

Isto resulta em um problema de autovetores:

$$C_{vx}^{(4)} e = \lambda R_{xx} e$$

A solução, filtro FIR $e[k]$, é escolhida para $\lambda = |\lambda'| = \max\{|\lambda_1|, \dots, |\lambda_q|\}$.

O quadro F.1 apresenta o algoritmo EVA aplicado na equalização dos sons estereos. Detalhes desse algoritmo podem ser obtidos em JELONNEK et al. (1994).

Quadro F.1: Algoritmo EVA por JELONNEK et al. (1994).

P1: Inicialize o sistema de referência $f_0[k] = \delta[k - l/2]$ na primeira iteração (ℓ tamanho do filtro FIR).

P2: Dado o vetor com os dados recebidos $x[k]$ de tamanho L ($\mathbf{x}[\mathbf{k}] = x[0] \dots x[L-1]$) e o vetor $\mathbf{u}[\mathbf{k}] = x[k] \dots x[k - \ell]$ que contém segmentos de tamanho $l + 1$ do vetor $x[k]$ com o qual se estima a matriz de autocorrelação $R_{uu} \Rightarrow \hat{R}_{uu}$.

P3: Calcula $\mathbf{v}[k] = x[k] * f_i[k]$ e estima a matriz de cumulantes, $C_{vx} \Rightarrow \hat{C}_{vx}$.

P4: Com as matrizes \hat{R}_{uu} e \hat{C}_{vx} na Eq.10 calcula o filtro FIR $e^0[k]$ pela escolha do mais significativo autovetor de $\hat{R}_{uu}^{-1} \hat{C}_{vx}$ que corresponde ao vetor associado $\lambda = \max\{|\lambda_1|, \dots, |\lambda_q|\}$.

P5: Faça a função de referência $f_{i+1}[k] = e^0[k]$ e incrementa o contador i para próxima iteração ($i \rightarrow i + 1$). Se $i < j$ retorna para P3.

Apêndice G

Ficha de Avaliação da Qualidade Sonora do Sistema de
Aquisição de Sons Respiratórios

Critérios de Avaliação	Classificação			
	Baixa	Aceitável	Excessiva	Inaceitável
Presença de ruídos de fundo (chiado) que dificultam a interpretação.				
Presença de ruídos externos (vozes e outros) que dificultam a interpretação dos sons.				
Presença de sons cardíacos que dificultam a interpretação dos sons.				
	Sim		Não	
Sons respiratórios sobrepõem-se a sinais interferentes (ruídos de fundo e externo)				

Apêndice H

Medidas da Máxima Frequência e Intervalo 2CD com PA em FcPA em 60 e 200 Hz

Tabela H1: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com diferentes enfermidades (fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC)) respirando à 12resp/min. FcPA: 60 Hz.

Doenças	Frequência máxima (Hz) 12 resp/min (FcPA 60 Hz)	2CD (ms)
Fibrose alveolar (10 pacientes) (20 crepitações)	<i>822,48 ± 165,44</i>	<i>7,27 ± 2,93</i>
Pneumonia (10 pacientes) (20 crepitações)	<i>694,66 ± 316,67</i>	<i>7,77 ± 4,08</i>
ICC (10 pacientes) (20 crepitações)	<i>584,07 ± 128,86</i>	<i>9,2 ± 3,78</i>

Tabela H2: Valor médio e desvio padrão da frequência máxima obtida (DPWD e MGM) e intervalo 2CD de crepitações de pacientes com diferentes enfermidades (fibrose, pneumonia e insuficiência cardíaca congestiva (ICC)) respirando à 12resp/min. FcPA: 200 Hz.

Doenças	Frequência máxima (Hz) 12 resp/min (FcPA 200 Hz)	2CD (ms)
Fibrose alveolar (10 pacientes) (20 crepitações)	<i>971,91 ± 220,21</i>	<i>4,54 ± 1,48</i>
Pneumonia (10 pacientes) (20 crepitações)	<i>799,06 ± 328,55</i>	<i>5,46 ± 2,11</i>
ICC (10 pacientes) (20 crepitações)	<i>678,61 ± 169,08</i>	<i>5,86 ± 1,69</i>

Referências Bibliográficas

American Thoracic Society. Updated nomenclature for membership reaction. Reports of the ATS-ACCP *ad hoc* committee. *Am Thorac Soc News* 1977; 3: 5–6.

ATS;1975. Joint Committe on Pulmonary Nomeclature: pulmonary terms and symbols. *Chest*, 67, p.583-589.

American Thoracic Society(ATS) Ad Hoc Committee on Pulmonary Nomenclature; 1977. Updated nomenclature for membership reaction. *ATS News Fali*; 3,p.5-6.

ALENCAR, A. M.; BULDYREV S. V.; MAJUMDAR A.; STANLEY H. E.; SUKI, B.; 2001. Avalanche dynamics of crackle sound in the lung. *Physical Review Letters*, v. 87(8) Article Number: 088101

ANALOG DEVICES, *SMP04 Device Datasheet*. USA, 1998.

ANALOG DEVICES, *AD526 Device Datasheet*. USA, 1999.

ANALOG DEVICES, *ADuC 841 Microcontroller Datasheet*. USA, 2003.

AULER JÚNIOR, C.; AMARAL, G; 1995. *Assistência Ventilatória Mecânica*. São-Paulo: Ed. Atheneu.

AUGER, F.; FLANDRIN, P.; GONÇALVÊS, P.; LEMOINE, O.; 1996. *Time-Frequency Toolbox – For use with MATLAB*. France: CNRS (*Centre National de la Recherche Scientifique*).

BANASZAK, F.F; KORY, R.C.; SNIDER, G.L.; 1973. Phonopneumography. *AM Rer Respir Dis..* 107:449-455.

BAUGHMAN R. P.; LOUDON R. G.; 1984. Quantitation of Wheezing in Acute Asthma. *Chest*, 86, p. 718-722.

BENEVISTE, A.; RUGET, G.; 1980. Robust Identification of a Non-Minimum Phase System: Blind Adjustment of a Linear Equalizer in Data Communications. *IEEE Trans. Automatic Control*, 25:385-399.

BICKLEY, L. S.; HOEKELMAN, R. A., *et al.*; 2001. *BATES Propedêutica Médica*. 7^a ed. Rio de Janeiro-RJ: Ed. Guanabara Koogan, 2001.

BOASHASH, B.; 2003. *Time Frequency Signal Analysis and Processing A Comprehensive Reference*. 1. ed. Elsevier.

BRANCATISANO, T. P.; DODD, D. S.; ENGEL, L. A.; 1984. Respiratory activity of posterior cricoarytenoid muscle and vocal cords in humans. *J. Appl. Physiol.* 57: 1143–1149.

CARVALHO, L. C.; 2008. *Instrumentação Médico-Hospitalar*. 1. ed. Barueri-SP:Ed:Manole.

CANAL, M. R.; 2010. Comparison of Wavelet and Short Time Fourier Transform Methods in the Analysis of EMG Signals. *J Med Syst.* 34:91–94.

CIFTCI, K.; YEGINER, M.; SEN, I.; CINI, U.; KAHYA, Y. P.; 2004. Adaptive Modeling of Sound Transmission in the Respiratory System. In. *IEEE - Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS) International Conference* (26th, 2004: USA). *Proceedings*. San Francisco, p.3824-3827.

CLAASEN, T. A. C. M., MECKLENBRAUKER, W. F. G., 1980. The Wignerdistribution - a tool for time frequency analysis - Part I. *Phillips J. Res.*, v. 35, pp. 217-250.

COHEN, L.; 1966. Generalized Phase-Space Distribution Functions. *J. of Mathematical Physics*, 7(5):781-786, May.

COHEN, L.; 1989. Time-frequency distributions—A review. *Proc. IEEE* 77:941–981, 1989. Classic review article on the various time-frequency methods in Cohen's class of time–frequency distributions.

DALMASSO, F.; GUARENE, M. M.; SPAGNOLO, R.; BENEDETTO, G.; RIGHINI, G.; 1984. A Computer System for Timing and Acoustical

Analysis of Crackles: a Study in Cryptogenic Fibrosing Alveolitis. *Bull Eur Physiopathol Respir.* ;20,p.139-144.

DOEBELIN, E. O.; 1990. *Measurement Systems: application and design*. Chapter 7, McGraw-Hill, Singapore.

DONOHO, D. L.; 1981. On Minimum Entropy Deconvolution. In: B. F. Findlay, Ed.. *Applied Time Series Analysis II*. Academic Press, New York.

EVEREST, F. A.; 2000. *The Master Handbook of Acoustic*. 4^a ed., McGraw-Hill Companies, Inc., EUA.

FORGACS, P.; 1967. Crackles and Wheezes. *Lancet*,ii:203-205.

FORGACS, P.; 1978. *Lung Sounds*, Bailliere Tindall.

FTDI (Future Technology Devices Intl.), *FT245BL Device Datasheet*, USA, 2005.

GARCIA, E. A.C; 2002. *Biofísica*, São-Paulo: Sarvier.

GAVRIELY, N.; PALTI, Y.; ALROY, G.; GROTBORG, J. B; 1984. Measurement and Theory of Wheezing Breath Sound. *J. Appl Physiol*. 57, p.481-492.

GERGES, S. N. Y.; 2000. *Ruído – Fundamentos e Controle*. 2^a ed. Florianópolis – SC.:Ed. NR Editora.

GROSS, V.; PENZEL, Th.; HADJILEONTIADIS, L.; KOEHLER, C; VOGELMEIER, C.; 2002. Electronic Auscultation Based on Wavelet Transformation in Clinical Use. In. *IEEE –Second Joint EMBS/BMES Conference (2nd, USA). Proceedings*. Huston, 2002. p.1531-1532.

GABOR, D.; 1946. Theory of Communications. *J. IEE (Londres)*. Vol.93, p.429-457.

GROTBORG J. B.; DAVIS, S. H.; 1980. Fluid-Dynamic Flapping of a Collapsible Channel: Sound Generation and Flow Limitation. *J. Biomech*. 1980, 13,p. 219-230.

GROTBERG JB., GAVRIELY, N. Flutter in Collapsible Tubes: A Theoretical Model of Wheezes. *J. Appl Physiol*, 1989;66: p.2262-2273.

GUYTON, A. C; HALL, J.E.; 2006. Textobook of Medical Physiology. 11. ed. Elsevier Saunders.

HANTOS, Z.; TONAI, J.; ASZTALOS, T.; PETAK, F.; ADAMICZA, A.; ALENCAR, A. M.; MAJUMDAR, A.; SUKI, B.; 2004. Acoustic evidence of airway opening during recruitment in excised dog lungs, *Journal of Applied Physiology*, v. 97(2), p.592-598.

HAYES, M. H.; 1996. *Statistical Digital Signal Processing And Modeling*. Ed.10ª, Ney York: Jonh Wiley & Sons, 1996.

HICKS, G. H.; 2000. *Cardiopulmonary Anatomy and Physiology*. Philadelphia: W.B. Saunders Company.

HILL, C. R.; 1986. *Physical Principles of Medical Ultrasonics*. Ed.10ª, Ney York: Jonh Wiley & Sons.

HOEVERS, J.; LOUDON, R. G.; 1990. Measuring crackles. *Chest*; 98: 1240-1243.

HOLFORD, S. K.; 1982. Discontinuous Adventitious Lung Sounds: Measurement, Classification and Modeling. Doctoral thesis. Cambridge; Massachusetts Institute of Technology.

HONEYWELL INC., DC030NDC Datasheet. USA, 2008.

JELONNEK, B.; KAMMEYER, K.D.; 1994. A Closed Form Solution to Blind Equalization. *Elsevier Signal Processing*, v.36, n.3, p.251-259.

JELONNEK, B.;KAMMEYER, K. D.; 1993. Eigenvector Algorithm for Blind Equalization, in: IEEE Signal Proc. Workshop on Higher-Order Statistics. Proc.,South Lake Tahoe, California, p. 19--23.

JONES, M. P.; THOMAS, D. W.; 1993. Acoustic Detection of Physiological Change Within the Thorax. *Acoustic Sensing and Imaging*, n. 369:201-205.

- KAHYA, Y. P.; BAYATLY, E.; YEGINER, M; CIFTCI, K; KILINC, G.; 2003. Comparison of Different Features Sets for Respiratory Sound Classifiers. In: *IEEE - Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS) International Conference (25rd, 2003: Mexico). Proceedings.* Cancun, 2003. p.2853-2856.
- KANIUSAS, E.; 2006. Transmission of Body Sounds: an overview. *Ultragarsas*, v.58, n.1.
- KINSLER, L. E.; FREY, A. R.; COPPENS, A. B.; SANDERS, J. V.; 1982. *Fundamentals of Acoustics*. John Wiley & Sons.
- KNOWLES ACOUSTICS, *MD9745APA-1 Device Datasheet*, USA, 2003.
- KRAMAN, S. S.; WODICKA, G. R.; PRESSLER, G. A.; PASTERKAMP, H.; 2006. Comparison of Lung Sound Transducers Using a Bioacoustic Transducer Testing System. *J Appl. Physio*, n. 101, p.469-476.
- KRAMAN, S. S.; WODICKA, G. R.; OH, Y.; PASTERKAMP, H.; 1995. Measurement of Respiratory Acoustic Signals: Effect of Microphone Air Cavity Width, Shape and Venting. *Chest*, n. 108, p.1004-1008.
- KUDOH, S., KATSUYUKI, I., KOSAKA, K.; 1977. Analysis of Rales in Patients With Fibrosing Alveolitis by a New Phonopneumographic Method Using a Sound Spectrograph. *Jap. J. Thorac. Dis.*, 8, p.755-783.
- KARP, P.; KATILA, T.; PAAJANEN, E.; PIIRILÄ, P.; SOVIJÄRVI, A.; 1991. Effect of Highpass Filtering on the Original Waveform of Lung Sound Crackles. In: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol. 13, No.1.
- KAISIA, T. K.; SOVIJÄRVI, A. R. A; PIIRILÄ, P.; RAJALA, H. M.; HALTSONEN, S.; ROSQVIST, T.; 1991. Validated Method for Automatic Detection of Sound Crackles. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, v.29, n.12, p.517-521.

LAENNEC, R. L. H.; 1962. A Treatise on The Disease of the Chest. *Transl. J. Forbes*. New York, Hafner Publishing Co.; p.281-384.

LÄENNEC, R. T. H. De l'auscultation médiate ou traité du diagnostic des maladies des poumons et du coeur, fondé principalement sur ce nouveau moyen d'exploration. Brosson et Chaudé, Paris, 1819.

LEHRER, S.; 2002. *Understandig Lung Sounds*. 3. ed. Elsevier Saunders.

LOPES FILHO, O.; 2005. *Tratado de Fonodiaulogia*. Ribeirão Preto-SP: TECMED.

MAJUMDAR A.; ALENCAR, A. M.; BULDYREV S. V.; HANTOS, Z.; STANLEY H. E., SUKI, B., 2003. Fluid transport in branched structures with temporary closures: a model for quasistatic lung inflation. *Physical Review Letters*, v. 67.

MARTIN, W.; FLANDRIN, P.; 1985. Wigner-Ville Spectral Analysis of Nonstationary Processes. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. Assp-33, No. 6. Dec.

MCKUSIC V.; JENKINS, J. T.; WEBB, G. N.; 1955. The Acoustic Basis of the Chest Examination: Studies by Means of Sound Spectrography. *Am. Rev. Tuberc*, n. 72, p.12-34.

Meslier, N.; Charbonneau, G; Racineux, J-L.; 1995. Weezes. *Eur Respir. J.*, 8, 1942-1948.

MIKAMI, R.; MURAO, M.; CUGELL, D.W.; CHRETIEN, J.; COLE, P.; MEIER-SYDOW, J., et al.; 1987. In: International symposium on lung sounds. *Synopsis of Proceedings. Chest*, 92(2):342-5.

MONOLAKIS, D. G.; INGLE, V. K.; KOGON, S. M.; 2005. *Statistical and Adaptive Signal Processing*, ARTECH HOUSE: Ed. McGraw-Hill.

MORAES, R.; 1995. Doppler Catheter Measurements of Blood Flow Velocity in Coronary Arteries. Theses University of Leicester.

MUNAKATA, M.; UKITA, H.; DOI, I. *et al.*; 1991. Spectral and Waveform Characteristics of Fine and Coarse Crackles. *Thorax*; 46: 651–657.

MURPHY, R. L. H.; HOLFORD S. K.; KNOWLER, W. C.; 1977. Visual Lung-Sound Characterization by Time-Expanded Wave-Form Analysis. *N.Engl J Med*; 296:968-71.

NATH, A. R.; CAPEL, L. H.; 1974. Inspiratory Crackles - Early and Late. *Thorax*; 29: 223–227.

NAIRN, J. R; TURNER-WARWICK, M.; 1969. Breath Sounds in Emphysema. *Br J Dis Chest* 63: 29–37.

OLIVEIRA, H. M.; 2007. *Análise de Sinais para Engenheiros: uma abordagem via Wavelets*. Rio de Janeiro: Brasport.

OPPENHEIM, A. V., WILLSKY, A. S., NAWAB, H.; 1996. *Signals & Systems*, Ed.2, New-Jersey: Prentice-Hall, 1996.

PACIEJ, R.; VYSHEDSKIY, A.; BANA, D.; MURPHY, R; 2004. Squawks in Pneumonia. *Thorax*, v.59, p.177-179.

PASTERKAMP, H.; TAL, A.; LEAHY, F.; FENTON, R.; CHERNICK, V.; 1985. The Effect of Anticholinergic Treatment on Postexertional Wheezes in Asthma Studied by Phonopneumography and Spirometry. *Am. Rev. Respir. Dis.*; 132:16-21.

PASTERKAMP, H.; ASHER, T.; LEAHY, F.; FENTON, R.; CHERNICK, V.; 1980. The Effect of Anticholinergic Treatment on Postexertional wheezes Over the Trachea and on the Chest Wall, *In: Proc. 5th Int. conf. Lung Sounds*, London.

PASTERKAMP, H.; KRAMAN, S.S.; WODICKA, G.R.; 1997. Respiratory Sounds, Advances Beyond the Stethoscope. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* v.156, p.974-987.

PIIRILÄ, P.; 1992. Changes in Crackle Characteristics During the Clinical Course of Pneumonia. *Chest*, Northbrook, 102, p.176-183, Julho.

PIIRILÄ, P.; SOVIJÄRVI, A. R. A.; KAISLA, T.; RAJALA, H. M.; KATILA, T.; 1991. Crackles in Patients with Fibrosing Alveolitis, Bronchiectasis, COPD and Heart Failure. *Chest*; 99, p.1076-1083.

PIIRILÄ, P.; SOVIJÄRVI, A. R. A.; 1995. Crackles: Recording, Analysis and Clinical Significance. *Eur. Resp. J.*; 8:p.2139-2148.

PIIRILÄ, P.; LEHTOLA, H.; ZITTING, A.; KIVISAAR, L.; KOSKINEN, H.; LUUKKONEN, R.; SALO, S. P.; VEHMAS, T.; NORDMAN, H.; SOVIJÄRVI, A. R. A.; 2000. Lung sounds in asbestos induced pulmonary disorders. *Eur. Respir. J.*, n. 16, p.901-908.

PONTE, D. F.; MORAES, R.; ALENCAR, A. M.; 2010a. Microcomputerized Respiratory Sound Recorder A *Low Cost Device*. Biodevice 2010 (International Conference on Biomedical Electronics and Devices. p.21-27.

PONTE, D. F.; MORAES, R.; AURÉLIO, C.; 2010b. Equalização Digital de Sons Crepitantes Para Compensar a Atenuação do Tórax. In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. *Anais*. Tiradentes, MG p.323-326.

PONTE, D. F.; MORAES, R.; AURÉLIO, C.; 2010c. Aplicação de Equalização Cega na Detecção e Caracterização de Crepitações Pulmonares. In: XXII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. *Anais*. Tiradentes. p.327-330.

POURAZAD, M. T.; MOUSSAVI, Z. ;THOMAS, G.; 2006. Heart Sound Cancellation from Lung Sound Recording Using Time-Frequency Filtering. *Med. Biol. Eng. Comput.*, n.44 p.216-255.

POURAZAD, M. T.; MOUSSAVI, Z.; FARAHMAND, F; WARD, R. K.; 2005. Heart Sound Separation From Lung Sound Using Independent Component Analysis. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Annual Conference (27th: China, Shanghai)*. *Proceedings*. p.2736-2739.

- PROAKIS, J. G.; MONOLAKIS, D. G.; 1996. *Digital Signal Processing: principles, algorithms and applications*. 3^a ed. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- POSTIAUX, G.; 2004. *Fisioterapia Respiratória Pediátrica: o tratamento guiado por ausculta pulmonary*. . 2^a ed. Porto-Alegre.
- RIELA, R. J.; NOHAMA, P.; MAIA, J. M.; 2008. Avaliação da Metodologia de Filtragem por Análise Espectral Seletiva para Caracterizar Sons Adventícios Pulmonares. In: XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. p.1643-1646.
- RIOUL, O.; VETTERLI, M.; 1991. Wavelets and Signal Processing. *IEEE Signal Proc. Mag.*, Oct., p.14-37.
- Scientific Plotting Library - A fast and powerful library for Delphi and C++ Builder developers. <http://shareme.com/showtop/scientific-plotting-library.html>. Acessado em 2009.
- SEMMLOW, J. L.; 2004. *Biosignal and Biomedical Image Processing MATLAB - Based Applications*, New York: Ed. Marcel Dekker.
- SEDRA, A. S.; SMITH, K. C.; 2004. *Microeletronics Circuits*, Ney York: Oxford University Press.
- SEZIN, M. C.; DOKUR, Z.; ÖLMEZ, T; KORÜREK, M.; 2001. Classification of Respiratory Sounds by Using an Artificial Neural Network. In: *IEEE - Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS) International Conference (23rd, Turkey)*. *Proceedings*. Istanbul, p.697-699.
- SILVERTHORN, D. U.; 2010. *Fisiologia humana: uma abordagem integrada*. 5^a ed. Porto-Alegre: Artmed.
- SOVIJÄRVI, A. R. A.; VANDERSCHOOT, J; EARIS, J. E.; 2000. Standardization of Computerized Respiratory Sound Analysis – CORSA. *Eur. Respir. Rev.*, n. 10, p.585.

SOVIJÄRVI, A. R. A.; MALMBERG, L. P.; CHARBONNEAU, G.; VANDERSCHOOT, J.; DALMASSO, F.; SACCO, C.; ROSSI, M.; EARIS, J. E.; 2000a. Characteristics of Breath Sounds and Adventitious Respiratory Sounds. *Eur. Respir. Rev.*, n. 10, 77 p.591-596.

SOVIJÄRVI, A. R. A.; DALMASSO, F.; VANDERSCHOOT, J.; MALMBERG, L.P.; RIGHINI, G.; STONEMAN, S.A.T.; 2000b. Definition of Terms for Applications of Respiratory Sounds, *Eur. Respir. Rev.*, n. 10, 77 p.597-610.

SHALVI, O.; WEINSTEIN, E.; 1990. New criteria for blind deconvolution of Nonminimum Phase Systems (Channels), *IEEE Trans. Inform. Theory* IT-36 (2) 312-321.

TSE, P.W.; ZHANG, J. Y.; WANG, X. J.; 2006. Blind Source Separation and Blind Equalization Algorithms for Mechanical Signal Separation and Identification. *Journal of Vibration and Control*, v.12, n.4, p.395-423.

WEST, J. B.; 1996. *Fisiopatologia Pulmonar Moderna*. Ed. 4^a. SP:Manole.

WEIBEL, E. R.; 1984. *The Pathway for Oxygen*. Cambridge, Mass., Havard University Press.

WIGNER, E. P.; 1932. On the Quantum correction for thermodynamic Equilibrium. *Physics Review*, 40:749-759.

WODICKA, G. R.; STEVENS, K. N.; GOLUB, H. L.; SHANNON, D. C.; 1990. Spectral Characteristics of Sound Transmission in the Human Respiratory System. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, v.37, n.12, p.1130-1135.

WEBSTER, J. G.; 1998. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3^a ed. New York: Ed. John Wiley & Sons.

YEGINER, M.; KAHYA, Y.; 2007. Sensitivity of Pulmonary Crackle Parameters to Filter Cut-Off Frequency. In: Proceedings of the 29th annual international conference of the IEEE EMBS, cité internationale, lyon, france august, P. 1062-1065.

