

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

MARCELO HENRIQUE VALENGA

**SISTEMA ELETRÔNICO PARA CAPTAÇÃO DE SONS  
RESPIRATÓRIOS ADVENTÍCIOS EM ANIMAIS SUBMETIDOS À  
VENTILAÇÃO MECÂNICA**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA  
2009

MARCELO HENRIQUE VALENGA

**SISTEMA ELETRÔNICO PARA CAPTAÇÃO DE SONS  
RESPIRATÓRIOS ADVENTÍCIOS EM ANIMAIS SUBMETIDOS À  
VENTILAÇÃO MECÂNICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama  
Co-Orientador: Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya

CURITIBA  
2009

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

V152s	<p>Valenga, Marcelo Henrique Sistema eletrônico para captação de sons respiratórios adventícios em animais submetidos à ventilação mecânica / Marcelo Henrique Valenga. – 2009. 103 f. : il. ; 30 cm</p> <p>Orientador: Percy Nohama Co-orientador: Henrique Takachi Moriya Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração: Engenharia Biomédica, Curitiba, 2009 Bibliografia : f. 94-7</p> <p>1. Pulmões – Sons. 2. Respiração artificial. 3. Estetoscópio eletrônico. 4. Engenharia Biomédica. I. Nohama, Percy, orient. II. Moriya, Henrique Takachi, co-orient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Área de Concentração em Engenharia Biomédica.</p> <p style="text-align: right;">CDD 621.3</p>
-------	---



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

Programa de Pós-Graduação em Eng<sup>a</sup> Elétrica e Informática Industrial  
Av. Sete de Setembro, 3165 - 80230-901 - Curitiba - PR.  
<http://www.cpgei.ct.utfpr.edu.br>



# “Sistema eletrônico para captação dos sons respiratórios adventícios em animais submetidos à ventilação mecânica”

por

**Marcelo Henrique Valenga**

Esta Dissertação foi apresentada no dia 28 de abril de 2009, como requisito parcial para a obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica. Aprovada pela Banca Examinadora composta pelos professores:

Prof. Dr. Percy Nohama  
(Orientador - UTFPR)

Prof. Dr. Adriano Mesquita Alencar  
(USP)

Prof. Dr. Luiz Carlos Von Bahten  
(PUC-PR)

Prof. Dr. Bertoldo Schneider Junior  
(UTFPR)

Visto e aprovado para impressão:

Prof. Dr. Humberto Remígio Gamba  
(Coordenador do CPGEI)

## **AGRADECIMENTOS**

Gostaria de agradecer ao professor e amigo Percy Nohama, pela sua exigência constante, pelas sugestões e por estar sempre disponível para revisar e corrigir esse trabalho.

Ao professor Henrique Takachi Moriya, por ter sido o co-orientador desse trabalho, por ter disponibilizado o laboratório para o desenvolvimento do protótipo de captação dos sons e pela suas sugestões e revisões.

Ao pesquisador Adriano Alencar, pela oportunidade de realizar os experimentos com animais no laboratório da Faculdade de Medicina da USP e por toda sua dedicação nessa etapa do trabalho.

Ao dr. Marcelo Britto Passos Amato e a todos os pesquisadores do Laboratório de Investigação Médica nº 9 da Faculdade de Medicina da USP, pela paciência e disponibilidade durante a realização dos experimentos com animais.

Ao engenheiro e pesquisador Rodrigo Jardim Riella, pelas sugestões e pelo fornecimento de alguns circuitos integrados utilizados no protótipo.

Aos meus pais Mário e Cecília B. Valenga, as minhas irmãs Simone e Silmara e aos meus amigos, pelas palavras de incentivo, orações, idéias, críticas e discussões, que contribuíram positivamente para os resultados desse trabalho.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>16</b>
1.2 OBJETIVO GERAL.....	17
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....</b>	<b>19</b>
2.1 ORIGEM E CARACTERÍSTICA DOS SONS RESPIRATÓRIOS.....	21
2.1.1 Sons anormais.....	23
2.1.2 Sons adventícios.....	23
2.1.2.1 Sons crepitantes – crackles.....	23
2.1.2.2 Sibilos – wheezes.....	25
2.1.2.3 Outros sons adventícios.....	26
2.2 TRANSDUTORES PARA CAPTAÇÃO DOS SONS RESPIRATÓRIOS.....	27
2.2.1 Características dos microfones utilizados.....	30
2.2.1.1 Sensibilidade.....	31
2.2.1.2 Resposta em frequência.....	32
2.2.1.3 Faixa dinâmica.....	32
2.2.1.4 Relação sinal ruído .....	32
2.2.1.5 Distorção harmônica.....	33
2.3 TRABALHOS DESENVOLVIDOS PARA A CAPTAÇÃO DOS SONS.....	34
2.3.1 Métodos de aquisição do sinal.....	35
2.3.2 Condicionamento do sinal captado .....	37
2.3.3 Conversão analógico - digital (ADC).....	38
2.3.3.1 Resolução.....	38
2.3.3.2 Frequência de amostragem.....	39
2.3.3.3 Interface de comunicação.....	39
2.3.4 Interface serial USB.....	40
2.3.4.1 Funcionamento básico da interface USB .....	41
2.4 CAPTAÇÃO DOS SONS NAS VIAS AÉREAS.....	42
<b>3 METODOLOGIA .....</b>	<b>51</b>
3.1 CIRCUITO ELETRÔNICO.....	51
3.1.1 Filtros.....	52
3.1.2 Amplificador.....	53
3.1.3 Digitalização e armazenamento do sinal de áudio.....	54
3.1.3.1 Conversor ADC.....	55
3.1.3.2 Comunicação do CODEC PCM 2901.....	56
3.2 TESTES DOS MICROFONES.....	58
3.3 PROPAGAÇÃO DO SOM.....	60
3.4 EXPERIMENTO IN VIVO.....	63
3.5 SOFTWARE PARA GRAVAÇÃO E ANÁLISE DOS SONS.....	67
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>69</b>
4.1 PROTÓTIPO.....	69
4.2 MICROFONES.....	71
4.3 PROPAGAÇÃO DOS SONS.....	73
4.3.1 Testes preliminares.....	73
4.3.2 Testes da configuração estabelecida.....	78
4.4 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS IN VIVO.....	80

<b>5 DISCUSSÃO.....</b>	<b>85</b>
5.1 CIRCUITO ELETRÔNICO.....	85
5.2 MICROFONES.....	85
5.3 PROPAGAÇÃO DOS SONS NOS TUBOS.....	86
5.4 CAPTAÇÃO DOS SONS RESPIRATÓRIOS.....	89
<b>6 CONCLUSÕES.....</b>	<b>92</b>
6.1 TRABALHOS FUTUROS.....	93
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>94</b>
<b>APÊNDICE A - RESUMO SUBMETIDO E ACEITO NA CONFERÊNCIA DA ATS - 2009.....</b>	<b>98</b>
<b>ANEXO A – FOLHA DE DADOS DO MICROFONE FM-8B.....</b>	<b>99</b>
<b>ANEXO B – FOLHA DE DADOS DO MICROFONE ML-70.....</b>	<b>100</b>
<b>ANEXO C – FOLHA DE DADOS DO MICROFONE CM-9466.....</b>	<b>101</b>
<b>ANEXO D – FOLHA DE DADOS DO ALTO-FALANTE MICRO SPEAKER 15CS150M8X-12NT.....</b>	<b>102</b>
<b>ANEXO E – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DA PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA.....</b>	<b>103</b>

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Relação entre os termos sons pulmonares, sons respiratórios, sons normais e sons adventícios (traduzido de Sovijärvi et al., 2000)..... 20
- Figura 2 - Regiões de Ausculta Pulmonar: (1) região traqueal; (2) região antero-superior direita da parede do tórax; (3) região antero-superior esquerda da parede do tórax; (4) região pósterio-superior direita da parede do tórax; (5) região pósterio-superior esquerda da parede do tórax; (6) região pósterio-medial direita da parede do tórax; (7) região pósterio-medial esquerda da parede do tórax; (8) região pósterio-inferior direita da parede do tórax; (9) região pósterio-inferior esquerda da parede do tórax..... 22
- Figura 3 - (a) Representação da estrutura interna de um microfone de eletreto e componentes externos necessários para seu funcionamento, expostos às variações de pressão de uma fonte sonora. (b) Representação do tensão de saída do microfone após ser sensibilizado pela fonte sonora (tradução do catálogo AKG, Harman International, 2001)..... 31
- Figura 4 Visualização anatômica das 16 formas de onda não expandida (em cima) e expandida (embaixo) no tempo, capturadas pelos estetoscópios fixados conforme a numeração. As figuras indicam uma pulmão com: a) som normal; b) crepitação presente na base esquerda nas fases inspiratórias e expiratórias; c) sibilos na fase expiratória; d) som com amplitudes reduzidas e prolongada fase expiratória; e) com crepitação inspiratória em ambas as bases e roncos no lado esquerdo; f) amplitudes reduzidas no lado esquerdo, indicando vias colapsadas (traduzido de Murphy, 2007)..... 36
- Figura 5 - Pacotes utilizados na comunicação entre o computador (*host*) e os dispositivos periféricos conectados no barramento USB (extraído de USB-IF, 2000)..... 41
- Figura 6 - Experimento usado para a coleta dos ruídos de crepitação provenientes de lóbulos isolados de pulmão de cachorro. Uma bomba de vácuo reduz a pressão interna do recipiente, simulando a pressão no interior da caixa torácica durante a inspiração. Um filtro acústico elimina os ruídos externos e um microfone registra o ruído a uma taxa de 22,05 kHz (extraído de Alencar et al., 1999)..... 43
- Figura 7 - (A) Pequeno segmento de ruídos de crepitação gravado; (B) visualização das freqüências mais altas (>1 kHz); (C) visualização das freqüências mais baixas (extraído de Alencar et al., 1999)..... 44
- Figura 8 - Ilustração da modelagem do experimento de crepitação: (A) modelo de uma árvore pulmonar bidimensional com várias ondas de pressão se propagando; (B) série temporal obtida a partir desse modelo (extraído de Alencar et al., 1999)..... 45
- Figura 9 - Série temporal da intensidade sonora e do volume pulmonar em



função do tempo. O gráfico interno é uma ampliação de um pequeno segmento da onda sonora, mostrando inicialmente uma crepitação menor e depois uma maior, ambas consistindo de um pulso negativo seguido por pequenas oscilações (extraído de Alencar et al., 1999).....	46
Figura 10 - Experimento para medir a impedância pulmonar e os ruídos de crepitação em porcos. As conexões A, B e C foram ajustadas de acordo com as fases da ventilação: forçada ou inflação lenta. PL: pressão transpulmonar e V': fluxo de ar (traduzido de Peták et al., 2006).....	47
Figura 11 - Ruídos de crepitação obtidos por Peták. (a) amostra de 45 s do sinal gravado; (b) identificação de dois ruídos crepitação do sinal gravado (adaptado de Peták et al., 2006).....	47
Figura 12 - Figura 12 – Modelo esquemático do tubo endo-traqueal com comprimento $l_2$ , diâmetro $d_2$ e área de seção $S_2$ , conectado entre dois tubos de diferentes diâmetros, comprimentos e áreas de seção (modificado de Räsänen et al., 2006).....	48
Figura 13 - Figura 13 - Resposta em frequência teórica dos três tubos com o efeito do decaimento da intensidade. Tubo 1: $d= 4$ mm, $l= 258$ mm; tubo 2: $d= 6$ mm, $l= 343$ mm; tubo 3: $d= 8$ mm e $l= 375$ mm (traduzido de Räsänen et al. 2006).....	49
Figura 14 - Figura 14 – Resultado da resposta em frequência teórica do modelo de tubo finito apresentado na figura 12 ( $l_1= 43$ mm, $d_1= 15,5$ mm, $l_2= 343$ mm, $d_2= 6$ mm, $l_3= 39$ mm, $d_3= 15,5$ mm ), segundo a equação 5. (traduzido de Räsänen et al., 2006).....	50
Figura 15 - Diagrama em bloco dos circuitos desenvolvidos.....	51
Figura 16 - Circuito Sallen & Key de 4ª ordem com frequência de corte de 5 kHz (-3dB).....	52
Figura 17 - Circuito Sallen & Key de 4ª ordem com frequência de corte de 20 Hz (-3 dB).....	53
Figura 18 - (a) resposta em frequência dos filtros passa-baixas; (b) passa-altas, simulado pelo software Filter Wiz PRO V 3.2 (Schematica Software, Canadá), considerando o valor exato dos componentes eletrônicos.	53
Figura 19 - Amplificador inversor com ajuste manual de ganho.....	54
Figura 20 - Circuitos auxiliares para a configuração do CODEC de áudio.....	57
Figura 21 - Comunicação no barramento USB no momento em que o CODEC é conectado na interface.....	57
Figura 22 - Comunicação no barramento USB no início de uma solicitação de gravação.....	58
Figura 23 - Foto dos microfones utilizados: (a) CM-9466; (b) ML-70 e (c) FM-8B.....	59
Figura 24 - Arranjo experimental para avaliação da sensibilidade e resposta em frequência dos microfones.....	60

Figura 25 - Experimento realizado para avaliar a propagação do som ao longo de um tubo de 1m de comprimento.....	61
Figura 26 - Esquema do experimento realizado para avaliar a propagação do som ao longo do tubo com uma bifurcação central. O microfone de eletreto foi fixado na extremidade de um tubo de 10cm, conectado no tubo principal do fluxo de ar entre o ventilador respiratório e a traquéia do animal. Um alto-falante foi conectado numa das extremidades desse tubo, sendo que a sua distância em relação a junção do microfone foi de: (a) 1 m; (b) 60 cm; e (c) 30 cm. A outra extremidade do tubo de 1 m permaneceu aberta.....	62
Figura 27 - Foto do ensaio realizado para avaliar a propagação do som nos tubos utilizados durante o experimento com animais. O microfone foi posicionado entre o tubo do ventilador respiratório e o sensor de PCO <sub>2</sub> , e o alto-falante foi fixado no final da cânula de 30 cm, utilizada na traqueostomia.....	64
Figura 28 Foto de um experimento realizado no laboratório experimental de pneumologia. (1) tomógrafo de impedância elétrica; (2) eletrodos fixados ao redor do tórax; (3) ventilador respiratório; (4) local da traqueostomia; (5) microfone para captura dos sons.....	64
Figura 29 - Imagem do pulmão de um porco no instante de máxima inspiração, captada pelo tomógrafo. As cores mais claras indicam uma maior concentração de ar nos pulmões. O gráfico mostra a variação da impedância da secção torácica durante os movimentos respiratórios.....	65
Figura 30 - Esquema do experimento realizado. O ventilador mecânico controla a pressão, o volume e o fluxo de ar injetado no porco traqueostomizado. O microfone, localizado na entrada das vias aéreas, capta continuamente os sons produzidos pelo sistemas respiratório. O tomógrafo de impedância elétrica permite o monitoramento em tempo real da concentração de ar no pulmão.....	66
Figura 31 - Tela principal do <i>software</i> Goldwave: (a) visualização temporal do som captado; (b) visualização das características espectrais do som; (c) informações sobre as características do som gravado.....	67
Figura 32 - Placa de circuito impresso projetada para fazer a captação dos sons.....	69
Figura 33 - Amostra temporal (a) do sinal de entrada; (b) do sinal de saída.....	70
Figura 34 - Espectro (a) do sinal de entrada; (b) do sinal de saída.....	70
Figura 35 - Foto da versão final do protótipo desenvolvido.....	71
Figura 36 - Gráfico do espectro do ruído branco com frequências entre 0 e 8 kHz utilizado nos testes de avaliação dos microfones e propagação dos sons nos tubos.....	71
Figura 37 - (a) microfone CM-9466; (b) gráfico da sua resposta em frequência da gravação do ruído branco.....	72
Figura 38 - (a) microfone ML-70; (b) gráfico da sua resposta em frequência da gravação do ruído branco. ....	72

Figura 39 - (a) microfone FM-8B; (b) gráfico da sua resposta em freqüência da gravação do ruído branco. ....	72
Figura 40 - (a) alto-falante MICRO SPEAKER 15CS150M8X-12NT e suas dimensões em mm; (b) Gráfico da sua resposta em freqüência, fornecido pelo fabricante.....	73
Figura 41 - (a) experimento realizado com o microfone CM-9466; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco. ....	74
Figura 42 - (a) experimento realizado com o microfone ML-70; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco. ....	74
Figura 43 - (a) experimento realizado com o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco. ....	74
Figura 44 - (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1 m da junção do tubo de 10 cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco.....	75
Figura 45 - (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 60 cm da junção do tubo de 10 cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco.....	75
Figura 46 - (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 30 cm da junção do tubo de 10 cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco.....	76
Figura 47 - (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1 m da junção do tubo de 4 cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco.....	77
Figura 48 - (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1 m da junção do tubo de 4 cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco.....	77
Figura 49 - (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1 m da junção do tubo de 4 cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco.....	77
Figura 50 - Gráfico da resposta em freqüência da gravação do ruído branco com o microfone fixado no sistema de ventilação respiratório mostrado na figura 27.....	78
Figura 51 - Ruído branco gravado durante o processo de abertura e fechamento das válvulas do respirador. (a) fase expiratória; (b) abertura da válvula de inspiração e fechamento da válvula de expiração; (c) fase inspiratória; (d) abertura da válvula de expiração e fechamento da válvula de inspiração.....	79
Figura 52 - Gráficos das respostas em freqüência do ruído branco gravado durante a: (a) fase expiratória; (b) abertura da válvula de inspiração e fechamento da válvula de expiração; (c) fase inspiratória; (d) abertura da válvula de expiração e fechamento da válvula de inspiração.....	79
Figura 53 - Gráficos da variação da impedância elétrica e pressão do ar medidos ao longo do tempo. ....	80

Figura 54 - Seleção de seis imagens gravadas pelo tomógrafo entre os quadros 7900 e 8100, durante um movimento respiratório completo. A imagem (1) mostra o volume de ar nos pulmões no início da inspiração. As imagens (2), (3) e (4) mostram a penetração de ar nos pulmões durante a fase inspiratória; a imagem (5) mostra o volume de ar no final da inspiração e a imagem (6) mostra um momento da fase expiratória. As cores mais claras representam uma maior concentração de ar.....	81
Figura 55 - Representação temporal de um intervalo de 15 s de gravação dos sons respiratórios, com três movimentos respiratórios completos.....	81
Figura 56 - Espectrograma da amostra de som respiratório de 15 s mostrado na figura 55.....	82
Figura 57 - Representação temporal do intervalo de 2 s de gravação dos sons respiratórios durante a fase inspiratória. As setas indicam três picos dos ruídos de crepitação.....	83
Figura 58 - Espectrograma da amostra de som respiratório de 2 s mostrado na figura 57. As setas indicam três estreitas faixas de frequência dos ruídos de crepitação.....	83
Figura 59 - Representação temporal de um intervalo de 90 ms de gravação dos sons respiratórios durante a fase inspiratória.....	84
Figura 60 - Representação temporal do ruído gravado durante a inspiração e imagem obtidas pelo tomógrafo sem interpolação: (a) durante uma inspiração sem os ruídos de crepitação; (b) durante uma inspiração com ruídos de crepitação.....	91

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação dos sons pulmonares em francês, segundo Laënnec e sua tradução para o inglês.....	19
Tabela 2 - Consenso da nomenclatura dos sons adventícios adotada pela ILSA em 1985.....	20
Tabela 3 - Principais sons respiratórios produzidos dentro da caixa torácica.....	28
Tabela 4 - Especificações técnicas dos microfones utilizados.....	59

## LISTA DE SIGLAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i>
ATS	<i>American Thoracic Society</i>
BATT	<i>Bioacoustic Transducer Tester</i>
CORSA	<i>Computerized Respiratory Sound Analysis</i>
CRC	<i>Cyclic Redundancy Check</i>
DC	<i>Direct Current</i>
DPOC	Doenças Pulmonares Obstrutivas Crônicas
EPUSP	Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HID	<i>Human Interface Device</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
ILSA	<i>International Lung Sounds Association</i>
LIM	Laboratório de Investigação Médica
PEEP	<i>Positive End Expiration Pressure</i>
TEWA	<i>Time Expanded Waveform Analysis</i>
THD	<i>Total Harmonic Distortion</i>
USB	<i>Universal Serial Bus</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

## RESUMO

VALENGA, Marcelo H. Sistema eletrônico para captação de sons respiratórios adventícios em animais submetidos à ventilação mecânica. 2009. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba. 2009.

Nesta dissertação, apresenta-se o projeto e a implementação de um instrumento portátil para captação dos sons respiratórios adventícios de forma não invasiva, a partir das vias aéreas, em animais submetidos à ventilação mecânica e com lavagem prévia com solução salina. Descrevem-se os ensaios para avaliação da resposta em frequência e sensibilidade do microfone de eletreto que foi fixado nos tubos de um ventilador mecânico de uma Unidade de Terapia Intensiva – UTI, o comportamento da propagação dos sons nos tubos do aparelho de ventilação mecânica e as características dos circuitos eletrônicos projetados para realizar a adequação e digitalização dos sinais sonoros captados pelos microfones e transferidos para um software de gravação instalado em um computador pessoal. Os testes do sistema eletrônico de captação dos sons foram realizados em três porcos submetidos à ventilação mecânica e com monitoramento em tempo real da quantidade de ar nos pulmões através de um tomógrafo de impedância elétrica. Como resultado das gravações, foi possível identificar ruídos de crepitação, induzidos nos animais através de manobras ventilatórias. Conclui-se que o circuito desenvolvido e a fixação do microfone nos tubos possibilitam a captação dos ruídos de crepitação em animais submetidos à ventilação mecânica, evidenciando a boa propagação dos sons ao longo das vias aéreas do sistema respiratório. Discute-se também a possibilidade de utilizar esse sistema em conjunto com o sistema de tomografia por impedância elétrica para identificar a duração e a extensão das alterações no recrutamento pulmonar durante a ventilação mecânica.

**Palavras-chave:** Sons pulmonares. Sons adventícios. Ruídos de crepitação. Estetoscópio eletrônico. Ventilação mecânica.

## ABSTRACT

VALENGA, Marcelo H. Electronic system to capture adventitious respiratory sounds, inside the airways, in animals submitted at mechanical ventilation. 2009. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba. 2009.

This essay presents the project of a portable equipment to capture adventitious respiratory sounds, inside the airways, in animals submitted at mechanical ventilation. It is described the tests for assessment of frequency response and sensitivity of the microphone that was fixed in the tubes of a mechanical ventilator, the behavior of sound propagation in tubes of the system and the characteristics of electronic circuits designed to acquire sound signals by microphones and transferred them to a recording software installed on a personal computer. Tests with the electronic system were performed in three pigs submitted to mechanical ventilation and monitoring in real time the amount of air into the lungs through electrical impedance tomography. Through the recorded sound, it was possible to identify crackles induced in animals by ventilator maneuvers. It was possible to conclude that the developed circuit and setting the microphone in the tube allows to capture crackle sounds on animals with mechanical ventilation, showing a good sound propagation along the airways of the respiratory system. It is also discussed the possibility of using this system with the Electric Impedance Tomography - EIT - to identify the duration and extent of changes in alveolar recruitment during pulmonary ventilation.

**Keywords:** Lung sounds. Adventitious sounds. Crackles. Electronic Stethoscope. Respirator.



## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 MOTIVAÇÕES

A ausculta pulmonar é um dos métodos de captação de sinais de um paciente e é sempre empregada pela boa técnica médica independentemente da natureza da queixa do paciente. Representa, geralmente, o primeiro método diagnóstico das patologias respiratórias e sua ampla utilização transformou o estetoscópio em um símbolo da profissão. Efetivamente, a invenção do estetoscópio por Laënnec revolucionou a medicina, a ponto de transformar em ciência uma prática que até então era classificada como arte (Reiser, 1979).

No entanto, o diagnóstico realizado através dos sons respiratórios permaneceu parado no tempo, desde que Laënnec melhorou sua audibilidade com o estetoscópio. Em 1967, Paul Forgacs, um dos mais famosos pesquisadores da fisiologia dos sons respiratórios, caracterizou essa área com a seguinte declaração: "O repertório de sons de uma esponja molhada como o pulmão é limitado" (Forgacs, 1967) e alegou, em 1978, que a auscultação reduziu-se a um procedimento meramente formal (Forgacs, 1978). Essas declarações manifestavam provavelmente o grande impacto das técnicas de diagnóstico por imagem (por exemplo, radiografia de tórax), que possibilitaram a detecção de importantes doenças do pulmão como a tuberculose e o câncer.

Na prática clínica, constatam-se algumas dificuldades para elaboração de diagnóstico, normalmente resultantes da baixa qualidade com que os sons pulmonares chegam aos ouvidos do examinador, exigindo uma boa sensibilidade auditiva e um intenso treinamento deste profissional, além de um ambiente com baixo nível de ruídos acústicos. Este problema torna-se ainda mais crítico na ausculta de certos sons pulmonares adventícios, que possuem componentes de frequência relevantes acima de 2 kHz e que são atenuados pelos tecidos biológicos e pelo mecanismo de transmissão do som dos estetoscópios.

Essa limitação tem sido objeto de estudo de diversos grupos de pesquisa na tentativa de desenvolver técnicas e sensores adequados para a aquisição de sons que permitam um melhor diagnóstico (Earis e Cheetham, 2000).

Nos últimos 30 anos, diversos métodos para gravação e análise dos sons respiratórios contornaram limitações encontradas na simples auscultação e possibilitaram a quantificação das mudanças dos sons no pulmão através de gravações prolongadas (Sovijärvi et al., 2000).

Um dos métodos utilizados para se captar sons sem atenuação dos tecidos biológicos foi a captação *in vitro* (Hantos, 2004; Cheng et al., 1999; Alencar et al., 1999). Esses estudos possibilitaram uma maior compreensão da geração dos sons adventícios de curta duração, conhecidos como crepitações, e que normalmente estão associados com a reabertura repentina de vias aéreas obstruídas (Forgacs, 1967).

A identificação dessa reabertura repentina através dos sons é um método importante para a avaliação do processo de recrutamento pulmonar. No entanto, o potencial dessas medidas acústicas, para a detecção do recrutamento das vias aéreas *in vivo*, foi pouco explorado (Peták et al., 2006).

A principal motivação desse trabalho foi a possibilidade de desenvolver um sistema eletrônico para captação dos sons respiratórios em animais submetidos à ventilação respiratória a fim de criar um instrumento adequado para estudar o recrutamento das vias aéreas *in vivo*. Esse instrumento, possibilitará também dar continuidade ao trabalho realizado por Riella, que apresentou uma metodologia para a caracterização e classificação automática dos sons adventícios em sons pulmonares (Riella, 2008). O instrumento de captação de sons respiratórios e a metodologia proposta por Riella, poderão ser utilizados no desenvolvimento de um sistema de auxílio à detecção de patologias respiratórias através da análise dos sons pulmonares.

## 1.2 OBJETIVO GERAL

O objetivo principal desse trabalho é desenvolver um instrumento portátil para captação de sons respiratórios de forma não invasiva, a partir das vias aéreas de animais.

### 1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Especificamente, pode-se enumerar os seguintes objetivos:

(1) selecionar um microfone adequado para realizar a captação dos sons a partir da avaliação de suas características técnicas;

(2) desenvolver um circuito eletrônico portátil, de baixo consumo e de fácil interfaceamento com o computador pessoal, para realizar a adequação e a digitalização dos sinais analógicos provenientes de um microfone;

(3) estabelecer um local para fixação do microfone nos tubos do equipamento de ventilação respiratório;

(4) avaliar as características da propagação dos sons nos tubos do equipamento de ventilação respiratório;

(5) realizar testes de captação de sons de crepitação em animais com lesões pulmonares e submetidos à ventilação mecânica, e comparar a qualidade dos sons captados com os resultados descritos na literatura.

### 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em 6 capítulos. No Capítulo 2, apresenta-se uma revisão da literatura sobre as características de intensidade e frequência dos sons pulmonares normais e adventícios, sobre os transdutores utilizados para a captação desses sons e sobre os trabalhos similares realizados. No Capítulo 3, descreve-se em detalhes o experimento realizado para a avaliação da sensibilidade e da resposta em frequência do transdutor utilizado na captação do som, o ensaio realizado para a determinação da curva de resposta em frequência dos tubos do sistema de ventilação mecânica utilizados como guia de propagação das ondas sonoras provenientes das vias aéreas, o circuito desenvolvido para amplificar, filtrar e digitalizar o som obtido, a fim de possibilitar seu armazenamento e posterior processamento através de um *software* instalado em um computador pessoal e a descrição do experimento realizado para adquirir os sons respiratórios de suínos. No Capítulo 4, relatam-se os resultados obtidos nos experimentos individuais e é apresentado a característica espectral dos sons obtidos. No Capítulo 5, apresentam-se a discussão dos resultados; e, finalmente, no Capítulo 6, apresentam-se as conclusões dessa pesquisa e as propostas para trabalhos futuros.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A ausculta pulmonar já era conhecida por Hipócrates, que a realizava com a aplicação do ouvido diretamente sobre o tórax do paciente (Dalmay, 1995). No início do século 19, essa técnica estava praticamente em desuso em razão do desconforto que trazia aos médicos e pacientes na ausculta em mulheres. Em 1816, Laënnec procedeu a ausculta de um paciente utilizando um cilindro de papel e, a partir daí, desenvolveu um instrumento cilíndrico de madeira com um orifício central, que foi chamado de estetoscópio (Sakula, 1981). Apenas três anos depois, em 1819, Laënnec publicou seu tratado de ausculta pulmonar. Com o decorrer dos anos, sua terminologia, descrita na tabela 1, foi traduzida para inúmeros idiomas, tornando a nomenclatura dos sons pulmonares confusa e imprecisa (Cugell, 1987). Além disso, houve um desinteresse pela ausculta pulmonar ocasionado pelo grande avanço e desenvolvimento tecnológico na área de rádio-imagem (Dalmay, 1995).

**Tabela 1 – Classificação dos sons pulmonares em francês, segundo Laënnec e sua tradução para o inglês.**

<b>Descrição em francês utilizada por Laënnec</b>	<b>Tradução para o Inglês</b>
<i>Râle humide ou crepitation</i>	<i>Wet rale, crepitation, or crackle</i>
<i>Râle muqueux ou gargouillement</i>	<i>Mucous or gurgling rale</i>
<i>Râle sec sonore ou ronflement</i>	<i>Dry or snoring rale</i>
<i>Râle sibilant sec ou sifflement</i>	<i>Dry whistling or wheezing rale</i>
<i>Râle crepissant sec a grosses bulles ou craquement</i>	<i>Dry crackling rale with large bubbles</i>

**Fonte: Auada et al., 1998.**

Nas últimas três décadas, com a evolução da tecnologia computacional, houve um crescimento das atividades científicas e das publicações em torno da aquisição, armazenamento, processamento e análise dos sons respiratórios, e a ausência de uma nomenclatura comum, exigiu a criação de uma padronização das terminologias médicas e técnicas que possibilitassem a comparação e avaliação de resultados de diferentes laboratórios e equipamentos.

Em 1985, durante o décimo encontro da *International Lung Sounds Association – ILSA*, um comitê *ad hoc* concordou em adotar uma classificação para

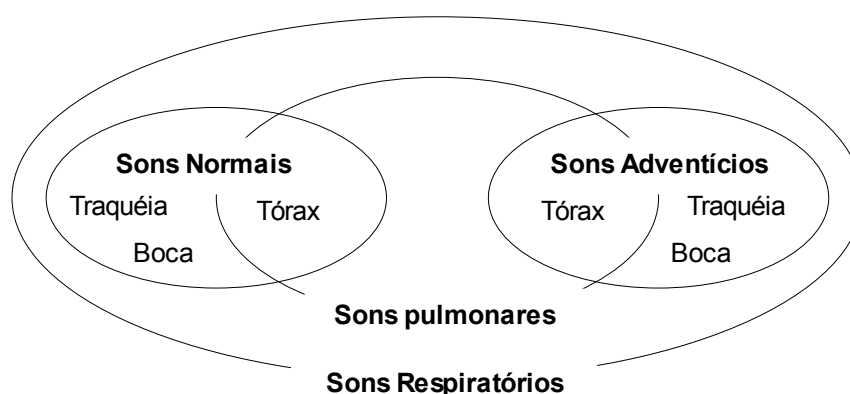
os ruídos adventícios (tabela 2), dando credibilidade à classificação proposta por Robertson e Coope e recomendada desde 1971 pela *American Thoracic Society – ATS*.

**Tabela 2 – Consenso da nomenclatura dos sons adventícios adotada pela ILSA em 1985.**

Inglês	Português	Descrição
<i>fine crackles</i>	estertores finos	sons descontínuos ou não musicais finos: baixa amplitude, curta duração, alta frequência
<i>coarse crackles</i>	estertores grossos	sons descontínuos ou não musicais grossos: alta amplitude, longa duração, baixa frequência
<i>wheezes</i>	sibilos	sons contínuos ou musicais de alta frequência
<i>rhonchus</i>	roncos	sons contínuos ou musicais de baixa frequência

Fonte: Auada et al., 1998.

Outra intensa força-tarefa realizada na tentativa de padronizar uma nomenclatura, não apenas para sons adventícios, mas para grande parte da terminologia técnica utilizada, financiada pela comunidade europeia, foi a *Computerized Respiratory Sound Analysis (CORSA)*, que reuniu pesquisadores de sete países da Europa com o objetivo de desenvolver guias para a prática clínica e para as pesquisas nessa área (Sovijärvi et al., 2000), e que será adotada nesse trabalho. Uma das definições estabelecidas nesses guias foi a distinção dos diferentes tipos de sons utilizados nos estudos sobre o processo respiratório, como mostra a figura 1.



**Figura 1 - Relação entre os termos sons pulmonares, sons respiratórios, sons normais e sons adventícios (traduzido de Sovijärvi et al., 2000).**

Nessa relação, o conceito de sons respiratórios representa todos os sons relacionados ao processo respiratório, incluindo sons normais, adventícios, provenientes da tosse, do ronco e dos músculos envolvidos no movimento respiratório, sendo que o local de captura pode variar entre os diversos pontos de auscultação do tórax, da traquéia e da boca. Os sons normais são aqueles produzidos pelo fluxo normal do ar quando percorre as vias respiratórias. Os adventícios são os sons adicionais, superpostos aos sons normais, produzidos normalmente por uma anomalia fisiológica no órgão, indicando alguma possível disfunção respiratória. Quando detectados sobre o tórax, esses sons são denominados sons pulmonares.

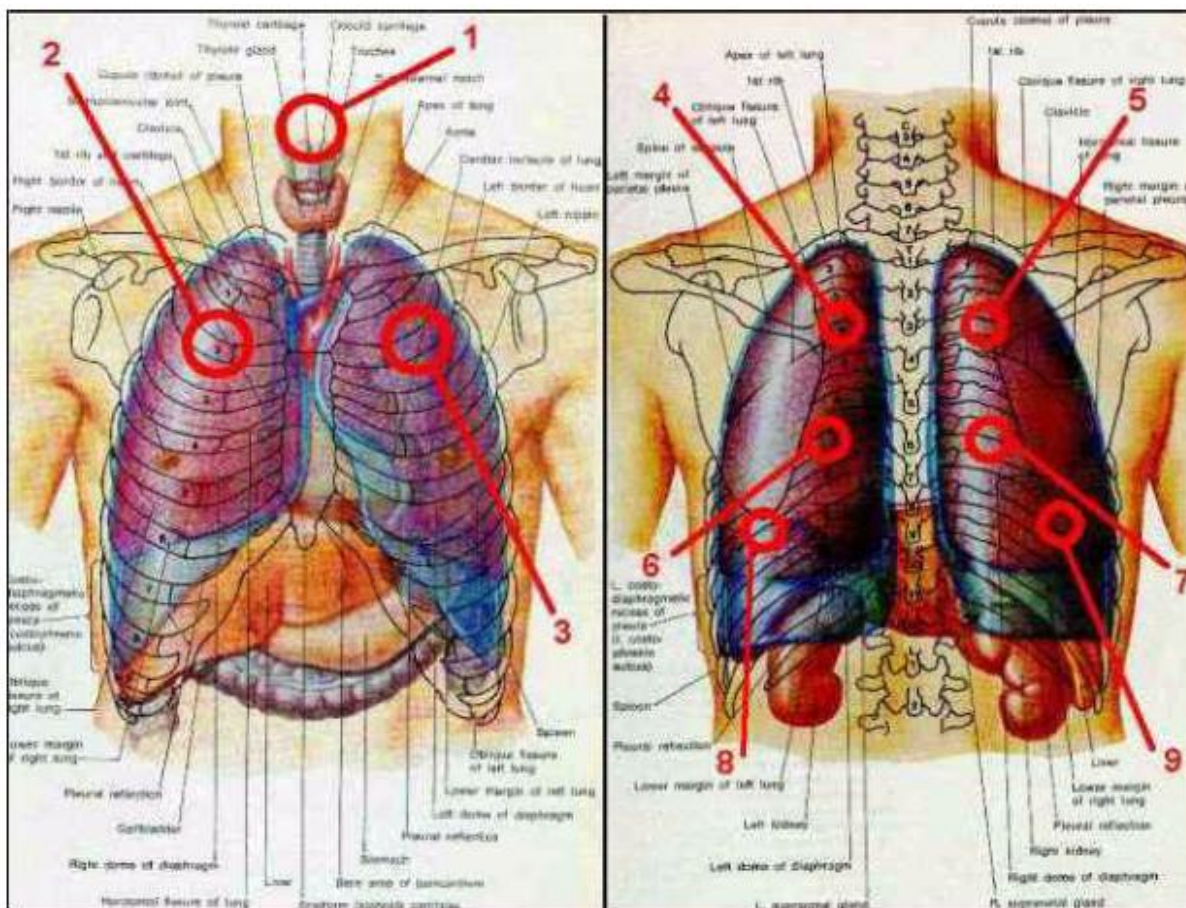
Num estudo retrospectivo realizado no Brasil a partir das publicações do *Jornal de Pneumologia* (órgão oficial da Sociedade Brasileira de Pneumologia), no período de 1985 a 1997, Mariani et al. (1998) observaram a utilização de 16 denominações diferentes para os sons descontínuos (*fine crackles* e *course crackles*) e 14 nomenclaturas distintas para os sons contínuos (*wheezes* e *rhonchus*), evidenciando a dificuldade de se realizar estudos comparativos.

## 2.1 ORIGEM E CARACTERÍSTICA DOS SONS RESPIRATÓRIOS

As origens dos sons gerados durante a respiração são variadas e ainda não completamente claras. Durante a respiração, em uma pessoa que não apresenta problemas respiratórios, tanto a variação mecânica do aparelho respiratório em si quanto o fluxo gasoso que percorre todos os órgãos deste aparelho, geram vibrações que se localizam dentro da gama de frequências audíveis pelo homem. Esses tipos de sons respiratórios diferem entre si pelas regiões do aparelho respiratório em que são produzidos e, conseqüentemente, pelos locais em que são auscultados (Sovijärvi, 2000).

Os sons respiratórios normais são produzidos pela turbulência do ar nos brônquios, bronquíolos e condutos alveolares, sendo que nos canais de menor seção, a velocidade do gás torna-se menor do que a velocidade necessária para provocar uma turbulência. Nessas regiões, acredita-se que o fluxo do ar seja laminar e silencioso. O ruído resultante captado nas proximidades das vias aéreas superiores tem uma ampla faixa de frequências.

Em clínica médica, a ausculta pulmonar é efetuada basicamente em nove lugares do tórax. A figura 2 ilustra essas nove regiões para ausculta. Região traqueal e oito regiões da parede do tórax: antero-superior direita, antero-superior esquerda, pósterio-superior direita, pósterio-superior esquerda, pósterio-medial direita, pósterio-medial esquerdo, região pósterio-inferior direito e região pósterio-inferior esquerdo.



**Figura 2 - Regiões de Ausculta Pulmonar: (1) Região traqueal; (2) Região ântero-superior direita da parede do tórax; (3) Região ântero-superior esquerda da parede do tórax; (4) Região pósterio-superior direita da parede do tórax; (5) Região pósterio-superior esquerda da parede do tórax; (6) Região pósterio-medial direita da parede do tórax; (7) Região pósterio-medial esquerda da parede do tórax; (8) Região pósterio-inferior direita da parede do tórax; (9) Região pósterio-inferior esquerda da parede do tórax.**

Se captados na superfície da caixa torácica, após serem filtrados pelos diversos tecidos do pulmão e do tórax, que acusticamente atuam como um filtro passa-baixas, esses sons terão as principais componentes espectrais em freqüências de até 200 – 250Hz. Além disso, essas freqüências normalmente contêm componentes espectrais dos artefatos de movimento e do coração. Quando esses sons são captados na traquéia, observa-se que há pouca filtragem do sinal, possibilitando a gravação de sons com freqüências de até 1200 Hz (Sovijärvi, 2000).

### 2.1.1 Sons anormais

Grande parte dos estudos relacionados aos sons pulmonares concentra-se na busca de relações entre os sons anormais e adventícios adquiridos e as alterações fisiológicas dos órgãos do sistema respiratório, provocadas por possíveis patologias.

Quando a anomalia de algum tecido provoca uma alteração no fluxo gasoso, observam-se desvios nas componentes espectrais quando comparadas com as componentes espectrais de um som normal. Malmberg et al. (1994) observaram um aumento nas componentes de maior frequência nos pacientes com obstrução brônquica, como, por exemplo, a asma. Durante a broncodilatação, essas componentes deslocam-se para frequências mais baixas. É provável que a inflamação alérgica nas vias aéreas dos pacientes com asma cause mudanças nos tecidos mucosos dos brônquios, que alteram a dinâmica do fluxo de ar, produzindo turbulências durante a respiração.

Sons pulmonares com intensidade e frequências altas e com uma prolongada fase expiratória são tipicamente observadas em doenças relacionadas com obstrução das vias aéreas, tais como asma e bronquite crônica. Esses sons anormais possuem componentes elevadas em frequências de até 600-1000Hz, quando capturadas na parte posterior do tórax. Nas Doenças Pulmonares Obstrutivas Crônicas (DPOC) como o enfisema, dois fenômenos são observados: uma redução da intensidade do som, que pode ser atribuído à redução do fluxo de ar (Malmberg et al., 1994), e uma atenuação das frequências mais elevadas do que as observadas nos sons normais, que pode ser atribuído à alteração dos efeitos de filtragem das altas frequências dos tecidos afetados pelo enfisema pulmonar (Scherur et al., 1992).

### 2.1.2 Sons adventícios

Os sons adventícios são os ruídos superpostos aos da respiração normal, caracterizados por intensidade e faixa de frequência distintas. São classificados como contínuos (sibilos) e descontínuos (crepitanes) e sua presença indica anormalidades no sistema respiratório.

#### 2.1.2.1 Sons crepitanes – crackles



O ruído de crepitação é talvez o mais útil para o diagnóstico clínico (Pasterkamp et al., 1997). O primeiro passo para a elucidação do mecanismo de produção fisiológica do ruído de crepitação, foi dado por Forgacs (1967), que descreveu esse som como uma série de pequenas explosões, escutadas mais frequentemente durante a inspiração. Forgacs sugere que a crepitação inspiratória coincide com a abertura repentina das vias aéreas em regiões obstruídas do pulmão. Sua conjectura era de que a seqüência e a temporização de cada ruído de crepitação é determinada pela tensão elástica requerida para abrir individualmente cada via aérea e que é acionada recorrentemente por um evento de mudança de volume ou pressão, não sendo modificada pela gravidade.

No transcorrer do processo de inspiração, a tensão nas paredes das vias aéreas aumenta radicalmente. Quando o gradiente de pressão transpulmonar atinge um valor crítico, a via aérea abre abruptamente e segue-se uma rápida equalização entre os lados de baixa e alta pressão. A crepitação é gerada durante esse breve período de equalização, quando o gás passa por um transiente de oscilação. Se uma crepitação individual é gerada pela abertura de uma simples via aérea, sua ordem no tempo deve estar vinculada à tensão elástica do pulmão para abrir a via aérea, que ainda deve estar relacionada ao volume do pulmão e à pressão transpulmonar (Alencar, 1999).

Em uma investigação mais detalhada, Nath e Capel (1974) testaram essa hipótese. Mediram e ordenaram o ruído de crepitação de seis pacientes que mostraram um padrão de crepitação inspiratório repetitivo. Todos os pacientes apresentavam anormalidades clínicas, radiológicas e funcionais dos pulmões (asbestose, fibrose alveolar, escleroderma e eritematose de *lupus* sistêmico). Os ruídos de crepitação foram gravados juntamente com a pressão transpulmonar, o volume inspirado e a taxa do fluxo inspiratório. Eles procuravam por crepitações individuais que pudessem ser identificadas em inspirações subseqüentes, ou seja, crepitação indexada. Seus resultados conduziram a uma relação próxima entre o surgimento de crepitação indexada, o volume pulmonar e a pressão transpulmonar, mas nenhuma correlação foi observada entre o surgimento de um ruído de crepitação e o tempo inspiratório ou a taxa de fluxo. Isso, por si só, fornece um suporte para a teoria de Forgacs, na qual a reabertura explosiva de pequenas vias aéreas anteriormente fechadas por forças superficiais, provocam esses sons. Outras investigações usando pulmões extraídos de cachorros (Munakata et al., 1986) e

modelos de pulmão (Mori et al., 1980), confirmaram essa hipótese.

Os ruídos de crepitação são comumente encontrados numa ampla faixa de frequência localizada entre 100 e 2000 Hz (Murphy, 1977; Gavriely, 1995) e são atualmente classificados segundo a sua duração em: crepitação fina (*fine crackle*) para ruídos com duração menor que 10 ms e crepitação grossa (*coarse crackle*) quando a duração é maior que 10 ms.

#### 2.1.2.2 Sibilos – wheezes

Sibilo é talvez um dos termos mais amplamente utilizados na medicina respiratória. A cada ano, novas publicações referem-se aos sibilos como indicadores de obstrução das vias aéreas em crianças, como parâmetro para medir a severidade da asma e como classificação na investigação epidemiológica, entre outros (Pasterkamp, 1997).

Os mecanismos fisiológicos da geração desses sons não são totalmente claros. O movimento das secreções das vias aéreas tem uma relevante colaboração, mas acredita-se que a vibração das paredes das vias aéreas seja mais significativa nesse processo.

Diversos modelos foram testados na tentativa de avaliar a interferência dos sibilos no fluxo do ar. Grotberg e Davis (1980) observaram no seu modelo que o fluxo é sempre limitado na presença dos sibilos. No entanto, perceberam também limitação do fluxo na ausência dos sibilos. Graviely e Grotberg (1988) testaram a influência dos sibilos no pulmão de um animal, num modelo de tubos colapsáveis e em pessoas saudáveis durante uma expiração forçada (Graviely et al., 1989), e concluíram que a limitação do fluxo era devido à presença do sibilo e que pressões transpulmonares altas foram necessárias para transpor a região de estrangulamento em pessoas saudáveis. O modelo de tubos colapsáveis permitiu observar que fatores como a espessura da parede das vias aéreas, rigidez, curvatura e tensão longitudinal influenciam na frequência dos sibilos.

Os sibilos podem ser reproduzidos na expiração forçada de pessoas saudáveis (Beck e Graviely, 1990) e podem ser usados para investigar os mecanismos fisiológicos. O número limitado de componentes discretas de frequências sugerem que a fonte dos sibilos nas expirações forçadas esteja nas vias aéreas de maior diâmetro (Kramam, 1983).

O som musical dos sibilos é formado por uma freqüência fundamental bem definida que pode ser facilmente reconhecido pelo ouvido quando está fora da faixa dos sons normais da respiração. De acordo com recentes definições do American Thoracic Society - ATS, os sibilos apresentam uma freqüência dominante em 400 Hz ou mais, e utiliza-se a expressão “contínuos” para expressar sibilos com duração maior que 200 ms. No entanto, os resultados obtidos por alguns pesquisadores divergem dessas referências. Gabriely et al. (1984) observaram os sibilos entre 80 a 1600 Hz e Pasterkamp et al. (1985) observaram sibilos entre 350 e 950 Hz e duração entre 80 e 100 ms. De acordo com a nomenclatura estabelecida pelo CORSA e adotada nesse trabalho, a freqüência fundamental dos sibilos situa-se acima dos 100Hz, com duração maior que 100 ms.

### 2.1.2.3 Outros sons adventícios

Os roncos (*rhonchus*) são constituídos por sibilos de mais baixa freqüência - menor que 300 Hz, portanto, mais graves, com uma duração maior que 100 ms, e originam-se nas vibrações das paredes brônquicas, quando há estreitamento destes ductos, seja por espasmo ou edema da parede ou secreção nela aderida, como ocorre na asma brônquica, nas bronquites, nas bronquiectasias e nas obstruções localizadas (Sovijärvi, 2000).

O estridor (*stridor*) é um sibilo de alta intensidade produzido pela semi-obstrução da laringe ou da traquéia, fato que pode ser provocado por difteria, laringites agudas, câncer da laringe e estenose da traquéia (Sovijärvi, 2000).

O *squawk* é um sibilo curto, observado na fase inspiratória da respiração. Eles ainda não foram muito estudados, mas o que se observou é que aparecem frequentemente precedidos de uma crepitação, sugerindo que eles podem ser gerados a partir do movimento de oscilação causado pela abertura da via aérea (Pasterkamp, 1997).

Outro tipo de som adventício é o caracterizado pelo atrito pleural. Em condições normais, os tecidos visceral e parietal da pleura deslizam um sobre o outro durante os movimentos respiratórios sem produzir qualquer ruído. Nos casos de pleurite, por se recobrirem de exsudato, passam a produzir ruído irregular, descontínuo, mais intenso na inspiração. Representa um som de duração maior e freqüência baixa. Esses sons são sincronizados com os movimentos respiratórios e

são modificados de acordo com a postura e o padrão respiratório estabelecido (Sovijärvi, 2000).

Existem ainda outros sons, tais como a tosse e o ronco noturno, que podem servir para avaliar a situação fisiológica do sistema respiratório. No entanto, como esses sons apresentam alta intensidade e dispensam a utilização de um instrumento de ausculta, não farão parte do escopo desse trabalho e não serão considerados no estudo da resposta em frequência e na sensibilidade do sistema de captação dos sons respiratórios desenvolvido.

A tabela 3 apresenta um resumo dos principais sons adventícios, obtidos a partir de (Alencar, 1999), (Pasterkamp et al., 1997), (Sovijärvi et al., 2000), (Murphy, 1977).

## 2.2 TRANSDUTORES PARA CAPTAÇÃO DOS SONS RESPIRATÓRIOS

Dois tipos de transdutores são comumente usados para a gravação de sons pulmonares: os microfones de eletreto e os acelerômetros (Pasterkamp et al., 1993). Os microfones de eletreto são largamente empregados em gravações de voz e música. Quando acoplados adequadamente à pele através de uma campânula, similar ao dos estetoscópios, tornam-se sensíveis aos sons pulmonares. Os acelerômetros são também utilizados nas pesquisas com sons pulmonares e são calibrados num plano de vibração, de acordo com as componentes axiais que se deseja medir.

No estudo realizado por Kraman et al. (2006), foram testados cinco estetoscópios eletrônicos citados em publicações sobre gravação de sons pulmonares nos últimos dez anos. Dois modelos empregam acelerômetros como princípio de transdução: Siemens EMT 25C e PPG 201; e três utilizando microfones de eletreto fixados numa campânula para o acoplamento acústico: (1) Littman diaphragm com Radio-Shack 33-1052; (2) Sony ECM-T150 com microfone de eletreto fixado numa campânula com formato cilíndrico de 5, 10 e 15 mm de diâmetro e formato cônico de 15 mm de diâmetro, para acoplamento acústico; e (3) Andries Tek Eletronic.

**Tabela 3: Principais sons respiratórios produzidos dentro da caixa torácica.**

sons		mecanismos	origem	acústica	relevância
contínuos	crepitação fina	relaxação da tensão nas vias aéreas de menor diâmetro	vias aéreas centrais e baixas	100 – 2000 Hz duração menor que 10ms	fechamento de vias aéreas pequenas, secreção
	crepitação grossa	relaxação da tensão nas vias aéreas de maior diâmetro	grandes vias aéreas	100 – 2000 Hz duração maior que 10ms	fechamento de vias aéreas grandes, secreção espessa
descontínuos	sibilos	vibração nas paredes das vias aéreas de menor calibre	vias aéreas centrais e baixas	100 – 1000 Hz duração típica de 100ms	obstrução de vias aéreas, limitação de fluxo
	roncos	vibração nas paredes das vias aéreas de maior calibre	grandes vias aéreas	Tipicamente 300 Hz com duração de 100 ms	secreção, anormalidade nas vias aéreas
Ruído normal		Turbulência da passagem do ar	vias aéreas	80 – 1000 Hz	

O método adotado nesse estudo difere-se de um estudo similar publicado pelos mesmos pesquisadores em 1993 (Pasterkamp et al., 1993), quanto à forma utilizada para geração dos sons. Em 1993, sete sensores foram testados, três acelerômetros e quatro microfones de eletreto, fixando-os através de uma fita adesiva de dupla face na parte póstero-inferior da caixa torácica, onde se determinou, com o auxílio de um estetoscópio, o local de máxima intensidade de som. Foram realizadas gravações de seis inspirações/expirações numa taxa de fluxo de  $2,0 \pm 0,5$  L/s em três homens com idade entre 24 e 47 anos, não fumantes e sem histórico de problemas respiratórios no mês anterior ao experimento.

Na época, os resultados confirmaram as já conhecidas características espectrais dos sons normais (Kraman, 1985), mostrando que 99% da intensidade sonora está abaixo de 600 Hz, e grandes amplitudes são encontradas entre 100 e 300 Hz. Para as frequências menores que 400 Hz, observou-se uma grande similaridade de sensibilidade entre os sons capturados com acelerômetros e microfones. Para as frequências maiores, constatou-se uma acentuada atenuação na potência espectral dos sons adquiridos com os microfones de eletreto, sendo que o equipamento de gravação foi projetado para adquirir sons com frequências de até 2.000 Hz.

Segundo as especificações dos fabricantes dos microfones utilizados no

estudo, as suas freqüências de resposta superam os 10 kHz quando testados em campo aberto, ou seja, uma das possíveis justificativas para a queda da sensibilidade nas freqüências mais altas seria a seletiva atenuação causada pelo acoplamento acústico entre o microfone e a superfície da caixa torácica.

Em um estudo publicado em 2006, Kramam e seus colaboradores reconhecem uma limitação da metodologia utilizada em 1993 (Pasterkamp et. al), devido à ausência de uma fonte sonora padrão que pudesse ser usada para caracterizar os sensores. O uso da respiração humana como fonte sonora impossibilita a repetibilidade das medições e a comparação dos resultados entre diferentes laboratórios, pois ainda que se estabeleça um padrão respiratório sobre limitadas condições de controle, a respiração normal de uma pessoa é bastante variável, havendo ainda a presença de ruídos do coração, intestino e músculos.

Nesse novo estudo, utilizaram como fonte sonora o *bioacoustic transducer tester* – *BATT* (Kraman, 2006), composto de um alto-falante fechado numa estrutura rígida e coberta com um poliuretano visco-elástico que simula as características e as propriedades da pele e dos tecidos subcutâneos. Para determinar a freqüência de resposta dos sensores, aplicou-se no alto falante um ruído branco (plano com  $\pm 2$  dB entre 30 e 4000 Hz) e amplificado para um nível de 6 dB acima da amplitude dos sons normalmente captados sobre a traquéia. A gravação foi realizada numa sala anecóica e os transdutores testados foram sempre posicionados numa marca central pré-estabelecida na superfície do *bioacoustic transducer tester* - *BATT*.

Os resultados mostraram que os transdutores foram sensíveis na escala de freqüência situada entre 200 e 1000 Hz. Os estetoscópios Sony ECM T150 e Littman diaphragma apresentaram uma resposta praticamente plana nessas freqüências, sendo que os demais apresentaram ondulação diversas nas suas freqüências de resposta. Todos os sensores, exceto Andries Tek, apresentaram alguma sensibilidade para freqüências de até 2 kHz. O PPG 201 apresentou uma alta sensibilidade para freqüências de até 4 kHz. As diferenças observadas no espectro dos sons obtidos pelo microfone Sony ECM T150 com diferentes tamanhos e formatos dos acopladores acústicos foram insignificantes ( $< 3$  dB).

As respostas em freqüência dos diversos estetoscópios não permitem concluir qual é o melhor transdutor a ser utilizado. Na prática médica, nem sempre é necessário realizar captação de todas as componentes espectrais do sinal, pois quase sempre o profissional da área está interessado em fazer comparações da

amplitude dos sons em diferentes locais.

Pasterkamp, em seu estudo de 1993, além de avaliar a sensibilidade e a resposta em frequência na comparação dos transdutores, considera também o seu tamanho, sua durabilidade e o seu custo, itens em que os microfones de eletreto apresentaram uma expressiva vantagem e que colaboraram para sua escolha nesse trabalho.

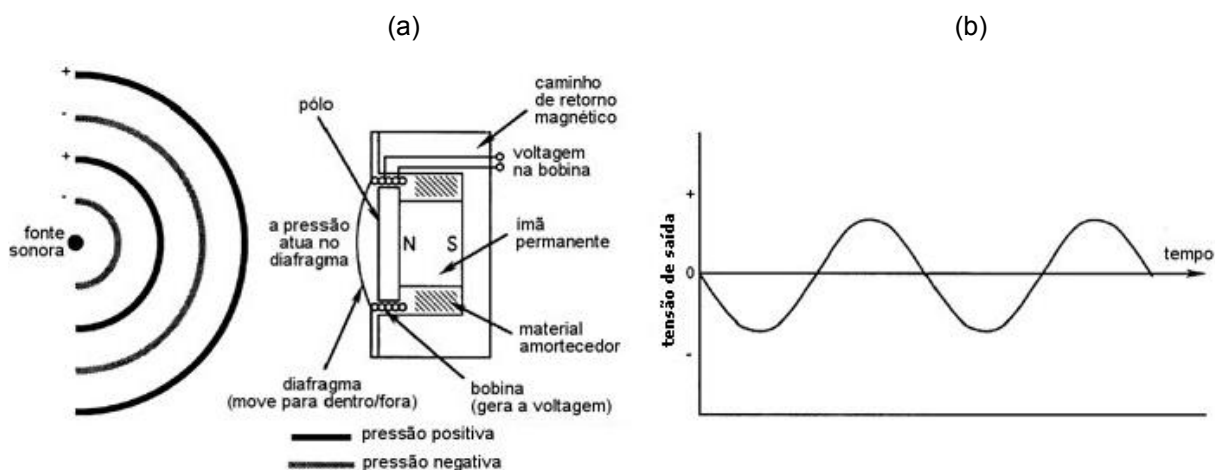
### 2.2.1 Características dos microfones utilizados

As características de um microfone são definidas em função do princípio de transdução que ele utiliza. Basicamente, os microfones podem ser: piezoresistivo (carbono), piezoelétrico (cerâmico ou à cristal), eletromagnético (ímã móvel), eletrodinâmico (bobina móvel) e eletrostático (condensador ou eletreto) (Davi e Jones, 1993).

A variedade de transdutores possibilita a construção de microfones para as mais diversas aplicações, sendo que na escolha de um microfone deve-se avaliar a aplicação prática, a impedância dos circuitos, resposta em frequência, resistência mecânica, diagrama polar, níveis de pressão sonora, distorção harmônica, resposta a transientes, ruído de fundo, ruído mecânico, temperatura e umidade.

Os microfones de eletreto, cuja representação da estrutura interna encontra-se na figura 3(a), utilizam um diafragma condutivo e uma placa paralela fixa (*backplate*) carregada eletricamente para formar um capacitor sensível às variações de pressão.

O diafragma pode ser de plástico coberto de um material condutor muito fino. A placa fixa é de metal rígido. Quando uma diferença de potencial é aplicada, um campo elétrico é formada entre o diafragma e a placa posterior, proporcional a distância existente entre eles. Um deslocamento do diafragma produz uma alteração dessa distância provocando uma alteração na diferença de potencial nos terminais do microfone, como mostra a figura 3(b).



**Figura 3 – (a) Representação da estrutura interna de um microfone de eletreto e componentes externos necessários para seu funcionamento, expostos às variações de pressão de uma fonte sonora. (b) Representação do tensão de saída do microfone após ser sensibilizado pela fonte sonora (tradução do catálogo AKG, Harman International, 2001).**

A pequena massa do diafragma contribui com movimentos de pouca inércia, aumentando a sua capacidade de resposta às rápidas variações de pressão. Essa característica torna esses microfones bastante sensíveis a baixos níveis de pressão sonora e possibilitam uma resposta satisfatória nas frequências mais elevadas.

A norma internacional IEC 179 (International Electrotechnical Commission) é o padrão utilizado para sensores de pressão sonora de precisão, e refere-se a medidas em campo aberto. Para sensores utilizados em fonocardiografia, existe um conjunto de recomendações e cuidados necessários para auxiliar na escolha de um transdutor (Charbonneau, 1982). Essas recomendações são definições que podem ser aplicadas a qualquer sensor acústico e estão relacionadas ao princípio de transdução e a qualidade dos materiais empregados: sensibilidade, resposta em frequência, faixa dinâmica, relação sinal ruído e distorção harmônica. A seguir, serão tratadas em linhas gerais, cada um desses parâmetros.

#### 2.2.1.1 Sensibilidade

A sensibilidade ( $S$ ) é definida como a tensão gerada pelo microfone quando esse é excitado por uma fonte sonora com pressão e frequência pré estabelecida.

As pressões sonoras de referência mais utilizadas são de 1 Pa (Pascal), que equivale a 94 dB ou a 10 dinas/cm<sup>2</sup> e 0,1 Pa, que equivale a 74 dB ou 1 dina/cm<sup>2</sup> na



freqüência de 1 kHz.

Nessas condições, mede-se a tensão de saída no microfone, sem carga, e então, define-se a sensibilidade nominal, em mV/Pa ou em decibels relativos a 1 V (dBV), conforme descreve a equação 1:

$$S(dB)=20\cdot\log\frac{V_{out}}{V_{ref}} \quad \text{ou} \quad S(dBV)=20\cdot\log\frac{V_{out}}{1V} \quad (\text{equação 1})$$

onde  $S$  é a sensibilidade e  $V_{out}$  é a tensão de saída no microfone.

#### 2.2.1.2 Resposta em freqüência

A resposta em freqüência de um microfone expressa o comportamento do dispositivo em uma dada faixa de freqüências. Quando um microfone responde a toda a faixa de freqüência dos sons audíveis com mínimas variações de amplitude, diz-se que possui uma resposta plana (*flat*), ou seja, é capaz de captar um sinal sonoro sem atenuar ou amplificar determinadas faixas de freqüência. Para a captação dos sons respiratórios, é necessário que o microfone apresente uma resposta plana na faixa de freqüência compreendida entre 60 e 6 kHz (Vannuccini, 2000), característica comum na maioria dos microfones de eletreto comercializados.

#### 2.2.1.3 Faixa dinâmica

A faixa dinâmica é a diferença entre a maior e a menor pressão sonora que um microfone é capaz de captar. Devido ao formato do espectro de potência dos sons respiratórios, faz-se necessário utilizar microfones com faixa dinâmica entre 40 e 60 dB, sendo que esse valor precisa ser compatível com as características da faixa dinâmica de entrada do conversor analógico-digital - ADC (Groom, 1970).

#### 2.2.1.4 Relação sinal ruído

A relação sinal/ruído (SNR) é a razão entre a tensão de saída produzida por um microfone excitado por uma fonte sonora com intensidade de 1 Pa e freqüência

de 1 kHz e a tensão de saída produzida na ausência da fonte sonora (ruído). A SNR nunca pode ser menor que uma determinada parcela do sinal adquirido. Recomenda-se a utilização de microfones com a maior SNR possível, sendo que os microfones de alta qualidade apresentam uma SNR próxima de 70 dB (Cheetham, 2000).

Pasterkamp et al. (1997) levantaram as características *in situ* de diferentes microfones fixados no tórax. O ruído foi determinado no instante de mínimo fluxo de ar (0-0,1 L/s). Nessas condições, eles observaram que a SNR do sistema completo foi menor que as especificações fornecidas pelos fabricantes (de 16,4 até 42 dB), sendo que ocorreram variações nas medidas feitas com diferentes pessoas.

#### 2.2.1.5 Distorção harmônica

É uma medida utilizada para avaliar a não-linearidade de um transdutor. Se um sinal de entrada senoidal com frequência  $f$  é aplicada, então, com um transdutor linear, um sinal elétrico de mesma frequência deverá ser obtido. Caso a resposta do transdutor não seja linear, surgirão sinais senoidais com frequências múltiplas de  $f$  (harmônicas).

A distorção harmônica total é THD é uma medida que expressa quanto um sinal de entrada senoidal é afetado pelas distorções harmônicas, conforme descrito pela equação 2:

$$THD = \sqrt{D_2^2 + D_3^2 + \dots} \quad (\text{equação 2})$$

onde  $D_2$ ,  $D_3$ , ... são as amplitudes relativas de cada harmônica. A relação entre a potência de saída  $P$  e a potência da harmônica fundamental  $P_1$ , é dada pela equação 3:

$$P = (1 + THD^2) \cdot P_1 \quad (\text{equação 3})$$

Se THD da frequência fundamental for de 10 %, então  $P = 1.01 \times P_1$ , o qual mostra que a potência de saída é apenas 1% maior que a componente fundamental. Nesse caso, a contribuição das harmônicas com frequências maiores são desprezíveis.

As folhas de especificações técnicas dos microfones nem sempre fornecem essas especificações. Normalmente, indicam o valor da pressão sonora que causará uma distorção maior que um valor pré-fixado, normalmente 0,5%.

### 2.3 TRABALHOS DESENVOLVIDOS PARA A CAPTAÇÃO DOS SONS

O desenvolvimento da tecnologia computacional despertou nas duas últimas décadas um crescente interesse no estudo da acústica respiratória, pois possibilitou realizar novas medidas e extrair informações que até então não eram possíveis de se obter com um simples estetoscópio (Earis, 1992).

Há inúmeros equipamentos comerciais desenvolvidos especificamente para a análise dos sons respiratórios, como por exemplo, o *PNP Fonopneumógrafo*, sistema da *Carex European Group*, Itália; o *Sleep Sound ELENS-DSA* da *B.E.A.Medical*, Bélgica; o *Helsinki Lung Sounds Analyser-HELISA* da *Pulmer Ltda*, Helsinki; o *RALE system* da *PixSoft Inc.*, Canadá; e o *PulmoTrack system* da *Karmel Medical Acoustic Technologies*, Israel, sendo que muitos centros de pesquisas desenvolveram seus próprios aparelhos adequando-os às necessidades da pesquisa.

No final de 2008, a General Electric (GE) anunciou uma parceria com a Deepbreeze para a comercialização de um sistema que transforma um conjunto de sinais sonoros captados ao longo da caixa torácica do paciente numa imagem da dinâmica funcional do pulmão. Os últimos resultados da tecnologia utilizada nesse aparelho (*Vibration Response Imaging – VRI*) foram apresentada no 18º congresso da *European Respiratory Society*, Berlim, outubro de 2008.

Earis e Cheetham (2000) descrevem as práticas comuns que vêm sendo adotadas nos principais centros de pesquisa da Europa para o desenvolvimento de equipamentos para captação e análise dos sons respiratórios. Foram avaliados no seu trabalho 1672 publicações com referências a sons respiratórios, indexadas pelo ILSA entre os anos de 1986 e 1996, com o objetivo de classificar as principais características do *hardware* utilizado no sistema de gravação dos sons respiratórios, destacando o método utilizado para aquisição dos sons, a característica dos filtros eletrônicos utilizados, as características da digitalização, o processo de transferência de dados, o processamento de sinal realizado, a forma de armazenamento, etc.

Destacam-se na seqüência algumas dessas características mais relevantes para o desenvolvimento do *hardware* desse trabalho.

### 2.3.1 Métodos de aquisição do sinal

Nos trabalhos revisados por Earis e Cheetham (2000), os sons foram captados por microfones ou sensores de contato situados próximos da boca, na traquéia e sobre diversos pontos do tórax. Frequentemente, outros sinais fisiológicos foram gravados simultaneamente, como por exemplo, o fluxo do ar nas vias respiratórias, as variações do volume do pulmão e/ou pressão intra-torácica e oximetria. Tipicamente, somente um canal de som é utilizado, no entanto, em alguns trabalhos, dois ou mais canais foram usados (Earis e Cheetham, 2000).

Em um dos mais recentes trabalhos publicados, desenvolveu-se um sistema para a gravação simultânea de 16 canais, que consiste num conjunto de estetoscópios eletrônicos, um condicionador de sinais, um ADC e um computador com um *software* dedicado (Murphy, 2007).

Os estetoscópios eletrônicos foram fixados numa espuma para ser facilmente condicionados no paciente. Os sons gravados através de cada estetoscópio podem ser visualizados simultaneamente numa imagem (figura 4) que representa o local e as características do som em cada região do pulmão através da análise da forma de onda expandida no tempo (TEWA – *Time expanded waveform analysis*). O software permite a análise a energia acústica em função do tempo e detecta automaticamente sibilos, crepitações e roncos.

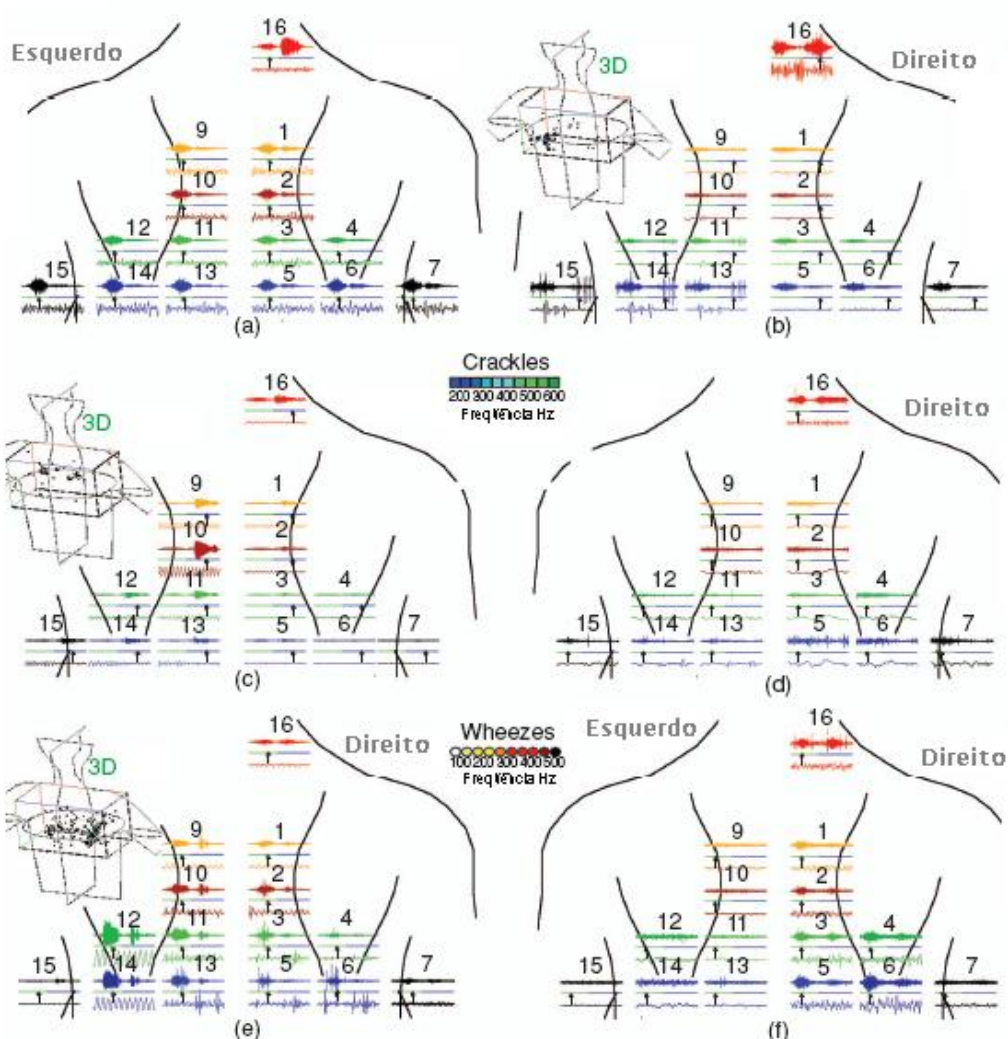


Figura 4 – Visualização anatômica das 16 formas de onda não expandida (em cima) e expandida (embaixo) no tempo, capturadas pelos estetoscópios fixados conforme a numeração. As figuras indicam uma pulmão com : a) som normal; b) crepitação presente na base esquerda nas fases inspiratórias e expiratórias; c) sibilos na fase expiratória; d) som com amplitudes reduzidas e prolongada fase expiratória; e) com crepitação inspiratória em ambas as bases e roncos no lado esquerdo; f) amplitudes reduzidas no lado esquerdo, indicando vias colapsadas (traduzido de Murphy, 2007).

Os sons das vias aéreas superiores (tosse e roncos) foram captados por microfones posicionados nas proximidades da boca (Malmberg et al. 1994). Sons respiratórios e sons adventícios, provenientes das vias aéreas mais baixas, foram captados usando microfones de eletreto ou com sensores de contato. Microfones de eletreto com acoplador acústico foram utilizados em todos os equipamentos analisados nos centros de pesquisa da Europa, mas o tamanho, o formato e as dimensões dos acopladores microfone-tórax variaram de centro para centro. Vários centros utilizaram microfones especialmente desenvolvidos para seus experimentos. Nos centros de pesquisa da América do Norte e Israel, foi observada uma grande

variedade de sensores de contato e acelerômetros, fixados na superfície do tórax por anéis adesivos ou campânulas de borracha.

### 2.3.2 Condicionamento do sinal captado

Para realizar a digitalização e processamento dos sinais respiratórios, os sinais são filtrados de acordo com as frequências de interesse e amplificados para adequá-los a níveis pré-definidos de amplitude.

Os filtros passa-altas são utilizados para eliminar as frequências baixas, normalmente provenientes dos sons do coração, dos vasos de grosso calibre e da musculatura respiratória. Os filtros passa-baixas limitam a frequência máxima do sinal sonoro que será captado, para adequá-lo à frequência de amostragem que será utilizada no processo de digitalização do sinal analógico.

Outra característica importante no projeto do filtro é a escolha de sua ordem, ou seja, a taxa de atenuação com que o sinal analógico será filtrado. Quanto maior a ordem de um filtro mais abrupta é sua curva de resposta nas proximidades da frequência de corte. Numa escala logarítmica, um filtro de 2ª ordem atenua 20 dB por década de frequência, ou seja, os sinais com frequências dez vezes maiores/menores que a frequência de corte serão atenuados 100 vezes, se o filtro for de 4ª ordem, essa atenuação será de 10.000 vezes.

Os filtros analógicos utilizados para selecionar determinadas faixas de frequência variam de centro para centro, de acordo com as particularidades da aplicação.

Os circuitos amplificadores são necessários para adequar o sinal elétrico dos microfones aos níveis de tensão requeridos pelos conversores analógico-digital. Quando o sinal do sensor é muito baixo, muitas vezes faz-se necessária a utilização de um pré-amplificador de sinal para fazer essa adequação em dois estágios. No primeiro estágio, um pré-amplificador é utilizado para aumentar a amplitude do sinal na entrada dos filtros, e num segundo estágio, o sinal de saída do filtro é amplificado novamente para adequá-lo ao ADC.

Na revisão feita por Earis e Cheetham, as frequências de corte dos filtros passa-altas variaram entre 30 e 150 Hz, sendo que os valores mais frequentes ficaram entre 50 e 60 Hz. Para os filtros passa-baixas foram observados valores de frequência de corte entre 1600 e 3000 Hz (Earis e Cheetham, 2000).

No estudo realizado por Yasemin, quatro microfones de eletreto foram utilizados para capturar os sons respiratórios na região posterior do tórax (Yasemin et al., 2003). Um pré-amplificador e filtros de 4ª ordem foram implementados para selecionar os sinais compreendidos entre 80 e 2000 Hz, visando diminuir os efeitos dos sons cardíacos e os ruídos de atrito do sensor com a pele. Pasterkamp e seus colaboradores utilizaram filtros de 4ª ordem para filtrar entre 100 e 2000 Hz os sinais capturados no seu estudo sobre a comparação de sensores (Pasterkamp et al., 1995).

Numa pesquisa realizada por Aiken e seus colaboradores para estudar a atenuação do sinal sonoro no sistema respiratório de porcos, foi inserido através de um alto-falante adaptado ao respirador mecânico conectado à traquéia do animal, uma fonte sonora senoidal com frequência variável entre 50 e 600 Hz, e incrementos de 50 Hz (Aiken et al., 2000). Para avaliar a resposta do conjunto, utilizou-se quatro microfones acomodados num acoplador acústico e fixados na traquéia e sobre a pele, em quatro regiões. O sinal capturado foi condicionado em três estágios: no primeiro o sinal foi amplificado 10,2 vezes, no segundo estágio foi filtrado com um filtro passa-baixas de 1 kHz Butterworth de 8ª ordem e no terceiro, foi amplificado novamente em 10 vezes, para posteriormente ser digitalizado.

### 2.3.3 Conversão analógico - digital (ADC)

O processo de digitalização de um sinal analógico fez-se necessário em todos sistemas desenvolvidos para armazenar e/ou processar esse sinal em uma estrutura computacional. Nesse processo, o sinal analógico é continuamente amostrado num curto período de tempo e quantizado no formato binário, segundo a resolução do conversor. Os ADCs podem ser implementados em diversas topologias e estão disponíveis numa grande variedade de circuitos integrados comerciais. Resumidamente, três características são importantes na escolha de um conversor: resolução, frequência de amostragem e interface de comunicação com outros circuitos (Cheetham et al., 2000).

#### 2.3.3.1 Resolução

A resolução estabelece a qualidade com que se deseja quantizar um sinal

analógico. Os conversores comumente encontrados possuem resoluções de 8, 12, 16 e 24 *bits*. Um conversor de 24 *bits* possibilita quantizar um sinal em 16.777.216 níveis distintos. Se ele for utilizado para digitalizar um sinal analógico com amplitudes entre 0 e 5V, será possível diferenciar sinais com amplitude de 0,298  $\mu$ V.

### 2.3.3.2 Freqüência de amostragem

A freqüência de amostragem estabelece a taxa de repetição com que o sinal analógico será quantizado. Representa o número de amostras que o conversor é capaz de quantizar no intervalo de 1 s.

Conversores com altas freqüências necessitam de uma lógica de conversão e de circuitos internos extremamente rápidos, aumentando o custo de produção. Portanto, para a escolha da freqüência de amostragem deve-se levar em conta a relação custo-benefício. Nyquist estabeleceu um critério para escolha, postulando que a freqüência de amostragem de um conversor precisa ser pelo menos o dobro da máxima freqüência do sinal que se deseja converter. Caso contrário, o número de amostras quantizadas pelo conversor não serão suficientes para caracterizar o sinal original.

Em equipamentos digitais de análise de sinal, como, por exemplo, os osciloscópios, os ADCs possuem freqüências de amostragem superiores a 500 MHz. Nos sistemas de digitalização de som, cuja faixa audível situa-se entre 20 Hz e 20 kHz, os ADCs trabalham com freqüências de aquisição de 8, 11,025, 16, 22,05, 32 ou 44,1 kHz, dependendo da faixa de freqüência de áudio da aplicação. Quanto mais alta a freqüência de aquisição, maior será o volume de dados gerados por segundo e conseqüentemente, maior terá que ser a capacidade de armazenamento e processamento do sistema de controle.

### 2.3.3.3 Interface de comunicação

A interface de comunicação estabelece o modo como os dados serão enviados para o circuito de controle, normalmente um processador. Os ADCs mais rápidos utilizam uma interface paralela para transferência de dados, pois nesse caso, o processador retém uma amostra do sinal em uma ou duas operações de leitura do barramento. Para os sistemas em que o ADC está separado do circuito de



processamento dos sinais ou quando a velocidade de transmissão não é crítica, pode-se optar pela transmissão serial dos dados, através dos diversos protocolos em uso (USB, I<sub>2</sub>C, *firewire*, etc.).

Na revisão feita por Earis e Cheetham (2000), observou-se uma grande variedade nas características da conversão A/D. O número de *bits* das amostras variaram entre 12, 14 e 16 *bits*. A menor frequência de amostragem foi de 4 kHz e a maior foi de 22,05 kHz. Os centros de pesquisas utilizaram placas de som comum tipo “*soundblaster*” para fazer a aquisição ou placas comerciais de aquisição de sinais multi-canal.

No trabalho de Yasemin e colaboradores, já descrito nesse capítulo, utilizou-se uma placa de aquisição NI-DAQ 500 da *National Instruments* (Yasemin et al., 2003). Essa placa possui um ADC de 12 *bits* e foi configurada para trabalhar com uma frequência de amostragem de 4,8 kHz. No estudo sobre a comparação de sensores de Pasterkamp, duas configurações foram utilizadas (Pasterkamp et al., 2006). A primeira aquisição foi realizada por uma placa PCI-MIO-16E-1 da *National Instruments* com uma resolução de 16 *bits* numa frequência de 22,5 kHz. No segundo arranjo, utilizou-se uma placa de som de um computador *iMac* para capturar o sinal com 16 *bits* de resolução e frequência de amostragem de 44,1 kHz.

Um dos requisitos para o desenvolvimento do *hardware* de aquisição dos sinais respiratórios desse trabalho foi a sua portabilidade. A aquisição de sinais de pacientes no ambiente clínico ou dos sinais respiratórios dos porcos em ambiente hospitalar, exigiu o desenvolvimento de uma ferramenta portátil, de fácil instalação e operação. Nesse sentido, optou-se pela escolha de um ADC com interface serial USB, reconhecidos diretamente por qualquer estação de trabalho ou *notebook*.

#### 2.3.4 Interface serial USB

A Universal Serial Bus - USB é uma interface de comunicação que suporta a troca de dados entre um computador (*host*) e um grande número de periféricos acessados simultaneamente. Os equipamentos conectados repartem a banda de transmissão segundo ordem imposta pelo *host*. Toda a comunicação de controle e o fluxo de dados entre o dispositivo externo e o computador ocorre através de um par de fios, D+ e D-.

### 2.3.4.1 Funcionamento básico da interface USB

Quando o *host* (computador) é iniciado, ele interroga todos os dispositivos conectados ao barramento e designa um endereço para cada um. Esse processo é chamado de enumeração. Os dispositivos são também enumerados ao se conectarem ao barramento. Em seguida, o *host* estabelece, a partir das informações recebidas de cada dispositivo, o tipo de transferência de dados que o mesmo deseja realizar: Interrupção - usado em dispositivos que enviarão pouquíssimos dados; *Bulk* - para dispositivos que recebe dados em grandes pacotes, como impressoras, por exemplo, e necessitam de uma correção de erros; ou Isócrono - para dispositivos que necessitam de transmissão contínua, onde os dados fluem entre o dispositivo e o *host* em tempo real, sem correção de erros.

Todos os dispositivos conectados estão continuamente "ouvindo" o barramento e as transações do barramento ocorrem pela transmissão de pacotes de *bits*. Todos os pacotes iniciam com dois componentes de um *byte* cada: um campo de sincronismo (Sync) e uma identificação (PID). O campo de sincronismo gera uma seqüência de *bits* no barramento USB fazendo com que todos os dispositivos conectados sincronizem-se com o *host*. Esse campo aparece no barramento codificado como três pulsos *on/off* seguidos por uma marca de largura de dois *bits*. O *byte* de identificação do pacote contém seis *bits* que definem o tipo da operação que se pretende realizar e dois *bits* que indicam a direção do pacote.

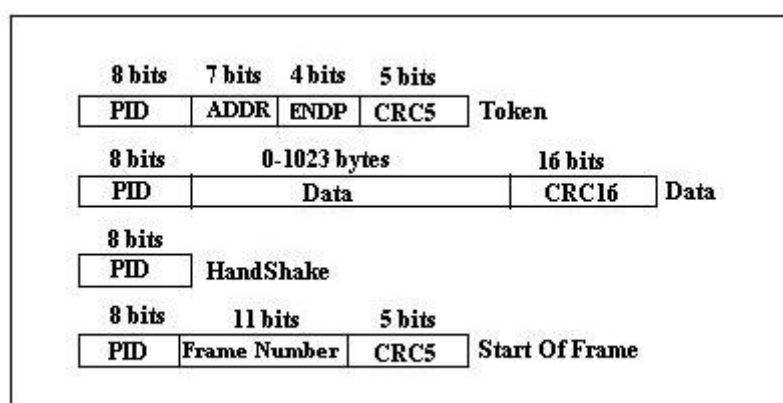


Figura 5 – Pacotes utilizados na comunicação entre o computador (*host*) e os dispositivos periféricos conectados no barramento USB (extraído de USB-IF, 2000).

Todas as transações do barramento envolvem a transmissão de três pacotes: *Token*, *Data* e *Start of Frame* (SOF). Cada transação se inicia quando o controlador

do *host*, envia um "pacote de sinal" *token packet* descrevendo o tipo e a direção da transação (PID), o endereço do dispositivo USB (ADDR) e o endereço da unidade lógica que pode existir no dispositivo (ENDP) - *endpoint*. Um código verificador de erro, *Cyclic Redundancy Check* (CRC), é também enviado no final de cada pacote, para verificar a integridade dos dados.

Dependendo da natureza da operação, o *host* ou o dispositivo envia o pacote de dados. Apesar desse nome, o pacote de dados poderá estar vazio, sem nenhuma informação. A troca de dados finaliza com o recebimento de um "pacote apertado de mão" (*handshake packet*), indicando o sucesso ou não da transferência, *acknowledge* – ACK, *no acknowledge* – NAK ou STALL, sendo que todos os demais dispositivos aguardam o término dessa comunicação.

Os pacotes de dados são os responsáveis pela transmissão da informação e inicia com um campo de sincronismo de um *byte*, seguido por um pacote de identificação (PID). O dado propriamente dito segue em uma seqüência de tamanho entre 0 e 1023 *bytes*.

Pacotes *token* do tipo início de *frame* (SOF) diferem de outros pacotes USB uma vez que eles são do tipo *broadcast*, ou seja, todos os dispositivos do sistema recebem e decodificam esses pacotes, mas não retornam um *acknowledge* - ACK referente a eles. Os onze *bits* que deveriam ser os campos de endereço e *Endpoint* indicam um número do *frame*. O *host* envia um pacote *token* do tipo SOF a cada milissegundo, definindo o início do *frame* USB denominado *one-millisecond*. O *host* atribui números de frames de forma incremental, iniciando com zero e adicionando um a cada *frame* sucessivo. Quando essa contagem atinge o valor máximo de 3.072 (onze *bits*), a mesma é reiniciada.

No computador pessoal, cada função precisa ter um *driver*, normalmente em *software*, responsável por gerar os comandos ou pacotes de dados para o dispositivo associado. O *driver* USB funciona como um provedor de serviços, fornecendo o canal (*pipe*) para roteamento dos dados para as diversas funções.

## 2.4 CAPTAÇÃO DOS SONS NAS VIAS AÉREAS

Alguns estudos apresentam sistemas de captação de som através das vias aéreas, principalmente nas pesquisas relacionadas com os mecanismos de geração dos ruídos de crepitação, associados ao fenômeno da reabertura pulmonar (Alencar,

1999), (Peták et al., 2006), (Hantos et al., 2004).

Uma das razões de se realizar a gravação do som nas vias aéreas está na dificuldade de se captar esses ruídos na superfície do tórax, atenuados durante sua propagação.

Christensen descreve duas causas principais na atenuação da intensidade das ondas sonoras em tecidos biológicos (Christensen, 1985). A primeira é a reflexão causada pela diferença de impedância acústica na interface de tecidos, e a outra, relevante principalmente nos tecidos não pulmonares, é a transformação de parte da energia da onda em calor. O seu estudo, voltado para sons com frequência maiores que 20 kHz, mostra a acentuada atenuação que o som sofre no pulmão devido à grande quantidade de pequenas interfaces ar-tecido que existe na região dos alvéolos. Essas interfaces estabelecem regiões de diferentes impedâncias acústicas que contribuem na reflexão das frentes de onda. Esse fenômeno é mais intenso para as altas frequências, sendo que no diagnóstico por imagem de ultrassom, uma onda com frequência de 1 MHz é considerado impenetrável nas regiões pulmonares.

Diversos estudos foram realizados para captação de ruídos de crepitação *in vitro* de pulmão colapsado. Hantos e colaboradores utilizaram 12 lóbulos de seis pulmões extraídos de cachorros para testar a hipótese de que o mecanismo de recrutamento e a inflexão inferior da curva pressão-volume em pulmões normais são primariamente determinados pelo processo de reabertura das vias aéreas em avalanche (Hantos et al., 2004). No experimento, introduziu-se uma cânula no brônquio principal de um lóbulo do pulmão isolado num recipiente de vidro com pressão controlada, como mostra a figura 6. Foram medidos ciclos da relação pressão-volume e sons de crepitação, através de um pequeno microfone (5 mm de diâmetro) introduzido no brônquio. Os sons foram adquiridos com resolução de 16 *bits* numa frequência de 22,05 kHz.

Posteriormente, foram realizados dois processamentos: (1) utilização de um filtro passa-altas com frequência de corte de 1 kHz para suprimir as componentes de baixa frequência; aumentando a resolução temporal para a identificação de sucessivos ruídos de crepitação que são frequentemente superpostos e portanto, não visualizados nos sinais não filtrados; (2) utilização de um filtro passa-baixas digital com frequência de corte de 60 Hz e posterior eliminação do semi-ciclo negativo, elevando à 2ª potência a amplitude do sinal.

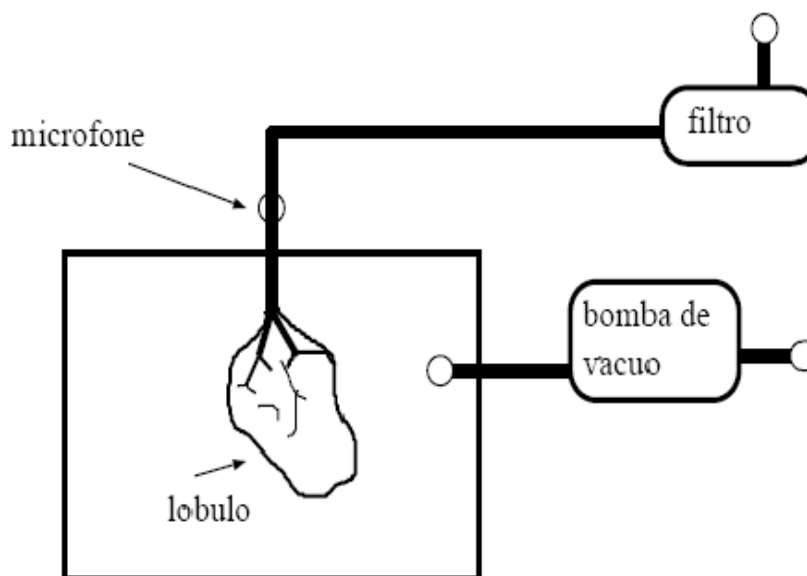


Figura 6. Experimento usado para a coleta dos ruídos de crepitação provenientes de lóbulos isolados de pulmão de cachorro. Uma bomba de vácuo reduz a pressão interna do recipiente, simulando a pressão no interior da caixa torácica durante a inspiração. Um filtro acústico elimina os ruídos externos e um microfone registra o ruído a uma taxa de 22,05 kHz (extraído de Alencar et al., 1999).

A figura 7 mostra os resultados de um segmento do som capturado e dos sinais processado pelos filtros.

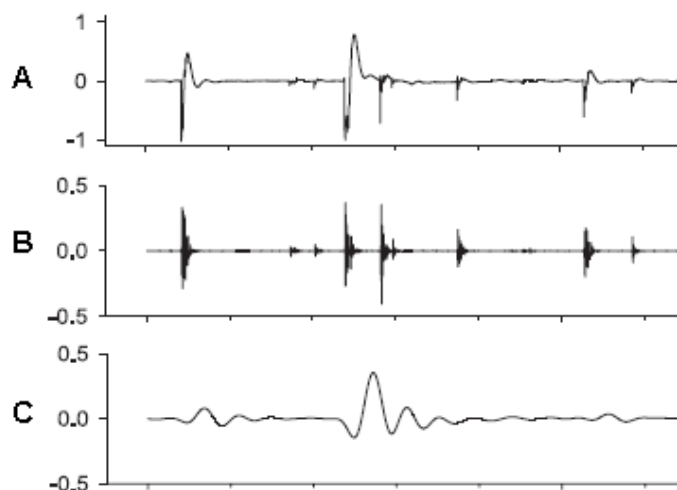
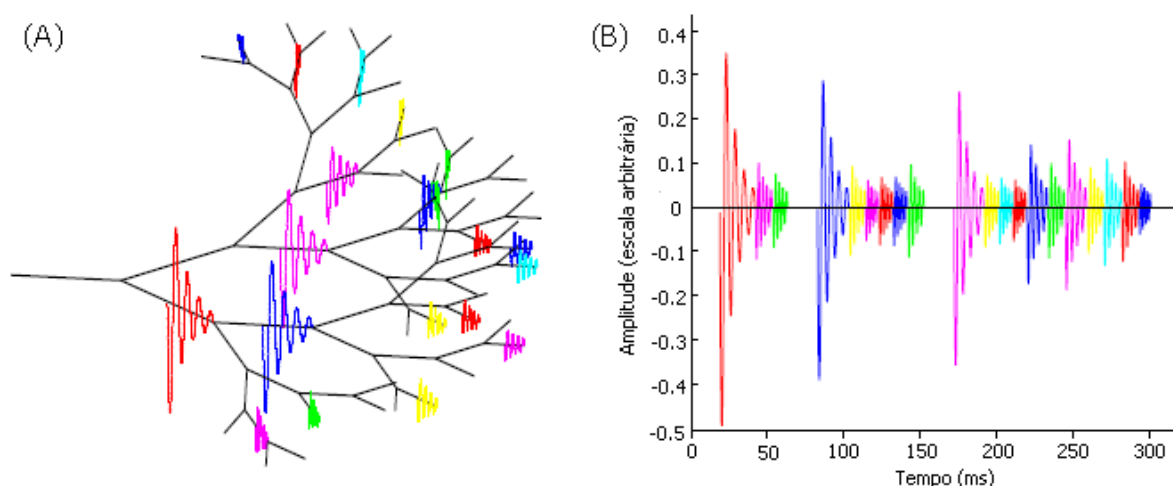


Figura 7 - (A) Pequeno segmento de ruídos de crepitação gravado; (B) visualização das frequências mais altas (>1 kHz); (C) visualização das frequências mais baixas (extraído de Alencar et al., 1999).

Os resultados obtidos mostraram que quando a curva de pressão e volume encontram seus pontos mais baixos, a reabertura massiva de vias aéreas gera uma densa sobreposição de pacotes de onda.

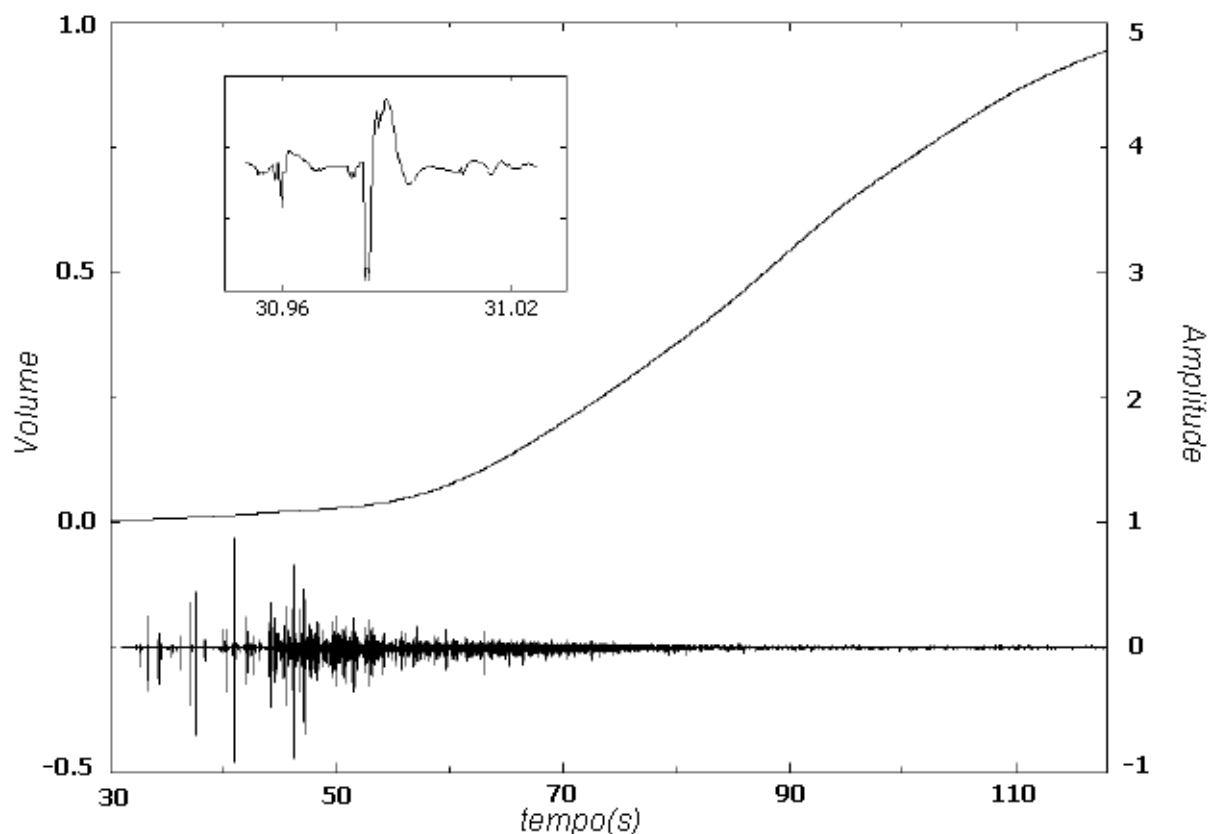
Alencar e colaboradores realizaram a gravação de sons de lóbulos isolados de cachorros para compará-los com um modelo teórico desenvolvido para geração e propagação de sons de crepitação em uma estrutura de ramificação do tipo árvore (Alencar et al., 1999). O esquema da figura 8 mostra um modelo das ondas de crepitação sendo geradas em pontos distintos e propagando-se em uma árvore e a série temporal resultante.



**Figura 8 – Ilustração da modelagem do experimento de crepitação. (A) Modelo de uma árvore pulmonar bidimensional com várias ondas de pressão se propagando; (B) Série temporal obtida a partir desse modelo (extraído de Alencar et al., 1999).**

No modelo de geração e propagação dos ruídos de crepitação, foram feitas algumas simplificações. Os segmentos das vias aéreas foram considerados rígidos, desconsiderando atenuações devido à dissipação de energia nas paredes das vias aéreas. O único mecanismo de atenuação considerado foi a passagem da onda pelas bifurcações. O sentido da propagação da onda foi considerado de baixo para cima da árvore e a reflexão da onda na distribuição de tamanho do pulso de pressão foi desconsiderado.

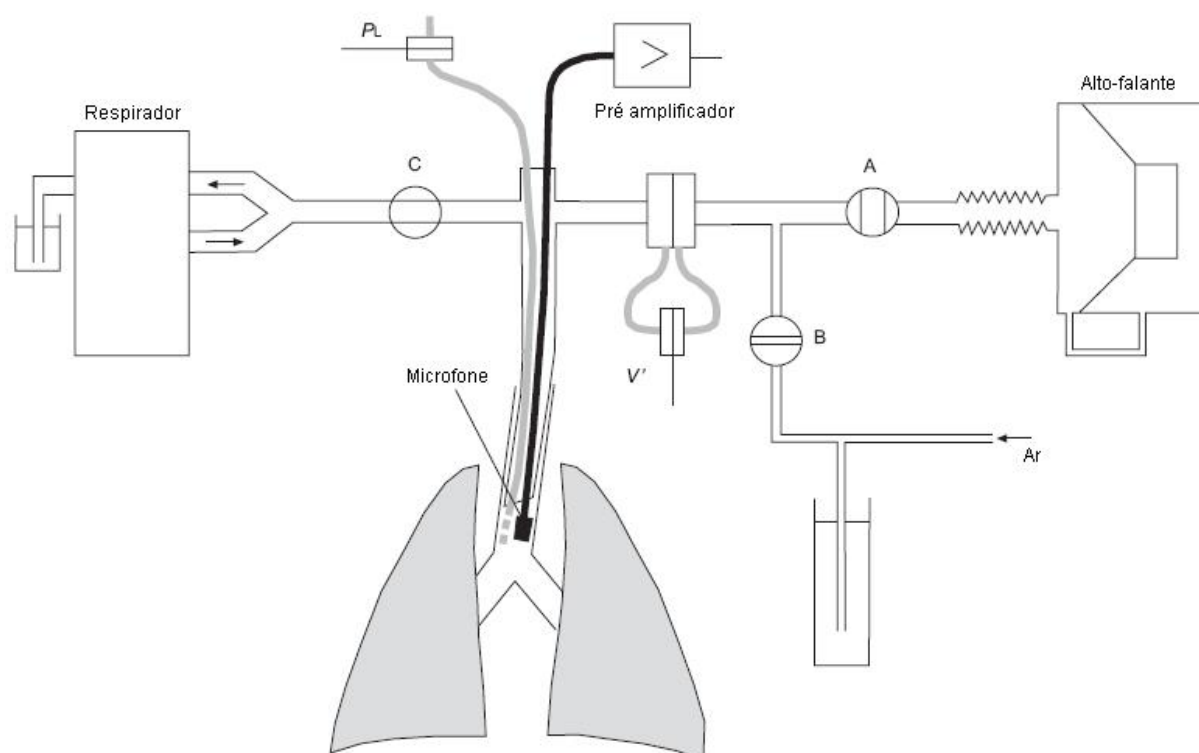
No experimento de Alencar e colaboradores (1999), o lóbulo foi inflado durante 120 s, partindo do seu estado colapsado para sua capacidade total, e os sons foram gravados durante todo o período. A figura 9 mostra o resultado de uma das gravações.



**Figura 9 - Série temporal da intensidade sonora e do volume pulmonar. O gráfico interno é uma ampliação de um pequeno segmento da onda sonora, mostrando inicialmente uma crepitação menor e depois uma maior, ambas consistindo de um pulso negativo seguido por pequenas oscilações (extraído de Alencar et al., 1999).**

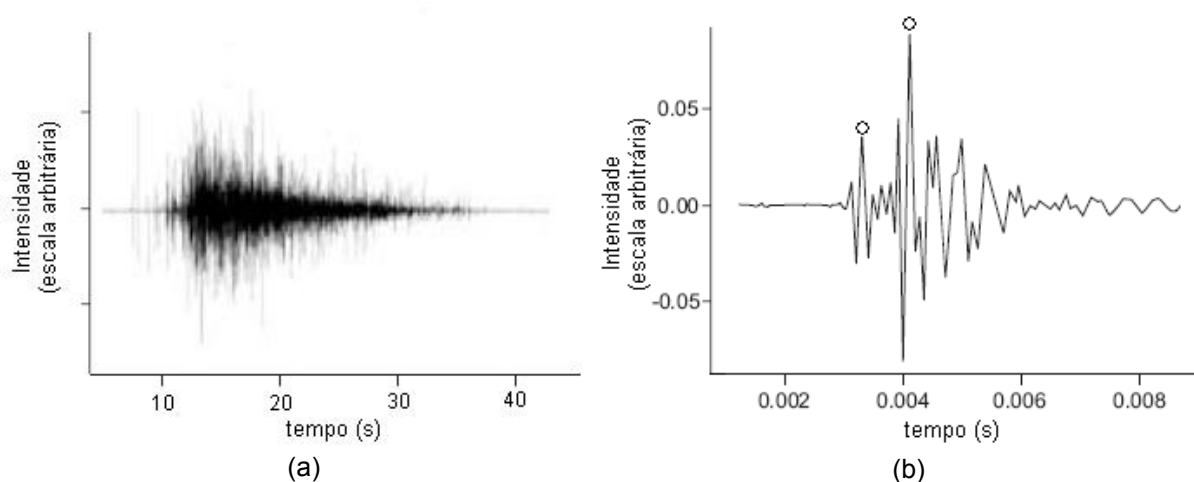
Como resultado, Alencar e colaboradores observaram que é a estrutura do tipo árvore que produz o comportamento de escala na distribuição de tamanho de ruídos de crepitação, e esse comportamento é consequência das sucessivas atenuações sobre os pulsos de pressão, durante sua propagação dentro de uma cascata de bifurcações ao longo da árvore.

No entanto, o potencial das medidas acústicas para a detecção do recrutamento das vias aéreas *in vivo* foi pouco explorado. Peták et al. (2006) realizaram a gravação dos ruídos de crepitação em porcos com respiração controlada, inserindo um pequeno microfone (5 x 5 mm) no final da traquéia, conforme experimento ilustrado na figura 10, na tentativa de avaliar se as gravações dos ruídos de crepitação podem ser usados para avaliar o envolvimento do fechamento das vias aéreas no comprometimento das funções pulmonares *in vivo*.



**Figura 10 – Experimento para medir a impedância pulmonar e os ruídos de crepitação em porcos. As conexões A, B e C foram ajustadas de acordo com as fases da ventilação: forçada ou inflação lenta.  $P_L$ : pressão transpulmonar e  $V'$ : fluxo de ar (traduzido de Peták et al., 2006).**

Os sons capturados foram amplificados, amostrados com uma frequência de 22,05 kHz e selecionados através de um filtro passa-altas com frequência de corte de 2 kHz, na tentativa de eliminar os transientes iniciais de baixa frequência e os ruídos cardíacos. A figura 11 apresenta uma das gravações obtidas no experimento.

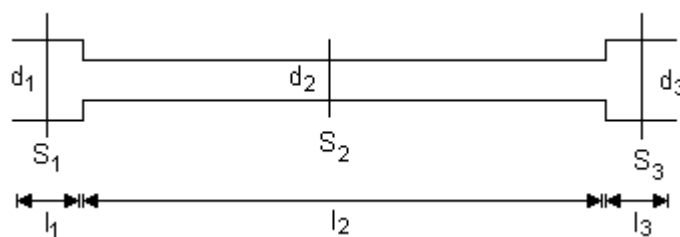


**Figura 11 – Ruídos de crepitação obtidos por Peták. (a) amostra de 45 s do sinal gravado; (b) identificação de dois ruídos de crepitação do sinal gravado (adaptado de Peták et al., 2006).**



Os resultados mostraram que a maioria das crepitações, incluindo as mais intensas, apareceram nos primeiros 15 s da inflação, que durou 45 s. De acordo com o protocolo experimental, o estudo demonstrou que o monitoramento das crepitações na região da traquéia possibilita a quantificação do fechamento das vias aéreas nos recrutamentos subseqüentes. Essas gravações podem ser uma ferramenta importante para o monitoramento das vias aéreas durante a ventilação mecânica, contribuindo para o estabelecimento de uma correta estratégia de ventilação.

Räsänen apresentou um estudo sobre os efeitos do diâmetro, comprimento e pressão de ar na transmissão do som em tubos endo-traqueais (Räsänen et al., 2006). Seu objetivo era conhecer as alterações provocadas pelos tubos a fim de poder distingui-los das alterações causadas pelos tecidos pulmonares, nos experimentos em que transmitia sons pelos tubos do ventilador e captava através de sensores posicionados no tórax de porcos (Räsänen et al., 2005). A figura 12 mostra o modelo esquemático do tubo endo-traqueal utilizado.



**Figura 12 – Modelo esquemático do tubo endo-traqueal com comprimento  $l_2$ , diâmetro  $d_2$  e área de seção  $S_2$ , conectado entre dois tubos de diferentes diâmetros, comprimentos e áreas de seção (modificado de Räsänen et al., 2006).**

A partir da equação da perda da intensidade da pressão sonora ao longo de um tubo (equação 4), Räsänen et al. (2006) desenvolveram um equacionamento para o modelo mostrado na figura 12.

$$T_L = 10 \cdot \log_{10} \left[ \left( \frac{P_{saída}}{P_{entrada}} \right)^2 \right] \quad (\text{equação 4})$$

Onde  $T_L$  é a perda da intensidade de pressão sonora,  $P_{entrada}$  é a pressão do som na entrada do tubo e  $P_{saída}$  é a pressão do som na saída.

Considerando  $l_1=l_3=\infty$  e  $S_1=S_3$  e assumindo uma propagação unidimensional do som, chegaram a uma equação da perda da intensidade da pressão sonora em função das áreas das seções, da frequência do som e do comprimento do tubo

endo-traqueal, como mostra a equação 5.

$$T_L = 10 \cdot \log_{10} \left[ 1 + \frac{1}{4} \cdot \left( \frac{S_1}{S_2} - \frac{S_2}{S_1} \right)^2 \cdot \text{sen}^2 \left( \frac{2 \cdot \Pi \cdot f \cdot l_2}{c} \right) \right] \quad (\text{equação 5})$$

Onde  $T_L$  é a perda da intensidade da pressão sonora,  $S_1$  e  $S_2$  são as áreas da seção dos tubos,  $l$  é o comprimento do tubo,  $f$  é a frequência do som e  $c$  é a velocidade da propagação do som.

A figura 13 mostra o resultado gráfico da simulação numérica da equação 5 para tubos de diferentes comprimentos e diâmetros.

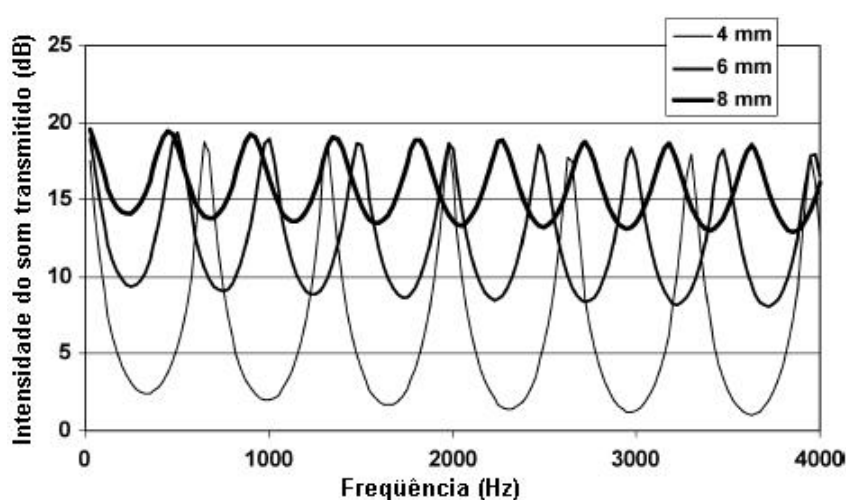


Figura 13 - Resposta em frequência teórica dos três tubos com o efeito do decaimento da intensidade. Tubo 1:  $d=4$  mm,  $l=258$  mm; tubo 2:  $d=6$  mm,  $l=343$  mm; tubo 3:  $d=8$  mm e  $l=375$  mm (traduzido de Räsänen et al. 2006).

Nela é possível observar que as frequências de ressonância estão associadas ao comprimento dos tubos e são determinadas pela equação da propagação de uma onda sonora em um tubo aberto, como mostra a equação 6.

$$f_R = \frac{n \cdot v_S}{2 \cdot l} \quad (\text{equação 6})$$

onde  $f_R$  é a frequência de ressonância,  $v_S$  é a velocidade de propagação do som,  $l$  é o comprimento do tubo e  $n=1,2,3\dots$

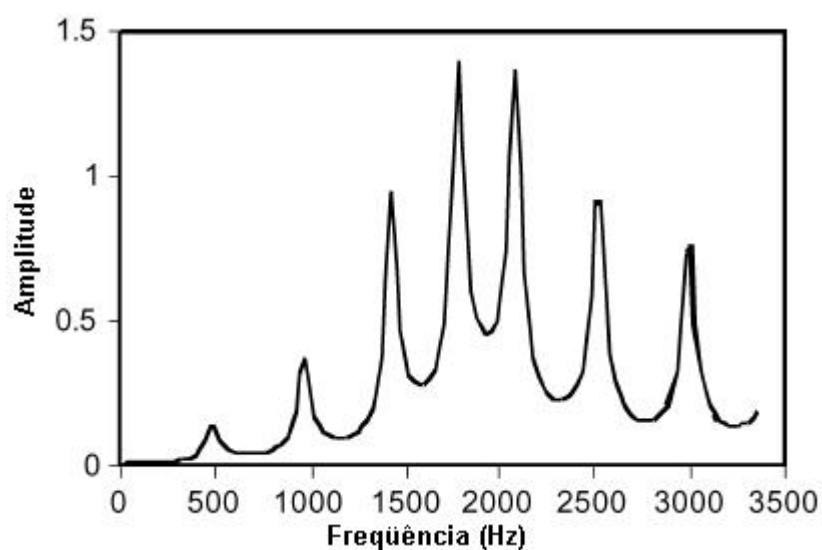
Aplicando-se a equação 6 para o tubo de 8 mm de diâmetro e 375 mm de comprimento, chega-se ao valor de 453 Hz para a frequência de ressonância. O tubo de 4 mm de diâmetro e 258 mm de comprimento produz frequências de ressonâncias múltiplas de 674 Hz, e pode-se concluir que nos tubos mais longos

ocorre uma maior quantidade de picos e vales.

Por outro lado, a mudança do diâmetro dos tubos altera diretamente a amplitude das oscilações da resposta em frequência. Pode-se observar na figura 13 a elevada variação da intensidade do som ocorrida no tubo de 4 mm de diâmetro. Essa característica foi comprovada por Räsänen e colaboradores quando os tubos de 6 e 8 mm de diâmetro foram cortados no mesmo comprimento do tubo de 4 mm.

Nas situações em que o som se propaga ao longo de tubos com diferentes diâmetros (figura 12), ocorre uma variação da intensidade da pressão sonora transmitida em função da relação das diferentes áreas de seção dos tubos. Essa variação é distinta para cada uma das frequências sonoras transmitidas.

A figura 13 mostra o resultado gráfico de uma simulação numérica para um tubo de 6 mm de diâmetro e 343 mm de comprimento, conectado entre dois tubos de diferentes diâmetros e com comprimento finito.



**Figura 14 – Resultado da resposta em frequência teórica do modelo de tubo finito apresentado na figura 12 ( $l_1= 43$  mm,  $d_1= 15,5$  mm,  $l_2= 343$  mm,  $d_2= 6$  mm,  $l_3= 39$  mm,  $d_3= 15,5$  mm ), segundo a equação 5 (traduzido de Räsänen et al., 2006).**

Esses resultados evidenciam a atenuação das frequências menores que 1500 Hz e maiores que 2500 Hz provocadas pela alteração dos diâmetros dos tubos de comprimentos finitos conectados em ambas as extremidades do tubo endotraqueal.

A alteração da pressão do ar nos tubos do ventilador mecânico e a variação da curvatura dos tubos utilizados em seu experimento não modificaram a resposta em frequência dos sons transmitidos.

### 3 METODOLOGIA

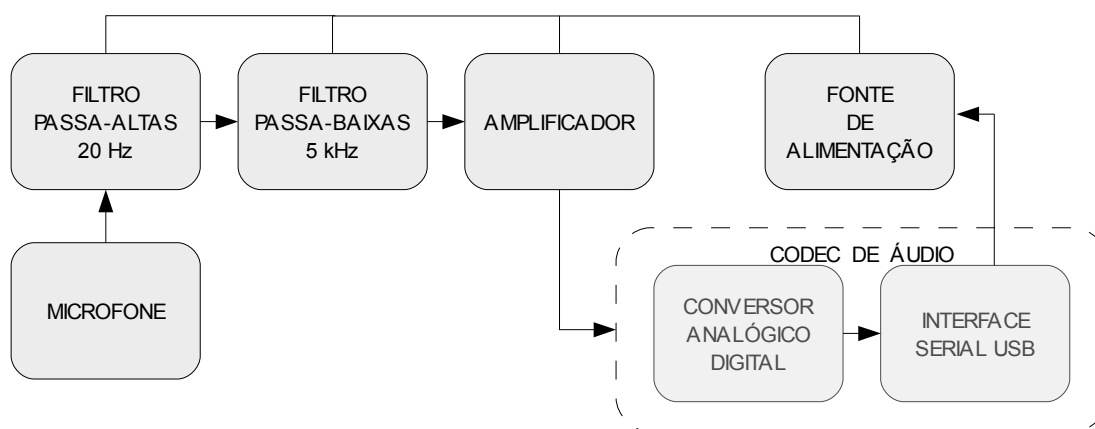
Neste capítulo, apresenta-se o desenvolvimento do sistema para captação dos sons respiratórios com microfones de eletreto, a partir das vias aéreas. São descritos o funcionamento e as características dos circuitos eletrônicos projetados, o ensaio realizado para o teste dos microfones e para a obtenção das características de propagação do sinal sonoro nos tubos do sistema da ventilação respiratória, e o experimento realizado para a obtenção dos sinais.

#### 3.1 CIRCUITO ELETRÔNICO

Uma vez definida a utilização de microfones de eletreto para captação dos sons respiratórios, desenvolveu-se um circuito eletrônico para satisfazer os seus requisitos elétricos de funcionamento e para adequar o sinal elétrico às condições necessárias para o seu armazenamento em arquivos digitais de áudio.

Para a adequação do sinal sonoro, convertido pelo microfone de eletreto em sinal elétrico, foram utilizados filtros analógicos de 4ª ordem, amplificador de áudio e conversor ADC com interface serial USB.

A figura 15 mostra um diagrama de blocos dos circuitos desenvolvidos.

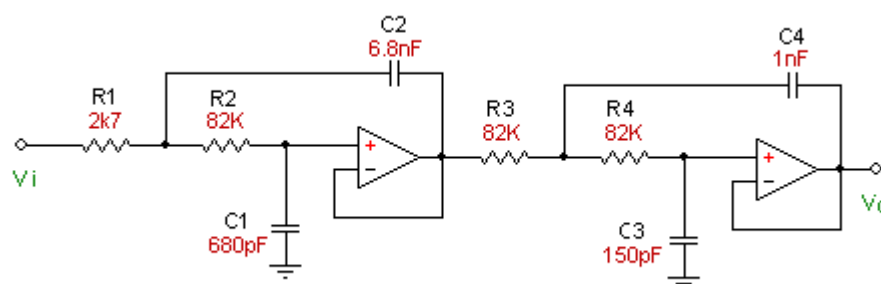


**Figura 15: Diagrama de blocos do sistema desenvolvido.**

Todos os circuitos representados foram alimentados a partir da tensão presente na interface USB, que permite a conexão de dispositivos com consumo de até 500 mW (5V/100 mA).

### 3.1.1 Filtros

Para selecionar a faixa de frequência relevante nos sinais capturados, de acordo com os estudos apresentados no capítulo 2, foram projetados dois filtros analógicos com aproximação Butterworth. Esse modelo foi escolhido por apresentar uma maior linearidade na sua resposta em frequência e uma suficiente atenuação nas frequências bloqueadas (Vannuccini et al., 2000). Foi projetado um filtro Butterworth passa-baixas de 4ª ordem com frequência de corte (-3 dB) de 5 kHz para eliminar os ruídos de alta frequência e para evitar o *aliasing*, ou seja, a sobreposição de bandas de frequência, e um filtro Butterworth passa-altas de 4ª ordem com frequência de corte (-3 dB) de 20 Hz. A figura 16 mostra o circuito completo do filtro passa-baixas com frequência de corte de 5 kHz.



**Figura 16: Circuito Sallen & Key de 4ª ordem com frequência de corte de 5 kHz (-3 dB).**

Para o projeto, foram utilizados amplificadores operacionais TVL2474, da Texas Instruments. Esse componente possui quatro amplificadores de baixo consumo (600  $\mu$ A / 3.3V) e apresenta uma relação sinal-ruído otimizada para sinais de entrada de baixa amplitude, ideal para o interfaceamento com sensores e para aplicações em equipamentos portáteis de baixo consumo.

O filtro passa-baixas foi montado de acordo com a figura 17. Empregou-se a mesma topologia Sallen & Key, acrescentando um valor de tensão fixo (metade da tensão de alimentação) na entrada não-inversora do amplificador. Esse sinal foi aplicado para compensar o bloqueio da componente DC do sinal de entrada, causado pelo capacitor de entrada dos filtros, tendo em conta que o amplificador

TVL 2474 foi polarizado para trabalhar com níveis positivos de tensão.

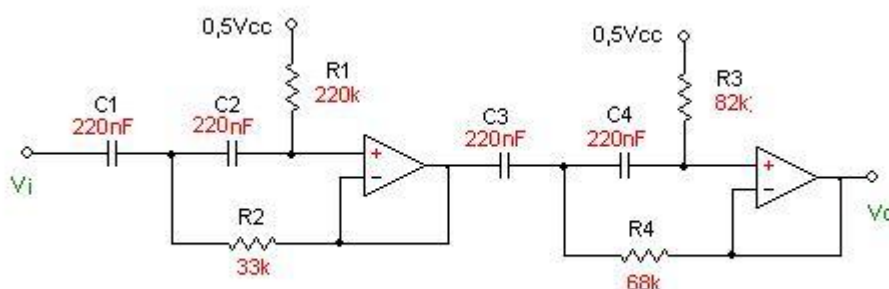


Figura 17: Circuito Sallen & Key de 4ª ordem com frequência de corte de 20 Hz (-3 dB).

Dois estágios concatenados da topologia Sallen & Key foram montados, que apresentam uma atenuação de 20 dB/década cada estágio formado por um amplificador e duas malhas de circuito RC. A figura 18 mostra a resposta em frequência dos filtros projetados, com atenuação final de 40 dB/década, considerando a simulação computacional com o valor exato dos componentes eletrônicos.

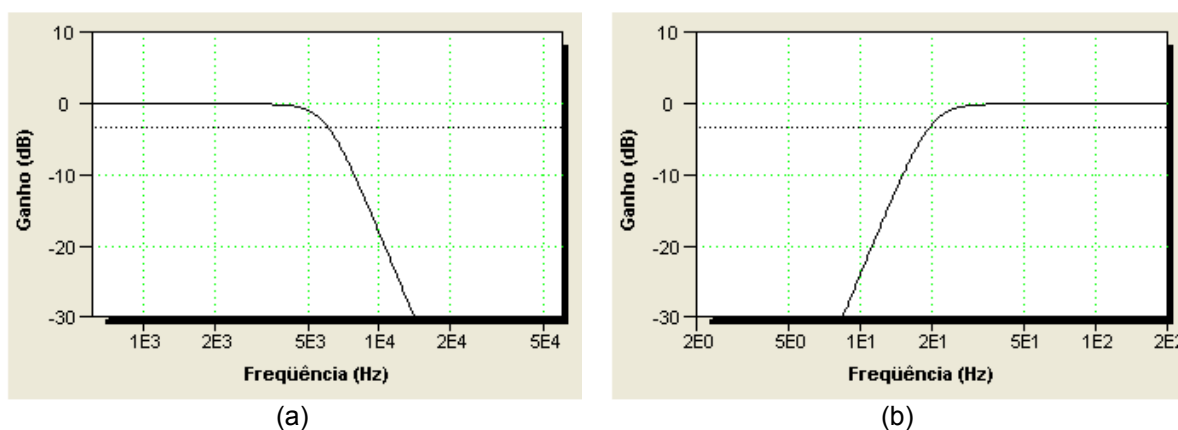
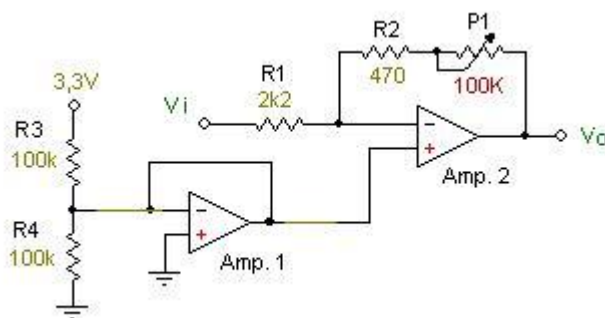


Figura 18: (a) resposta em frequência dos filtros passa-baixas; (b) passa-altas, simulado pelo software Filter Wiz PRO V 3.2 (Schematica Software, Canada), considerando o valor exato dos componentes eletrônicos.

### 3.1.2 Amplificador

Naturalmente, o sinal elétrico gerado pelo microfone a partir da variação da pressão sonora não está em níveis de tensão adequado para ser digitalizado. A

amplitude desse sinal varia de acordo com a sensibilidade de cada microfone e com os níveis de pressão sonora aplicados, podendo variar de alguns microvolts até centenas de milivolts. Como se trata de um circuito protótipo para ser utilizado em pesquisas com vários microfones, montou-se um amplificador inversor com o amplificador operacional TVL 2474 com ganho variável, como mostra a figura 19.



**Figura 19: Amplificador inversor com ajuste manual de ganho.**

O potenciômetro P1 permite um ajuste de atenuação ou ganho do amplificador (Amp. 2) numa faixa linear de 0,2 a 45. Foi utilizado um divisor resistivo e um *buffer* (Amp. 1) para fornecer uma tensão de referência na entrada não-inversora do amplificador 2 de 1,65 V, a fim de grampear o sinal de saída nessa referência e evitar a perda de informação do sinal devido ao fato dos amplificadores, na polarização utilizada, só trabalharem com níveis positivos de tensão.

Esse circuito possibilitou o adequação do sinal de entrada proveniente dos filtros para o conversor analógico-digital, gerando um sinal grampeado em 1,65 V, com amplitude máxima de 3,3 V e amplitude mínima de 0 V. Esses limites de saturação são adequados para a etapa de digitalização realizada pelo ADC.

### 3.1.3 Digitalização e armazenamento do sinal de áudio

Para realizar a digitalização do sinal analógico e a transferência das informações para um computador pessoal, foi utilizado o CODEC de áudio PCM 2901, da *Texas Instruments*.

Esse CODEC possui um conversor analógico-digital de 16 *bits* de resolução, que pode ser configurado para fazer aquisições com taxas de amostragem de até 48 kHz de duas entradas analógicas, e uma interface USB que permite a

comunicação serial com um computador.

### 3.1.3.1 Conversor ADC

O ADC foi configurado para fazer aquisições na frequência de 44,1 kHz, sendo que esse conversor pode trabalhar com taxas de aquisição de 8, 11,025, 16, 22,05, 32, 44,1 e 48 kHz.

Essa frequência possibilitaria a digitalização e posterior recuperação de um sinal com componentes de frequência de até 22,05 kHz, segundo o critério de Nyquist (frequência de amostragem duas vezes maior que a frequência máxima do sinal). No entanto, optou-se por trabalhar com sinais de frequência de até 5 kHz (filtro *anti-aliasing*).

O conversor foi alimentado com uma tensão de 3,3V. Como o fabricante estabelece a tensão de alimentação como valor máximo de entrada, a tensão de entrada do sinal a ser digitalizado ficou delimitada entre 3,3 e 0V, estabelecendo uma amplitude máxima para o sinal de entrada de 1,65 V.

Com uma resolução de 16 *bits* de informação, esse conversor possibilita a aquisição de  $2^{16}$  diferentes níveis de tensão. Para um sinal com amplitude de 3,3V, isso significa uma resolução de conversão de 50,35  $\mu$ V. A figura 20 mostra o desenho esquemático do circuito utilizado para o funcionamento do CODEC.



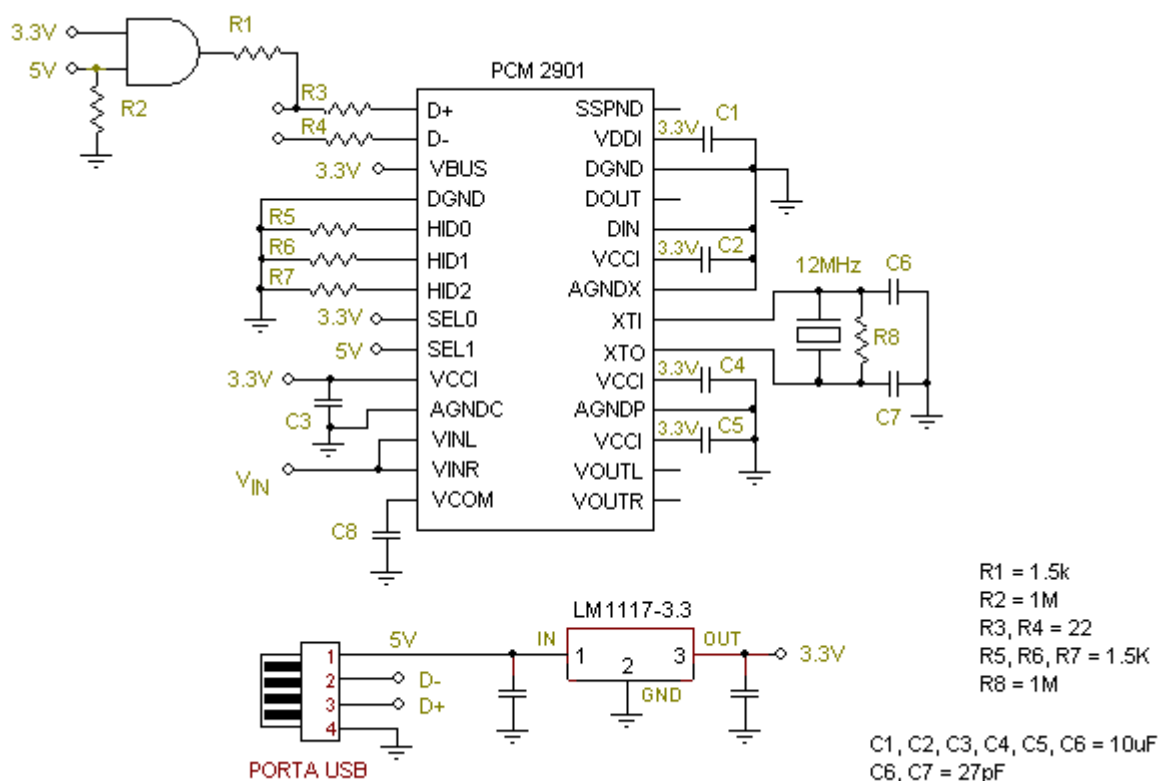


Figura 20 – Circuitos auxiliares para a configuração do CODEC de áudio.

Utilizou-se o regulador LM 1117 para reduzir a tensão de 5 V disponível na porta USB para fornecer os 3,3 V para todos os circuitos integrados. Um cristal de 12 MHz foi utilizado para gerar o *clock* para o ADC e para a interface USB.

### 3.1.3.2 Comunicação do CODEC PCM 2901

Quando o CODEC PCM 2901 é conectado ao barramento USB e a tensão VDD (pino 27) é estabelecida, ocorre um *reset* interno do dispositivo, como mostra a figura 21. No instante em que o CODEC recebe o primeiro pacote de comunicação do *host* (BUS RESET) existe um sincronismo de relógio através do campo SYNC do pacote enviado iniciando o processo de configuração. O CODEC responde com um pacote de dados informando as suas funcionalidades para o *host*, que inicia o processo de enumeração para o novo dispositivo encontrado. O *host* identifica a conexão de um dispositivo do tipo HID – Human Interface Device - estabelecida pelo fabricante, e inicia a busca de um *driver* adequado. Nos sistemas operacionais atuais, esta operação ocorre automaticamente, instalando o *driver* necessário para estabelecer a comunicação entre o dispositivo periférico e um *software* aplicativo do

usuário.

A transferência de dados no barramento USB é iniciada quando o usuário, através do programa de gravação, solicita uma captura de áudio. Nesse instante, o programa envia ao *driver* do CODEC as configurações necessárias para o funcionamento desse dispositivo, como por exemplo, a frequência de aquisição (8, 11,025, 16, 22,05, 32, 44,1 ou 48 kHz), a resolução da conversão A/D (8 ou 16 *bits*), o número de canais (mono ou estéreo), etc...

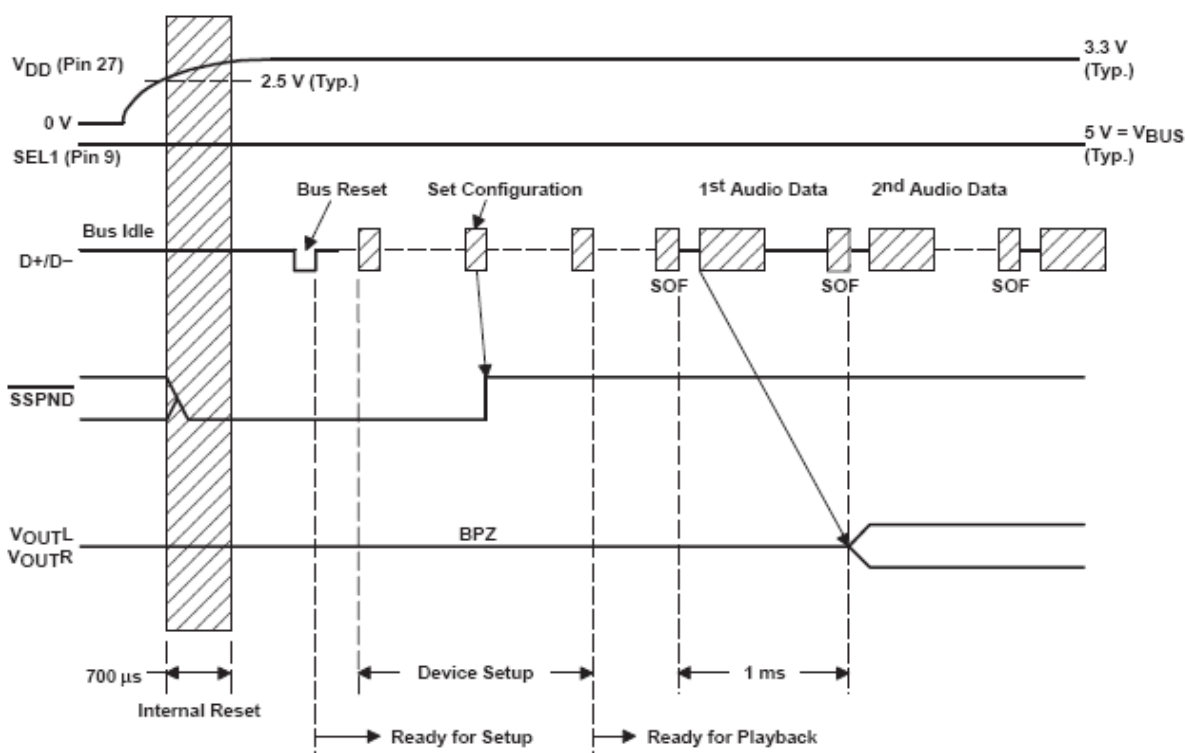


Figura 21- Comunicação no barramento USB no momento em que o CODEC é conectado na interface.

Esses dados são enviados ao *driver* do CODEC, que transmite essas informações ao CODEC através da interface USB. Na figura 22 mostra-se o momento em que o pacote contendo essas informações (SET\_INTERFACE) é enviado.

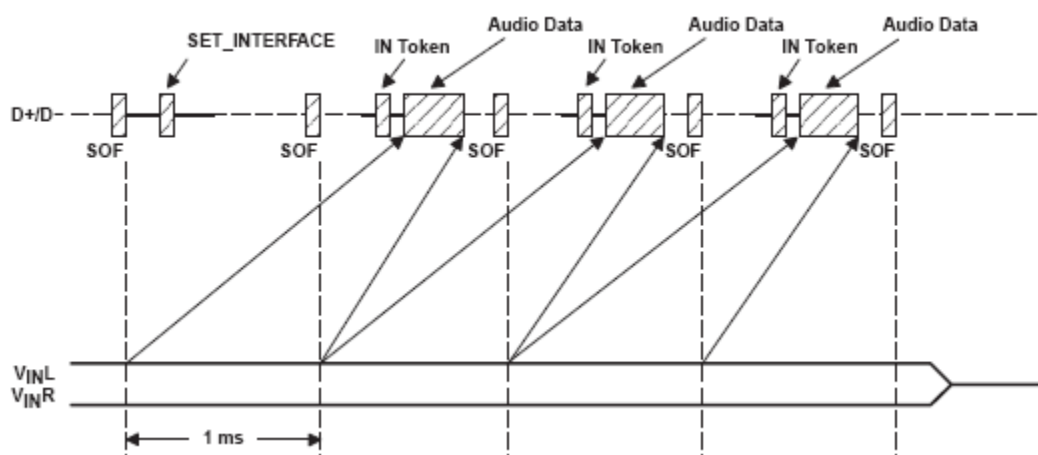


Figura 22 – Comunicação no barramento USB no início de uma solicitação de gravação.

No *frame* seguinte ao envio das informações de configuração (SET\_INTERFACE), o CODEC aguardará a solicitação do *host* pelo envio dos dados. A cada 1 ms, após o sinal de Start Of Frame, o *host* envia uma solicitação de dados para o CODEC (IN TOKEN), que é respondido imediatamente com um *Audio Data* (1024 bytes). Cada pacote *Audio Data* enviado ao *host*, contém as informações digitalizadas das amostras do sinal de entrada analógico ( $V_{IN}$ ) do intervalo de tempo 1 ms anterior.

A cada intervalo de 1 ms, para a maior frequência de amostragem possível (48 kHz), melhor resolução (16 bits) e para os dois canais de entrada ( $V_{INL}$  e  $V_{INR}$ ), o ADC produzirá 48 amostras x 16 bits x 2 canais, ou seja, 192 bytes de dados, que é um valor menor que os 1024 bytes disponíveis na transmissão de um pacote de dados do protocolo USB.

### 3.2 TESTES DOS MICROFONES

Para realizar a captação dos sinais sonoros, foram selecionados três microfones de eletreto omnidirecionais. Um microfone FM-8B da Hy-Q (Hy-Q International, Austrália) de 6 mm de diâmetro, um microfone ML-70 da Leson (Leson Ltda, Brasil) também de 6 mm e um microfone CM-9466 da Kitrus com 9,4 mm de diâmetro, como mostra a figura 23.

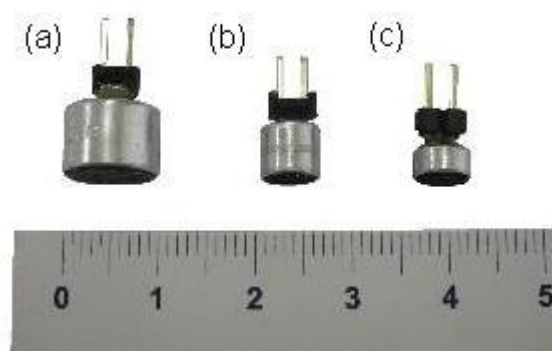


Figura 23 – Foto dos microfones utilizados: (a) CM-9466; (b) ML-70 e (c) FM-8B.

As principais características, fornecidas pelos fabricantes, podem ser visualizadas na tabela 4. As informações completas são apresentadas nos anexos A, B e C.

Tabela 4 – Especificações técnicas dos microfones utilizados.

Modelo	Fabricante	Altura (mm)	Diâmetro (mm)	Tensão de alimentação (V)	Sensibilidade (dB) (0dB=1V/Pa, 1kHz)	Resposta em frequência (Hz)
ML-70	Leson	6,6	6,0	1,1 a 1,5	-38	20 a 20.000
FM-8B	Hy-Q	3,4	6,0	2	-60 ± 2	20 a 20.000
CM-9466	Kitrus	6,6	9,4	1.5	-46 ± 3	20 a 16.000

A fim de evitar a realização de medidas com sensores danificados ou em desacordo com as características técnicas especificadas, problema encontrado durante o trabalho de Pasterkamp no seu estudo sobre comparação de sensores, que percebeu uma resposta insatisfatória na sensibilidade de um acelerômetro, que provavelmente foi danificado durante seu transporte (Pasterkamp, 1993), foram efetuados testes comparativos de sensibilidade e resposta em frequência dos três microfones. O objetivo dessas medidas não é o de realizar uma nova caracterização dos microfones, mas apenas o de levantar medidas comparativas entre os sensores para avaliar se estão de acordo com os dados técnicos disponibilizados pelos fabricantes.

Foi estabelecido um protocolo experimental para comparar as respostas dos três microfones. Utilizou-se uma caixa acústica Cambridge Soundworks, modelo MC150 para gerar os sons, e os microfones foram posicionados a uma distância de 1,0 m do plano frontal da caixa, como mostra a figura 24.



**Figura 24 - Arranjo experimental para avaliação da sensibilidade e resposta em frequência dos microfones.**

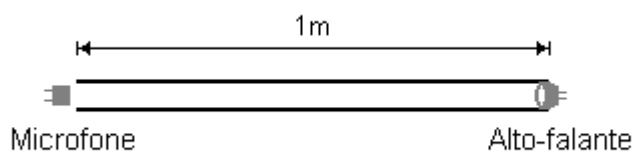
Para a avaliação da resposta em frequência dos microfones, o alto falante foi excitado por um ruído branco com frequências entre 10 e 20 kHz através de um reproduzidor portátil de sons no formato *wave* (.wav). O ruído foi gravado durante 10 s para cada um dos três microfones, utilizando um equipamento profissional de gravação Surround Sound Receiver AV-711, com frequência de amostragem de 44,1 kHz e 16 *bits* de resolução, em arquivos no formato *wave* (.wav).

No teste de avaliação da sensibilidade dos microfones, o alto falante foi excitado por um sinal senoidal com frequências de 300 Hz, 1 kHz e 5 kHz, previamente gravados em arquivo no formato *wave* a partir de um gerador de sinais HP 8216, através de um reproduzidor portátil de sons. O sinal foi gravado durante 10 s para cada um dos três microfones, utilizando um equipamento profissional de gravação, com frequência de amostragem de 44,1 kHz e 16 *bits* de resolução, em arquivos no formato *wave* (.wav).

### 3.3 PROPAGAÇÃO DO SOM

Para avaliar o comportamento da propagação dos sons ao longo do tubo pelo qual o animal traqueostomizado seria ventilado e definir um local de captação dos sons respiratórios, foram montados alguns experimentos preliminares.

Inicialmente, foram realizados testes para avaliar a propagação do som em um tubo plástico flexível de 1 m de comprimento e diâmetro de 11 mm, como mostra a figura 25. O objetivo desse teste foi o de comparar a sensibilidade dos três microfones em um recinto com propagação sonora confinada e avaliar a atenuação e a resposta em frequência dos sons no tubo.



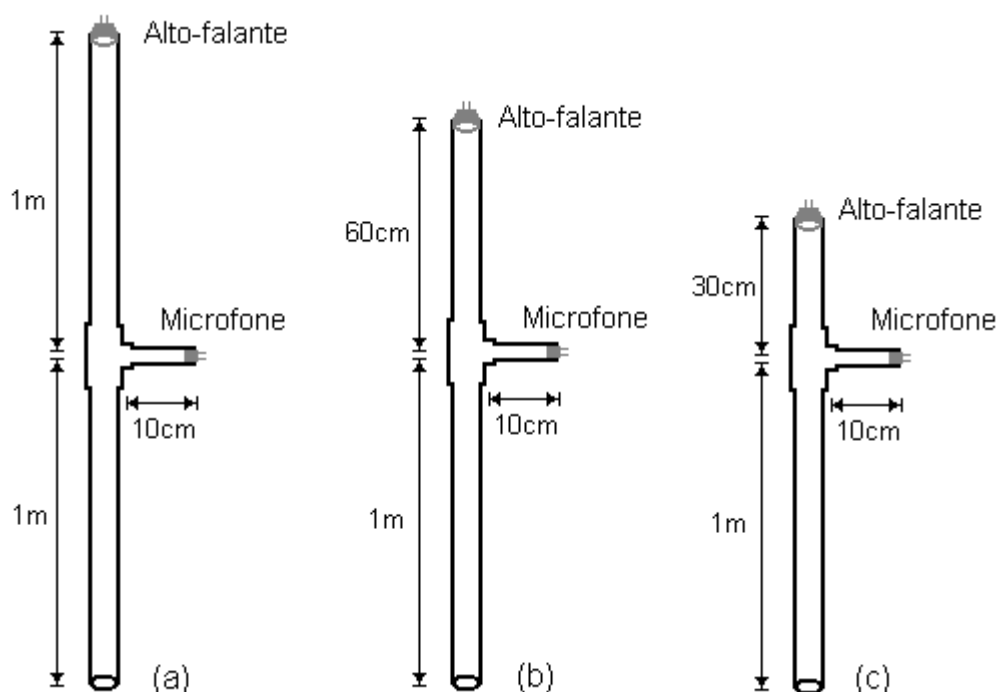
**Figura 25 - Experimento realizado para avaliar a propagação do som ao longo de um tubo de 1m de comprimento.**

Para a geração dos sons de referência dos testes, foi utilizado um alto-falante MICRO SPEAKER 15CS150M8X-12NT (Hy-Q International, Austrália) com uma resposta plana ( $< 5$  dB) entre as frequências de 180 Hz e 20 kHz. Ele foi fixado na extremidade do tubo e excitado por um ruído branco com frequências entre 10 Hz e 8 kHz, através de um reproduzidor portátil de sons no formato *wave* (.wav).

O ruído gerado foi gravado durante 10 s para cada um dos três microfones posicionado na abertura da outra extremidade do tubo e conectados no equipamento de aquisição desenvolvido.

Num segundo teste, realizado para avaliar a propagação do som numa bifurcação do tubo principal, o microfone FM-8B (Hy-Q International, Austrália), que apresentou a resposta em frequência mais plana entre os microfones avaliados no estúdio, foi fixado numa extremidade de um tubo de 10 cm de comprimento e 9 mm de diâmetro. A outra extremidade desse tubo foi fixada através de um conector “tipo T” no tubo que faz a conexão entre o ventilador respiratório e a traquéia do animal. Esse tubo possui um diâmetro de 11 mm e seu comprimento foi variado ao longo dos testes entre 1 m, 60 cm e 30 cm, como mostra a figura 26. Na outra extremidade desse conector, foi fixado um terceiro tubo, com 1 m de comprimento, 11 mm de diâmetro e com a outra extremidade aberta.

O ruído branco gerado, também com frequências entre 0 e 8 kHz, foi gravado pelo equipamento de aquisição desenvolvido durante 10 s para cada um dos três comprimentos do tubo. Num segundo experimento, foi reduzida de 10 para 4 cm a distância entre o microfone e a junção com o tubo no qual estava conectado o alto-falante, e realizaram-se outras três gravações, seguindo o mesmo procedimento do tubo de 10 cm.



**Figura 26** – Esquema do experimento realizado para avaliar a propagação do som ao longo do tubo com uma bifurcação central. O microfone de eletreto foi fixado na extremidade de um tubo de 10 cm, conectado no tubo principal do fluxo de ar entre o ventilador respiratório e a traquéia do animal. Um alto-falante foi conectado numa das extremidades desse tubo, sendo que a sua distância em relação a junção do microfone, foi de: (a) 1 m, (b) 60 cm e (c) 30 cm. A outra extremidade do tubo de 1m permaneceu aberta.

Após a avaliação dessas medidas, foram realizados testes de propagação do som nos tubos que seriam utilizados no experimento com animais, como mostra a figura 27. O alto-falante foi fixado numa das extremidades da cânula de 30 cm de comprimento e 9 mm de diâmetro, que é introduzida na traquéia do animal. A outra extremidade foi conectada num sensor de  $\text{PCO}_2$  que por sua vez foi fixado no conector “tipo T” que une o tubo do ventilador respiratório e o tubo de 4 cm de comprimento e 9 mm de diâmetro no qual estava fixado o microfone. O ruído branco, com frequências entre 0 e 8 kHz, foi reproduzido e os sons foram gravados durante 10 s com o ventilador desligado. Posteriormente, o ventilador respiratório foi ligado e programado para funcionar de acordo com o protocolo realizado no experimento (frequência respiratória de 12 respirações por minuto; volume inspiratório de 4 mL/kg e um fluxo de 5 L/min) e outras gravações de 10 s do ruído branco foram realizadas.



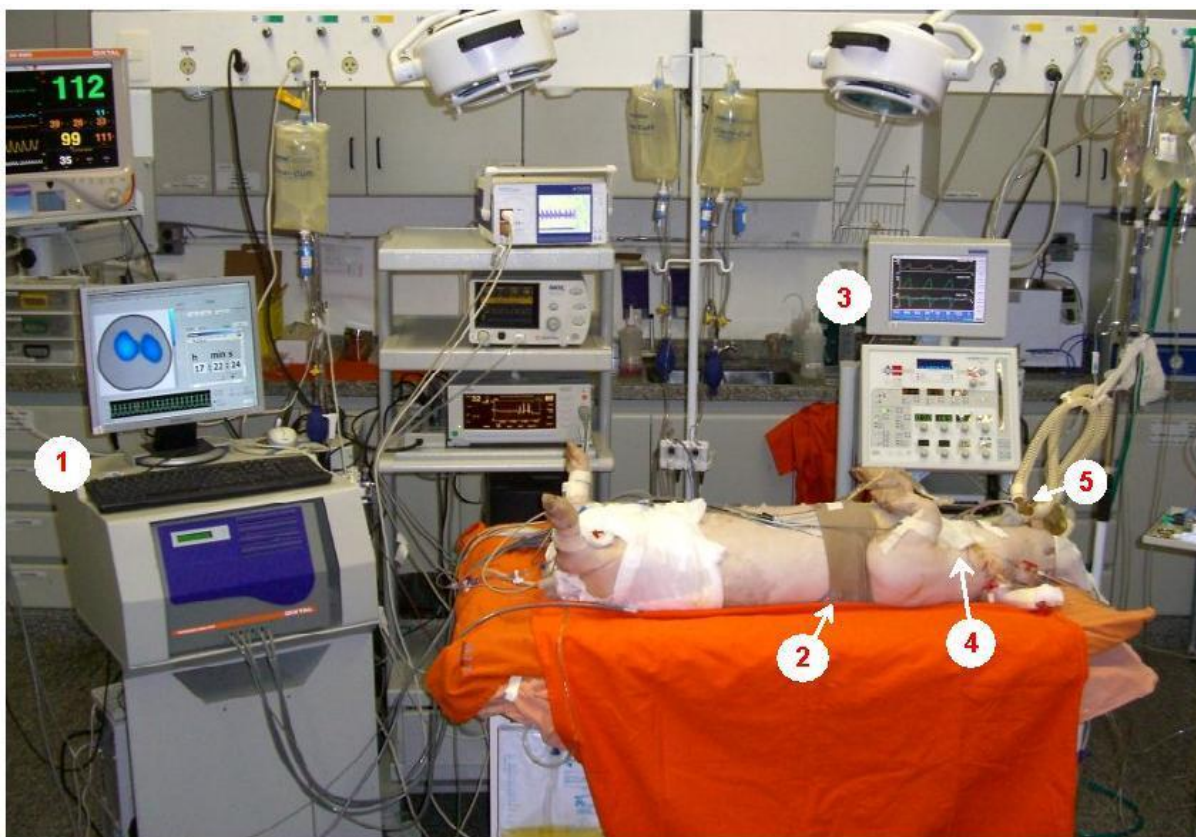
**Figura 27 – Foto do ensaio realizado para avaliar a propagação do som nos tubos utilizados durante o experimento com animais. O microfone foi posicionado entre o tubo do ventilador respiratório e o sensor de PCO<sub>2</sub>, e o alto-falante foi fixado no final da cânula de 30 cm, utilizada na traqueostomia.**

### 3.4 EXPERIMENTO IN VIVO

Os experimentos para captação dos ruídos de crepitação em porcos foram realizados na UTI de pequenos animais do Laboratório de Investigações Médicas - LIM 09 da Faculdade de Medicina da USP - FMUSP, durante intervalos do protocolo que estava sendo aplicado pela equipe de pesquisadores do Hospital das Clínicas, num estudo sobre a detecção da abertura e colapso alveolar durante o ciclo ventilatório em porcos submetidos a uma ventilação mecânica prolongada e que sofreram lavagem pulmonar com solução salina. O protocolo aplicado foi estabelecido de acordo com o guia desenvolvido para experimentos em animais, e o experimento foi aprovado pelo comitê de ética da FMUSP (Anexo E).

A captação dos sons foram realizadas em três porcos anestesiados ( $31 \pm 3,2$  kg). Os animais foram inicialmente sedados (acepromazin 0,1 mg/kg, midazolam 0,5 mg/kg e ketamine 5,0mg/kg) enquanto recebiam ar via máscara facial. Posteriormente foram traqueostomizados e mantidos com anestesia intravenosa (ketamine 2,0 mg/kg/h, pancuronium 0,35 mg/kg/h, midazolam 0,45 mg/kg/h e thiopental 2,0 mg/kg/h). A figura 28 mostra uma foto do experimento realizado no LIM 09.





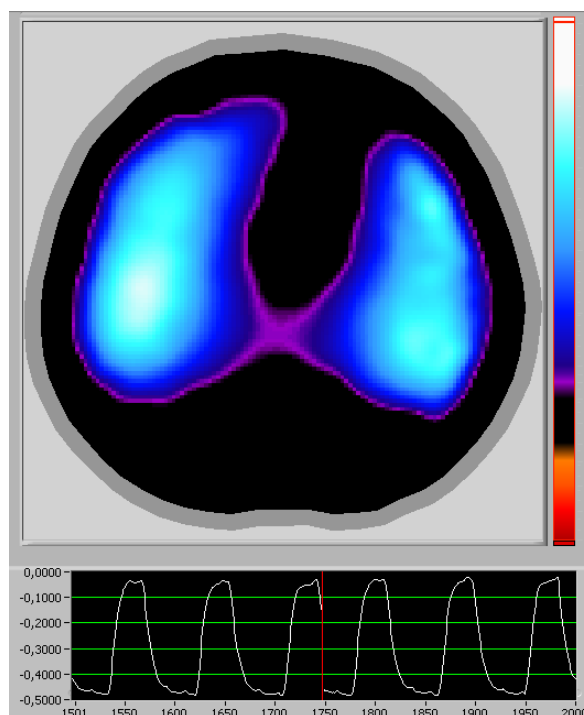
**Figura 28** – Foto de um experimento realizado no laboratório experimental de pneumologia. (1) tomógrafo de impedância elétrica; (2) eletrodos fixados ao redor do tórax; (3) ventilador respiratório; (4) local da traqueostomia; (5) microfone externo para captura dos sons.

A ventilação mecânica foi iniciada com pressão controlada (Ventilator 500, Newport Medical, EUA) numa relação inspiração/expiração de 1:2, frequência respiratória de 20 – 30 ciclos por minuto e pressão inspiratória de 15 cmH<sub>2</sub>O. A pressão inspiratória foi medida por um transdutor diferencial de pressão Validyne MP45 de até 100 cm H<sub>2</sub>O (Validyne, Northridge, CA).

As informações sobre a distribuição de ar nos pulmões foram adquiridas pelo tomógrafo de impedância elétrica, desenvolvido pelo grupo de pesquisadores da FMUSP, da Escola Politécnica da USP e pelas empresas brasileiras Dixtal Biomédica LTDA e Timpel S.A., que é capaz de produzir, em tempo real, 50 imagens por segundo.

Para realizar essas medidas, foram fixados 32 eletrodos adesivos de forma equidistante ao longo de um perímetro torácico, localizado logo abaixo da linha das axilas. Pequenas intensidades de corrente elétrica (5-8 mA; 125 kHz) são injetados pelo aparelho numa seqüência rotacional através de pares subseqüentes de eletrodos espaçados por um eletrodo inativo. Durante a injeção de corrente, o

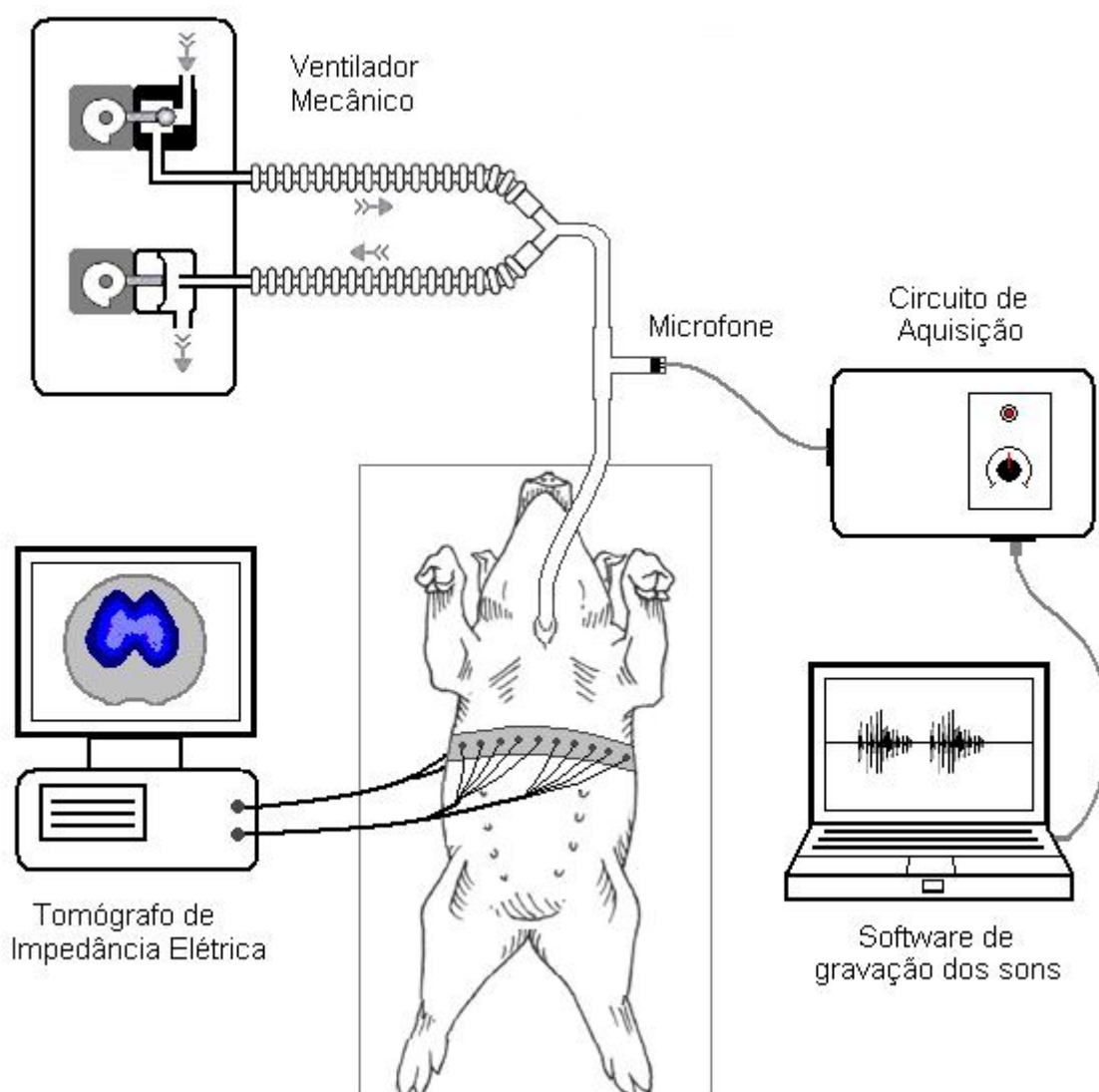
eletrodo inativo é usado para medir 29 tensões diferenciais entre o par de eletrodos estimulados e os demais eletrodos. A leitura completa de todos os eletrodos produzem 928 medidas de tensão que são processados por um algoritmo para fornecer uma imagem com uma resolução de  $32 \times 32$  *pixels*, como mostra a figura 29 (Costa et al., 2008). Essas imagens são amostradas num monitor LCD e foram gravadas em arquivo eletrônico.



**Figura 29 – Imagem interpolada do pulmão de um porco no instante de máxima inspiração, captada pelo tomógrafo. As cores mais claras indicam uma maior concentração de ar nos pulmões. O gráfico mostra a variação da impedância da secção torácica durante os movimentos respiratórios.**

A figura 30 mostra um desenho esquemático dos principais dispositivos utilizados no experimento.

O ventilador mecânico estabelece o padrão respiratório do animal anestesiado e traqueostomizado. A gravação dos sons foi realizada nas proximidades da entrada de ar na traquéia, através de um microfone de eletreto fixado numa conexão “tipo T” no tubo do fluxo de ar. Os processos de gravação dos sons e armazenamento das imagens pelo tomógrafo foram iniciados no mesmo instante.



**Figura 30** – Esquema do experimento realizado. O ventilador mecânico controla a pressão, o volume e o fluxo de ar injetado no porco traqueostomizado. O microfone, localizado na entrada das vias aéreas, capta continuamente os sons produzidos pelo sistemas respiratório. O tomógrafo de impedância elétrica permite o monitoramento em tempo real da concentração de ar no pulmão.

Nos três experimentos realizados, os sons respiratórios foram gravados durante 7h e 30 min. No início de cada aquisição, a frequência respiratória foi reduzida para 12 respirações por minuto com um volume inspiratório de 4 mL/kg e um fluxo de 5 L/min, sendo que no final da expiração foi mantida uma pressão positiva PEEP (*positive end expiration pressure*). A função do PEEP é manter uma pressão mínima na fase final da expiração e evitar o colapso dos tecidos pulmonares. No protocolo utilizado, a PEEP foi alterado manualmente no ventilador respiratório a cada um minuto e 30 s, de acordo com a seguinte seqüência: 20 cmH<sub>2</sub>O → 10 cmH<sub>2</sub>O → 0 cmH<sub>2</sub>O → 10 cmH<sub>2</sub>O → 20 cmH<sub>2</sub>O.

### 3.5 SOFTWARE PARA GRAVAÇÃO E ANÁLISE DOS SONS

O circuito desenvolvido para a captação dos sons respiratórios foi conectado à porta USB de um *notebook* (Latitude D 500, Dell, EUA) e o software utilizado para gravar os sons em arquivo digital foi o Goldwave (GoldWave Inc., Canadá). Esse software permitiu também realizar a configuração dos parâmetros de gravação, como a frequência de aquisição dos sons, a resolução da conversão analógica-digital, o formato do arquivo e o tempo de gravação. A figura 31 mostra uma tela do *software* de controle.

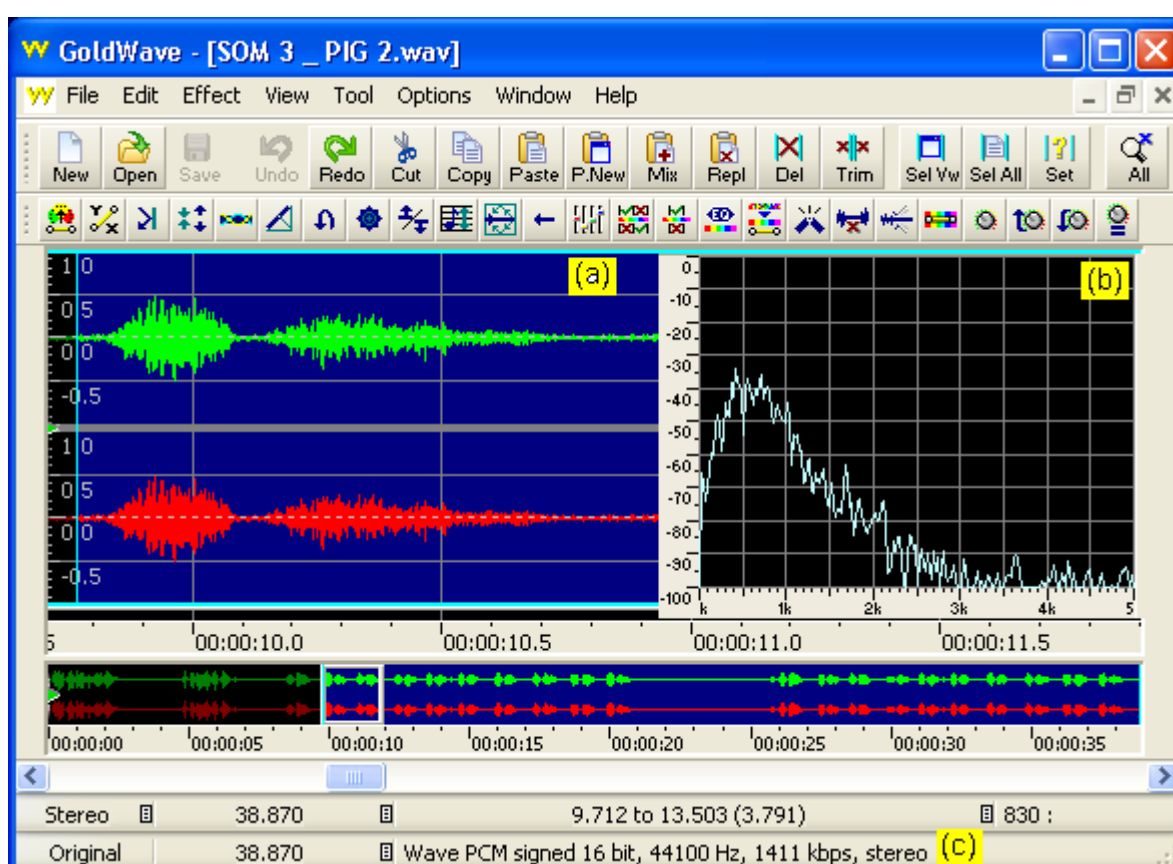


Figura 31 – Tela principal do *software* Goldwave: (a) visualização temporal do som captado; (b) visualização das características espectrais do som; (c) informações sobre as características do som gravado.

Os sons foram gravados no formato *Wave* (.wav), que possui um cabeçalho simples contendo as informações de como os dados foram agrupados no arquivo: frequência de amostragem, número de canais, resolução em *bits* e tamanho do arquivo.

Através do *software* Goldwave foram estabelecidas no *hardware* de gravação

as seguintes configurações: frequência de amostragem de 44,1 kHz, um canal (mono) e resolução de 16 bits. Nessa resolução, os dados digitalizados são gravados seqüencialmente no formato numérico de complemento de 2, sendo que o *byte* mais significativo é gravado em primeiro lugar. Com essas configurações, cada segundo de áudio gravado ocupa 88,2 *kbytes* na memória do computador.

Para realizar a análise espectral dos sons gravados nos testes de avaliação dos microfones e tubos e nos experimentos realizados com animais, foi utilizado o *software* Spectra Plus 5.0 (Pionner Hill Software, EUA).

Os resultados dos experimentos com sons foram ilustrados de três formas: a partir da representação da variação da amplitude dos sinais em relação ao tempo; da variação da amplitude em relação às frequências; e das variações das frequências do som em relação ao tempo, na forma de espectrograma.

Os gráficos de amplitude em relação à frequência foram obtidos pela média de cinco gravações da transformada discreta de Fourier utilizando algoritmos de FFT (*Fast Fourier Transform*) de cada sinal captado. As FFT foram calculadas utilizando uma frequência de amostragem de 44,1 kHz, calculada a partir de vetores de 8192 amostras, com janela de Hamming e *overlap* de 50% entre os vetores.

Os espectrogramas foram obtidos particionando o sinal original em janelas de tempo de 93 ms e computando seguidas FFT destes trechos, obtendo um plano tridimensional que representa a variação de amplitude das componentes em frequência no decorrer do tempo. Esse plano será apresentado como uma figura bidimensional, onde os eixos X e Y representam o tempo e a frequência, vindo a amplitude ser representada por uma variação de diferentes cores.



## 4 RESULTADOS

Neste capítulo, apresenta-se o protótipo do sistema desenvolvido para captação dos sons respiratórios com microfones de eletreto, a partir das vias aéreas, bem como os resultados dos testes realizados para avaliação dos microfones e das características de propagação do sinal sonoro nos tubos do sistema da ventilação respiratória. Também são apresentados os resultados dos experimentos de captação dos sons respiratórios de porcos submetidos à ventilação mecânica.

### 4.1 PROTÓTIPO

Os circuitos projetados foram montados numa única placa de circuito impresso como mostra a figura 32.

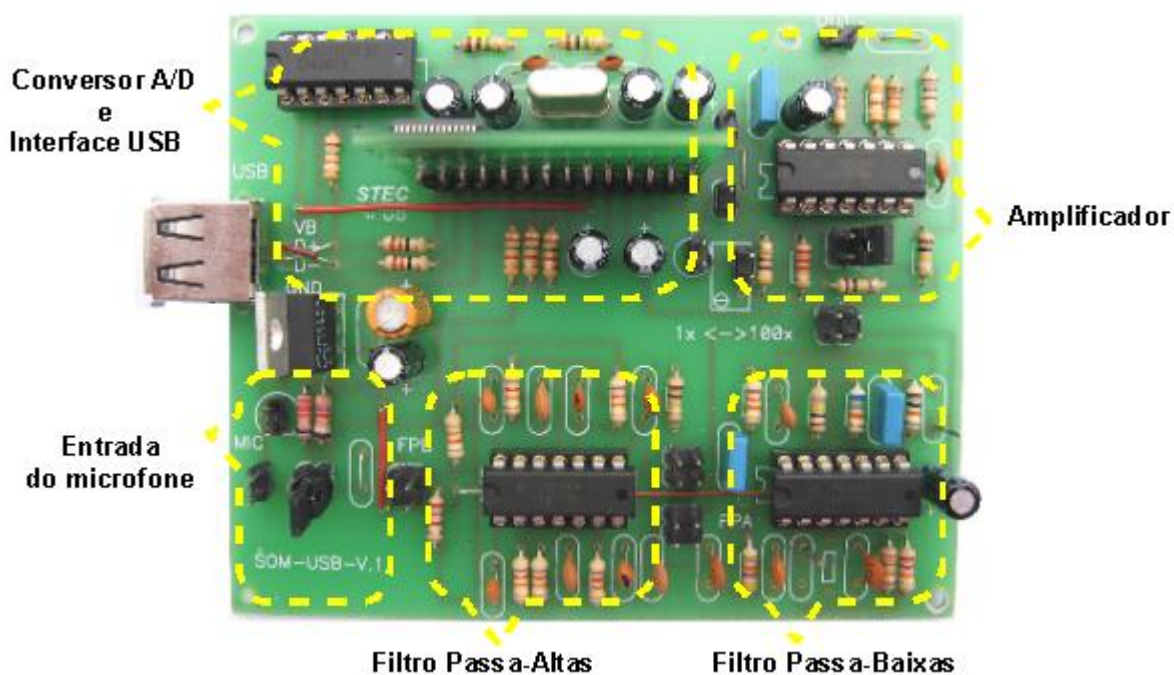


Figura 32 – Placa de circuito impresso projetada para fazer a captação dos sons.

Na figura 33(a), pode-se visualizar o ruído de entrada com amplitude inferior a 5% do fundo de escala, utilizado para avaliação da resposta em frequência dos filtros passa-baixas, passa-altas e do circuito amplificador. A figura (b) mostra o sinal de saída dos circuitos amplificada e filtrado, com amplitude maior que 50% do fundo de escala.

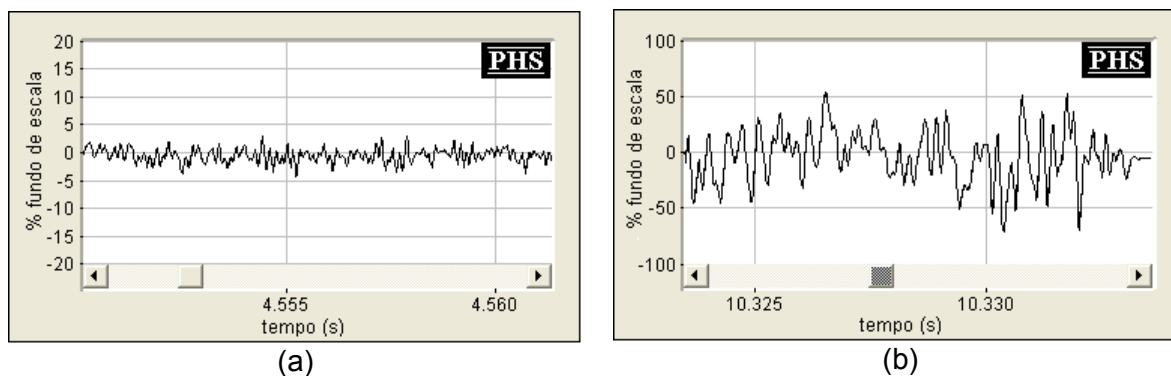


Figura 33 – amostra temporal (a) do sinal de entrada; (b) do sinal de saída.

A figura 34 mostra o espectro dos sinais de entrada e saída do circuito analógico.

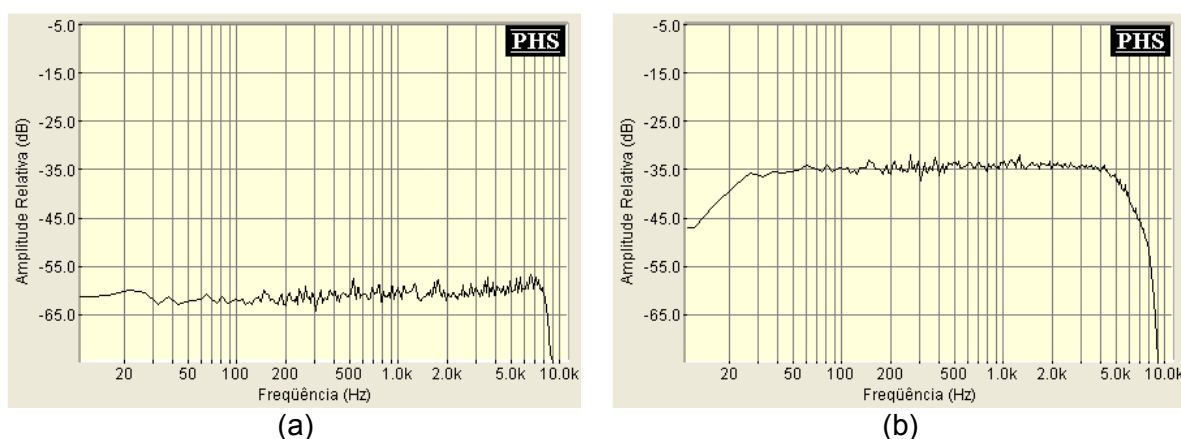


Figura 34 – Espectro (a) do sinal de entrada; (b) do sinal de saída

Na figura 34(a), visualiza-se o espectro do ruído-branco de entrada, com freqüências igualmente distribuídas entre 0 e 8 kHz. A figura (b) mostra o espectro de freqüência do sinal de saída, que representa a resposta em freqüência dos filtros e do circuito amplificador. Pode-se visualizar uma atenuação dos sinais com freqüências menores que 25 Hz e maiores que 5 kHz e uma resposta plana para as demais freqüências desse intervalo.

Na figura 35, pode-se visualizar o protótipo contendo o *hardware* de captação dos sons. Um potenciômetro de ajuste de ganho foi utilizado para adequar a taxa de amplificação do sinal de acordo com a sensibilidade dos diferentes microfones, a fim de evitar a saturação do amplificador.

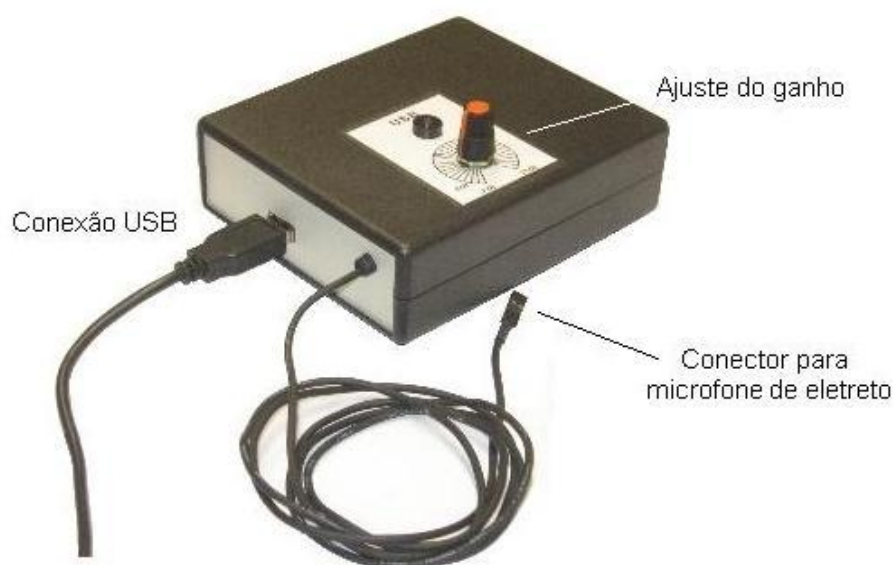


Figura 35 – Foto da versão final do protótipo desenvolvido.

## 4.2 MICROFONES

Para a avaliação da resposta em frequência dos microfones, foi aplicado um ruído branco com frequências entre 0 e 8 kHz, cuja densidade espectral de energia é constante nessa faixa de frequências, como mostra a figura 36.

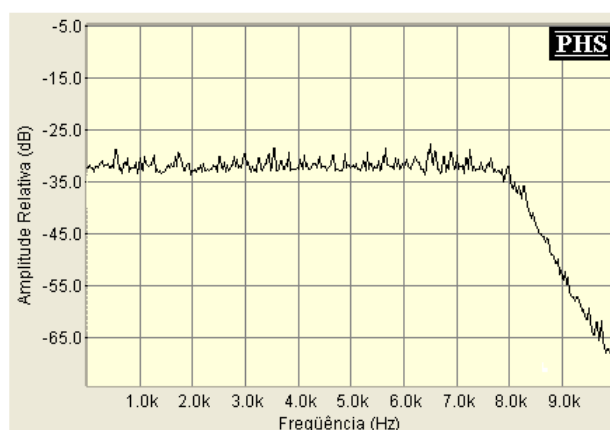


Figura 36 – Gráfico do espectro do ruído branco com frequências entre 0 e 8 kHz utilizado nos testes de avaliação dos microfones e propagação dos sons nos tubos.

As figuras 37, 38 e 39 mostram as respostas em frequência para cada microfone testado, posicionados a 1 m do alto-falante.



(a)



(b)

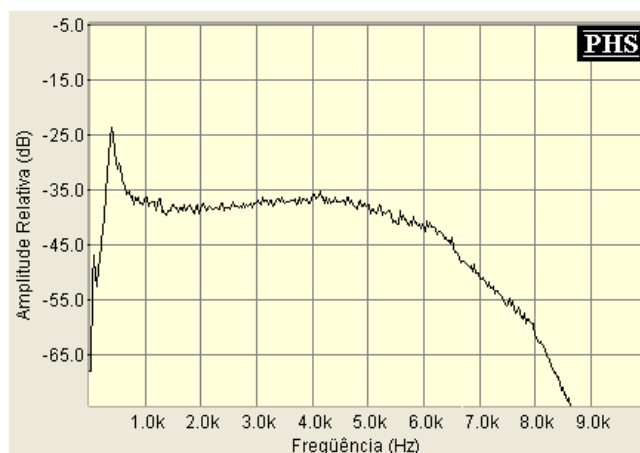


Figura 37 – (a) microfone CM-9466; (b) gráfico da sua resposta em freqüência da gravação do ruído branco.

(a)



(b)

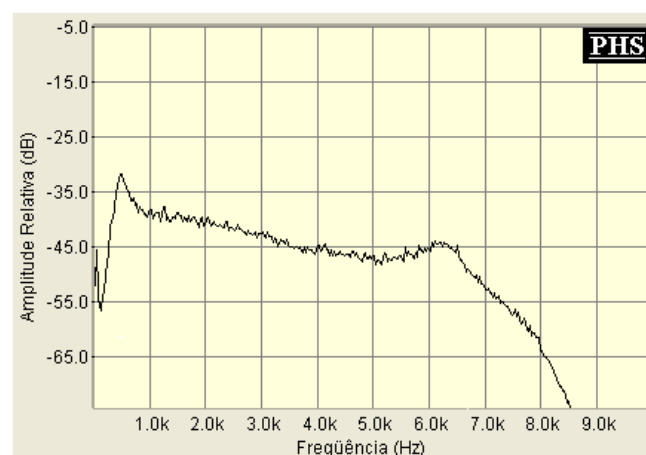


Figura 38 – (a) microfone ML-70; (b) gráfico da sua resposta em freqüência da gravação do ruído branco.

(a)



(b)

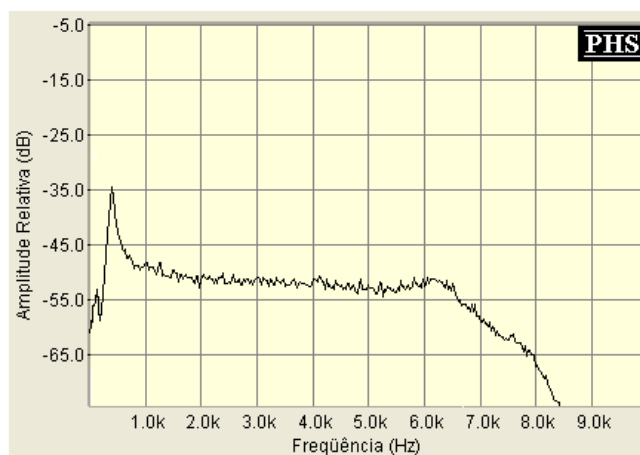
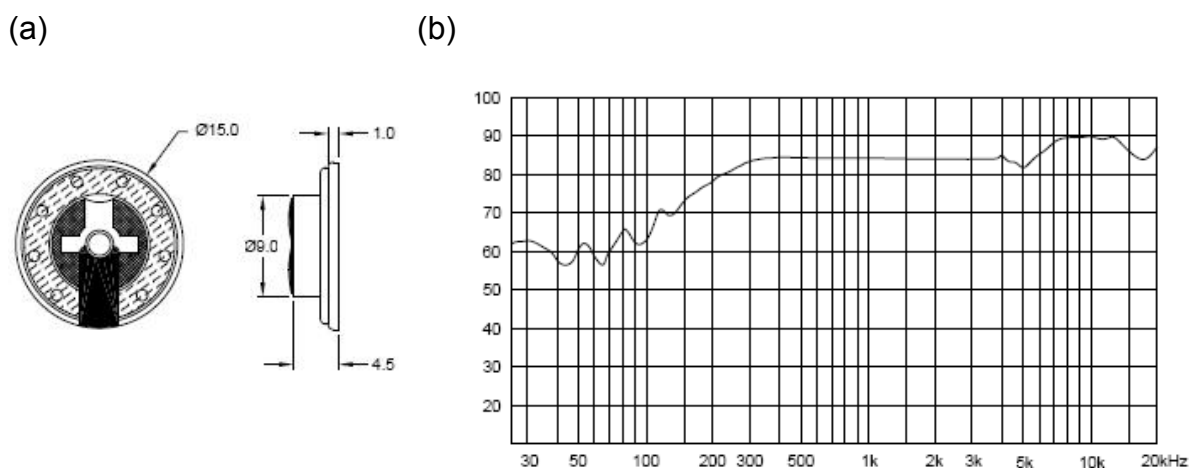


Figura 39 – (a) microfone FM-8B; (b) gráfico da sua resposta em freqüência da gravação do ruído branco.

### 4.3 PROPAGAÇÃO DOS SONS

Os três microfones e o alto-falante MICRO SPEAKER 15CS150M8X-12NT, cuja resposta em frequência pode ser visualizada na figura 40, foram utilizados nos testes de propagação dos sons no tubos.



**Figura 40 – (a) alto-falante MICRO SPEAKER 15CS150M8X-12NT e suas dimensões em mm; (b) Gráfico da sua resposta em frequência, fornecido pelo fabricante (Hy-Q International- Anexo D)**

#### 4.3.1 Testes preliminares

Após a realização dos testes para obtenção da resposta em frequência e da sensibilidade dos microfones em ambiente aberto, os três microfones foram utilizados para avaliar o comportamento da propagação do som em um tubo fechado de 1 m de comprimento e 11 mm de diâmetro.

As figuras 41, 42 e 43 mostram os resultados da propagação do som ao longo do tubo de 1 m de comprimento.

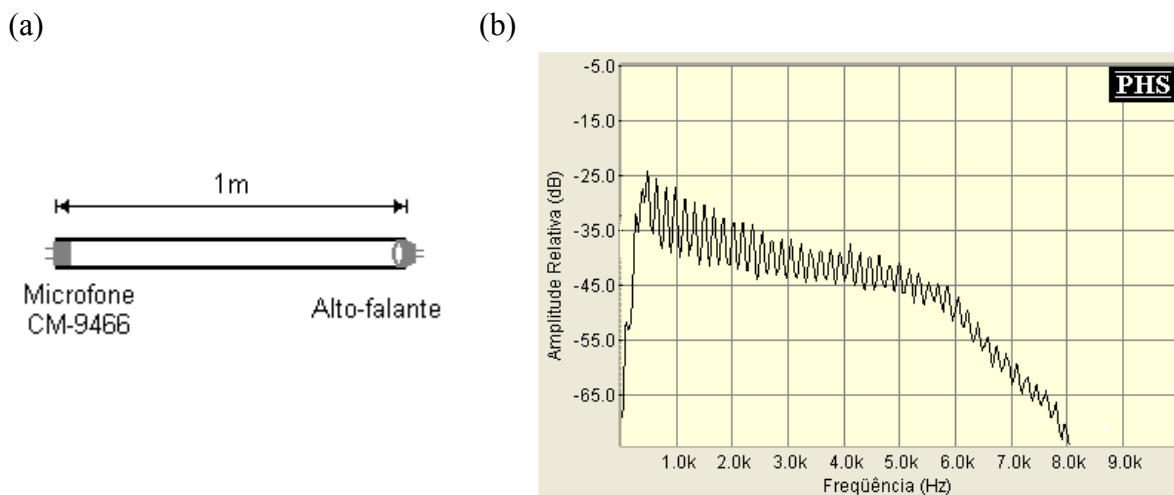


Figura 41 – (a) experimento realizado com o microfone CM-9466; (b) gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

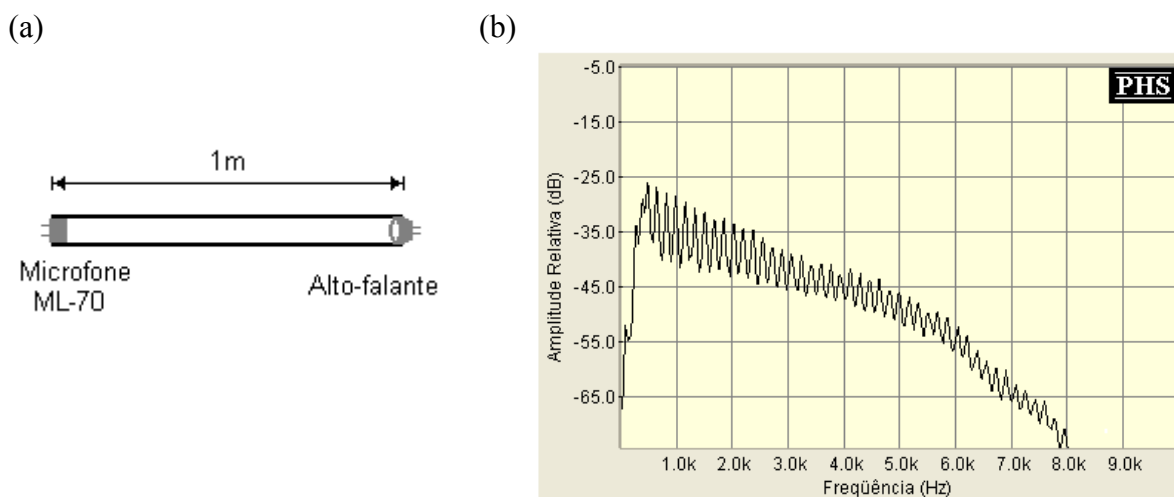


Figura 42 – (a) experimento realizado com o microfone ML-70; (b) gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

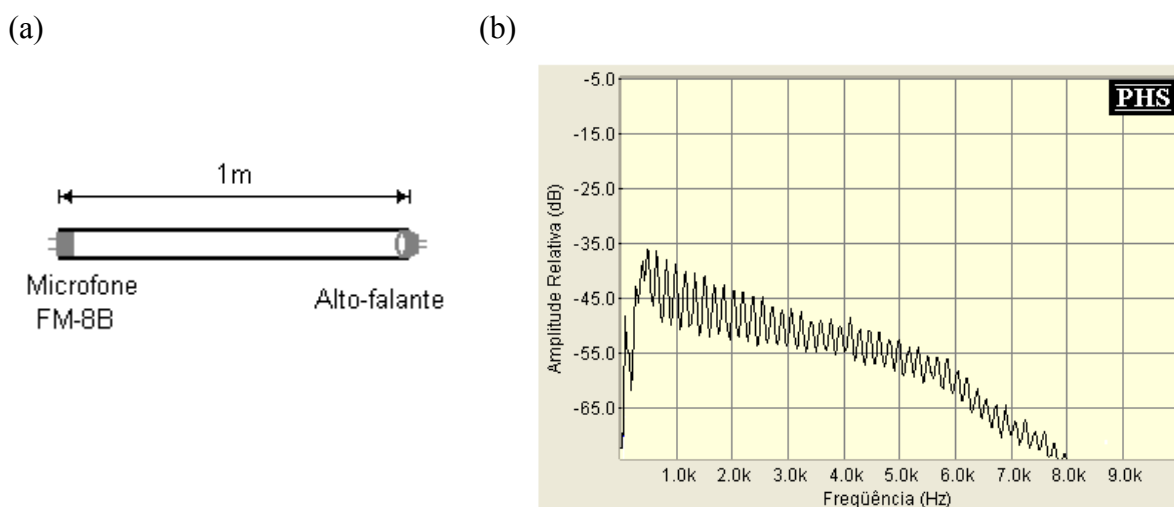


Figura 43 – (a) experimento realizado com o microfone FM-8B; (b) gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

O microfone FM-8B, que apresentou uma resposta em frequência mais plana entre as frequências de 1 e 6 kHz, como mostrado na figura 39, foi utilizado nos demais testes realizados nas avaliações das outras configurações dos tubos.

As figuras 44, 45 e 46 mostram as gravações do ruído branco realizadas com o microfone fixado na extremidade de um tubo de 10 cm de comprimento e 9 mm de diâmetro, inserido com uma junção, na metade de um tubo de 2 m de comprimento e 11 mm de diâmetro.

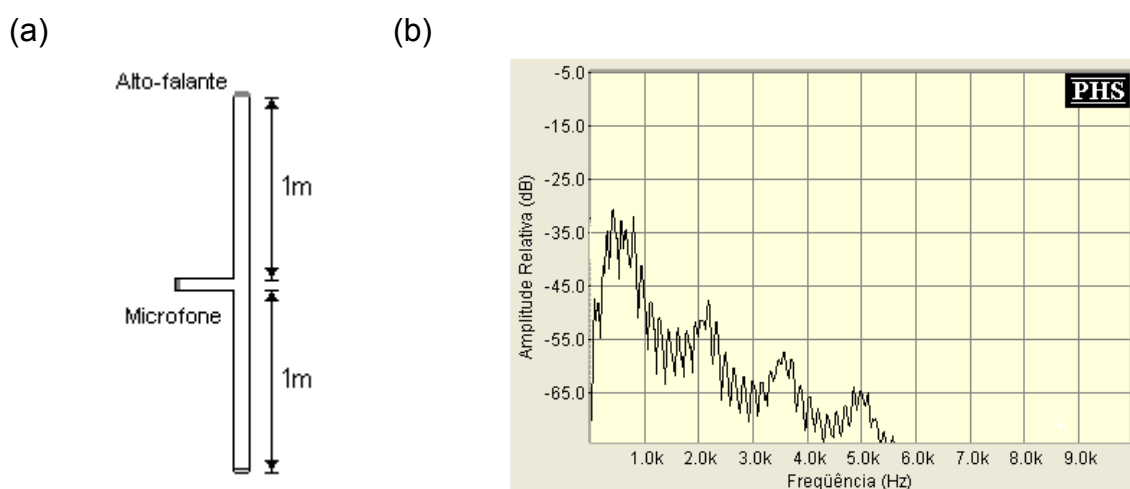


Figura 44 – (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1m da junção do tubo de 10cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

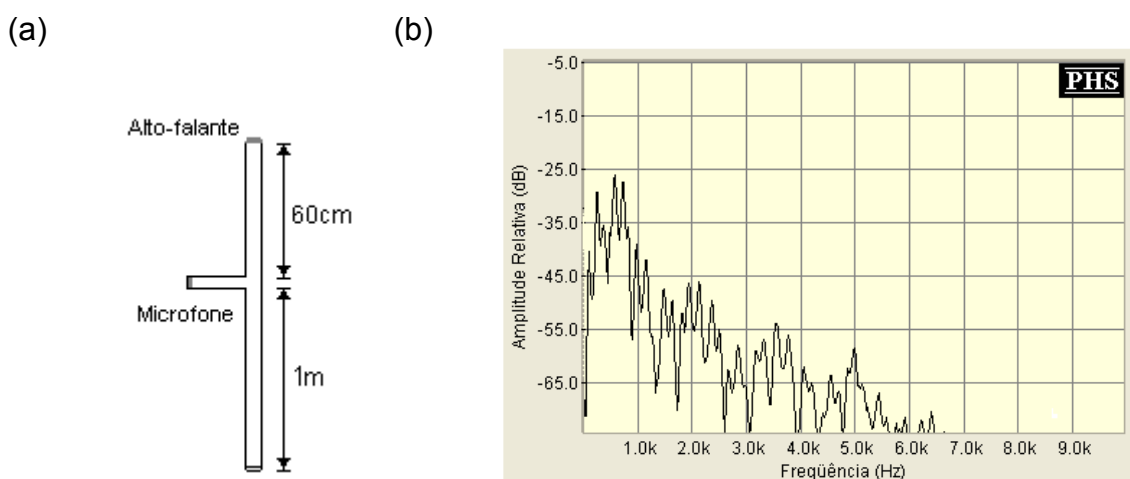
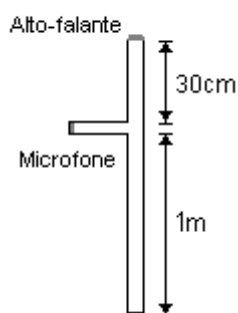
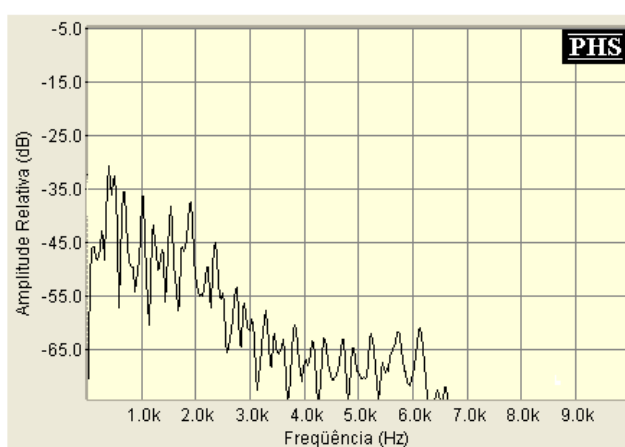


Figura 45 – (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 60cm da junção do tubo de 10cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

(a)



(b)



**Figura 46 – (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 30cm da junção do tubo de 10cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.**

As figuras 47, 48 e 49 mostram as gravações do ruído branco realizadas com o microfone fixado na extremidade de um tubo de 4 cm de comprimento e diâmetro de 9 mm, inserido com uma junção, na metade de um tubo de 2 m de comprimento e 11 mm de diâmetro.

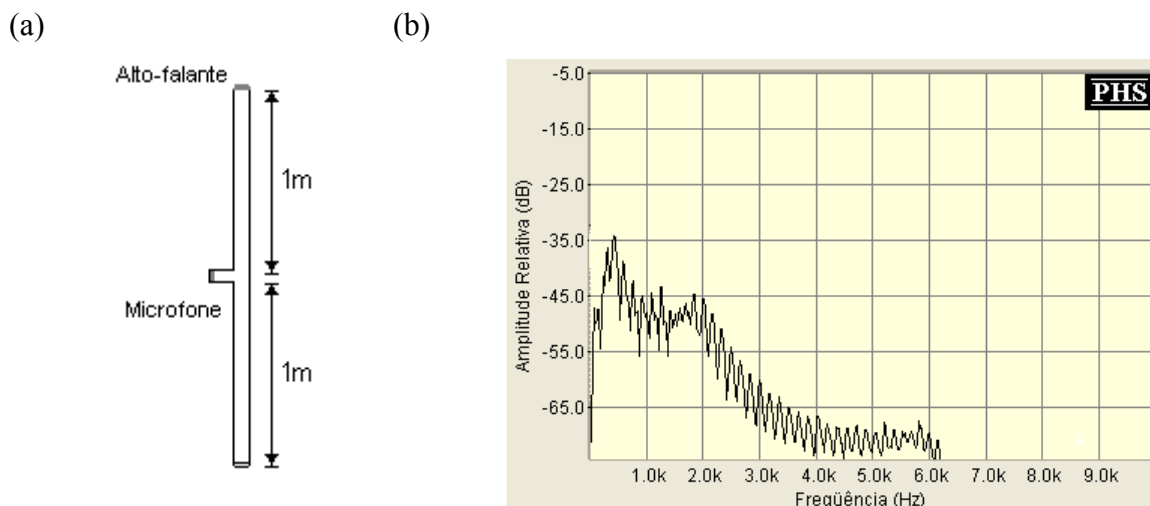


Figura 47 – (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1m da junção do tubo de 4cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

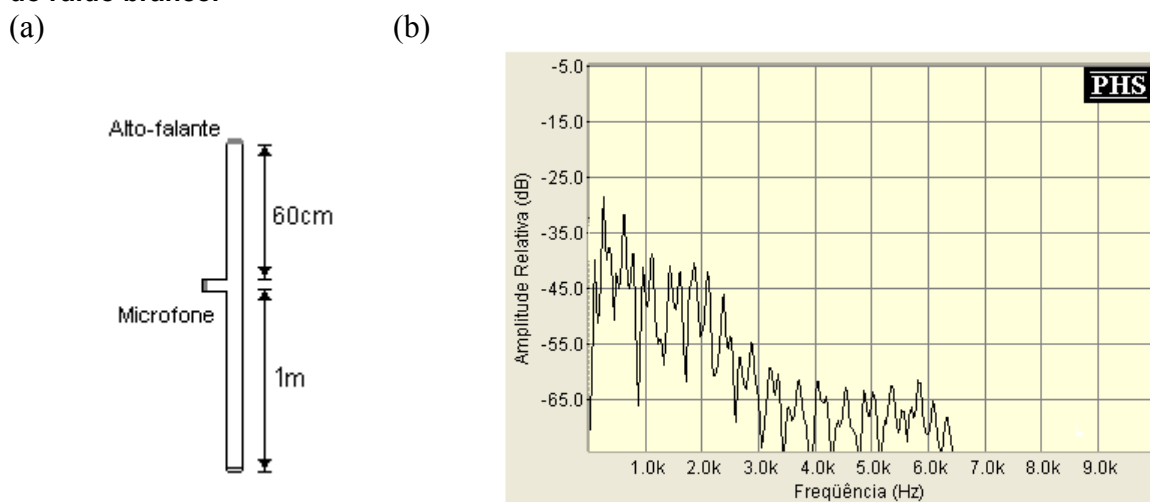


Figura 48 – (a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1m da junção do tubo de 4cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

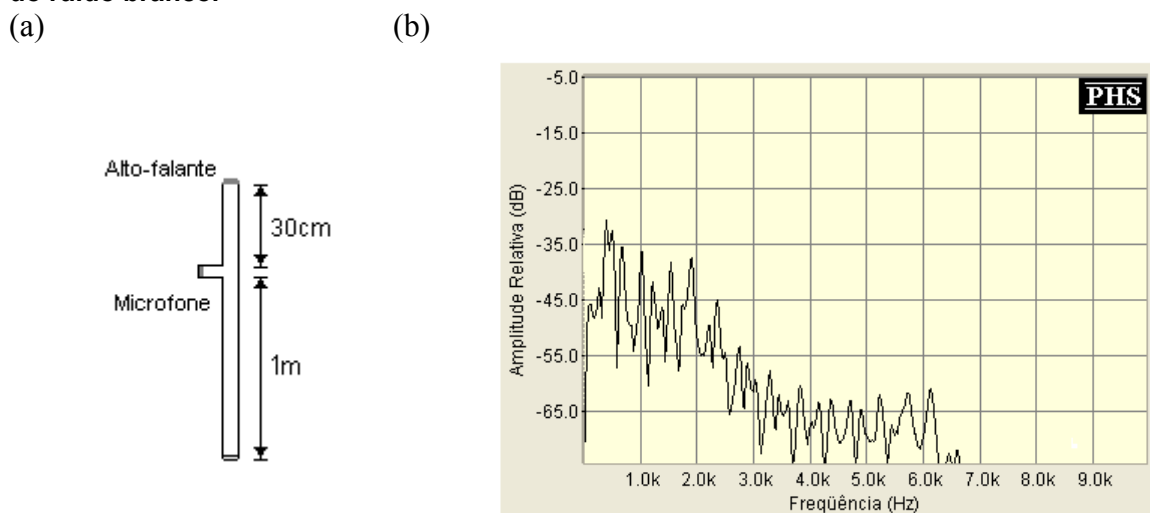


Figura 49 –(a) experimento realizado com alto-falante posicionado a 1m da junção do tubo de 4cm no qual foi fixado o microfone FM-8B; (b) Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco.

#### 4.3.2 Testes da configuração estabelecida

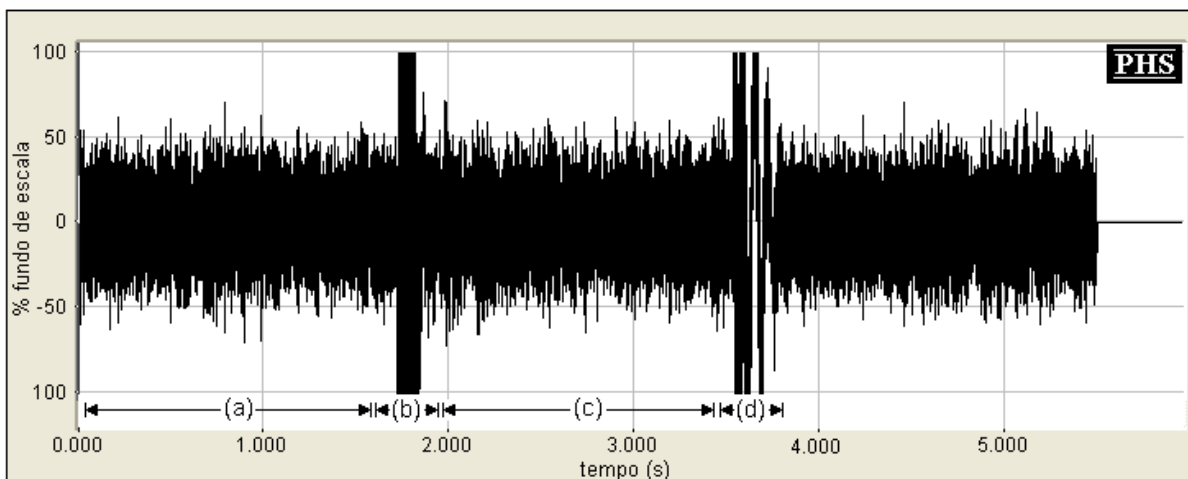
Após a avaliação dos resultados dos testes preliminares, optou-se pela escolha da fixação do microfone no tubo curto, a 4 cm do tubo principal de condução do ar entre o ventilador e o pulmão, no arranjo que seria utilizado nos experimentos *in vivo*. Com relação ao comprimento do tubo que determinaria a distância entre a fonte sonora e o tubo no qual o microfone foi fixado, optou-se pela distância de 30 cm. Ainda que a resposta em frequência ao ruído branco tenha sido bastante irregular na faixa de frequência avaliada, foi com o comprimento de 30 cm que se observou uma atenuação menor para as frequências de até 3 kHz.

A figura 50 mostra a gravação do ruído branco realizada com o microfone fixado no sistema de ventilação respiratório utilizado nos experimentos, conforme ilustrado na figura 27.



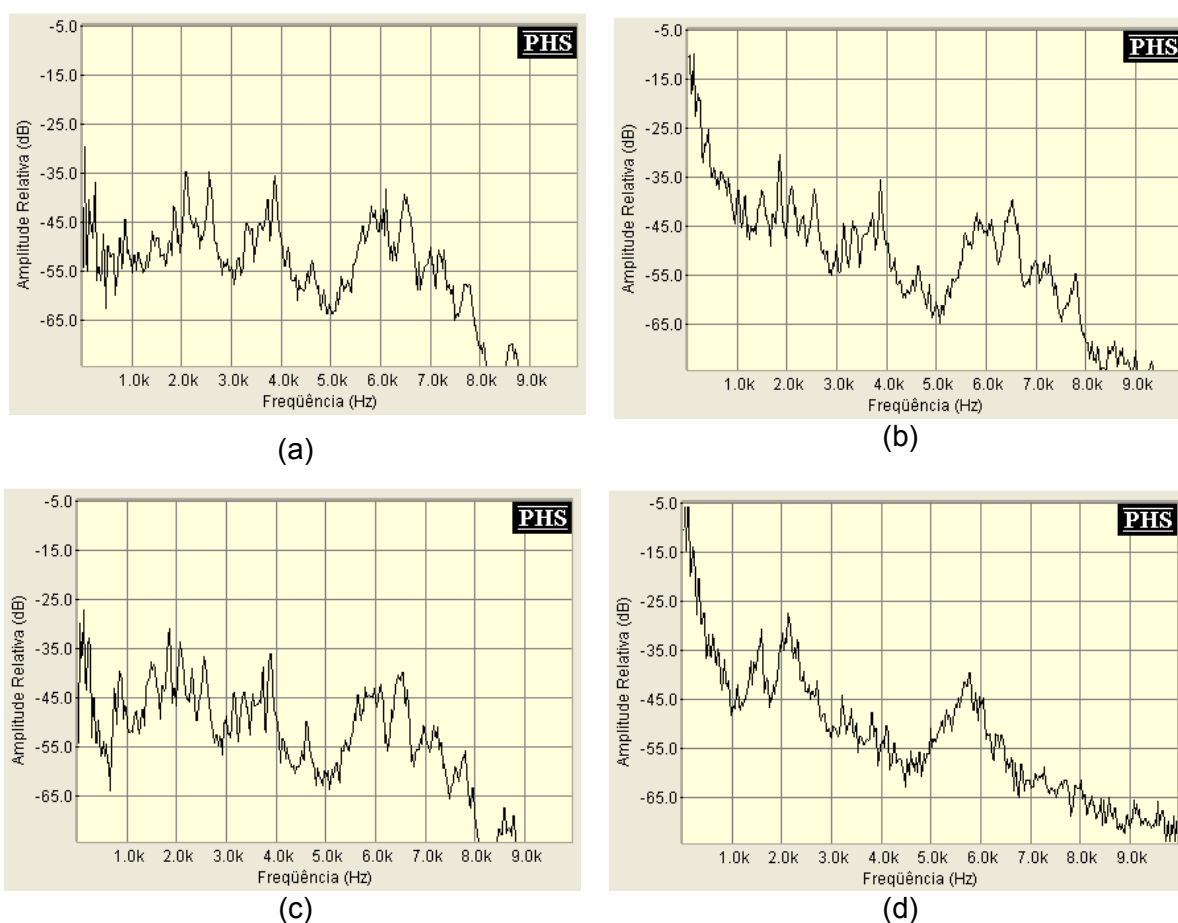
**Figura 50 – Gráfico da resposta em frequência da gravação do ruído branco com o microfone fixado no sistema de ventilação respiratório mostrado na figura 27.**

Posteriormente, realizou-se a gravação do ruído branco com o ventilador respiratório ligado, sendo que ele foi programado para estabelecer um padrão de ventilação respiratória similar ao utilizado nos experimentos. A figura 51 mostra a gravação do ruído branco realizada durante três momentos distintos do processo de ventilação: fase expiratória, comutação das válvulas do respirador e fase inspiratória.



**Figura 51 – Ruído branco gravado durante o processo de abertura e fechamento das válvulas do respirador. (a) fase expiratória; (b) abertura da válvula de inspiração e fechamento da válvula de expiração; (c) fase inspiratória; (d) abertura da válvula de expiração e fechamento da válvula de inspiração.**

A figura 52 mostra a resposta em frequência dos ruídos gravados durante as fases (a), (b), (c) e (d) indicadas na figura 51.



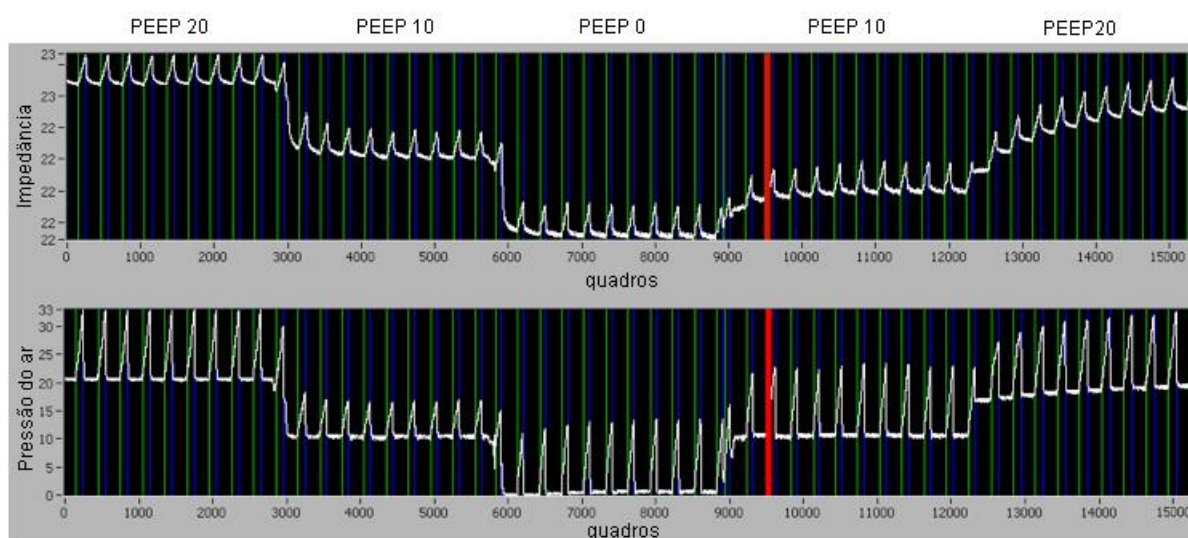
**Figura 52 – gráficos das respostas em frequência do ruído branco gravado durante a: (a) fase expiratória; (b) abertura da válvula de inspiração e fechamento da válvula de expiração; (c) fase inspiratória; (d) abertura da válvula de expiração e fechamento da válvula de inspiração.**



#### 4.4 RESULTADOS DOS EXPERIMENTOS *IN VIVO*

Nos experimentos realizados em três porcos, foram gravados sons durante os intervalos do protocolo que estava sendo aplicado pela equipe de pesquisadores do LIM 09. Os ruídos de crepitação foram claramente auscultados em dois experimentos nos instantes em que o PEEP foi alterado de 0 cmH<sub>2</sub>O para 10 cmH<sub>2</sub>O.

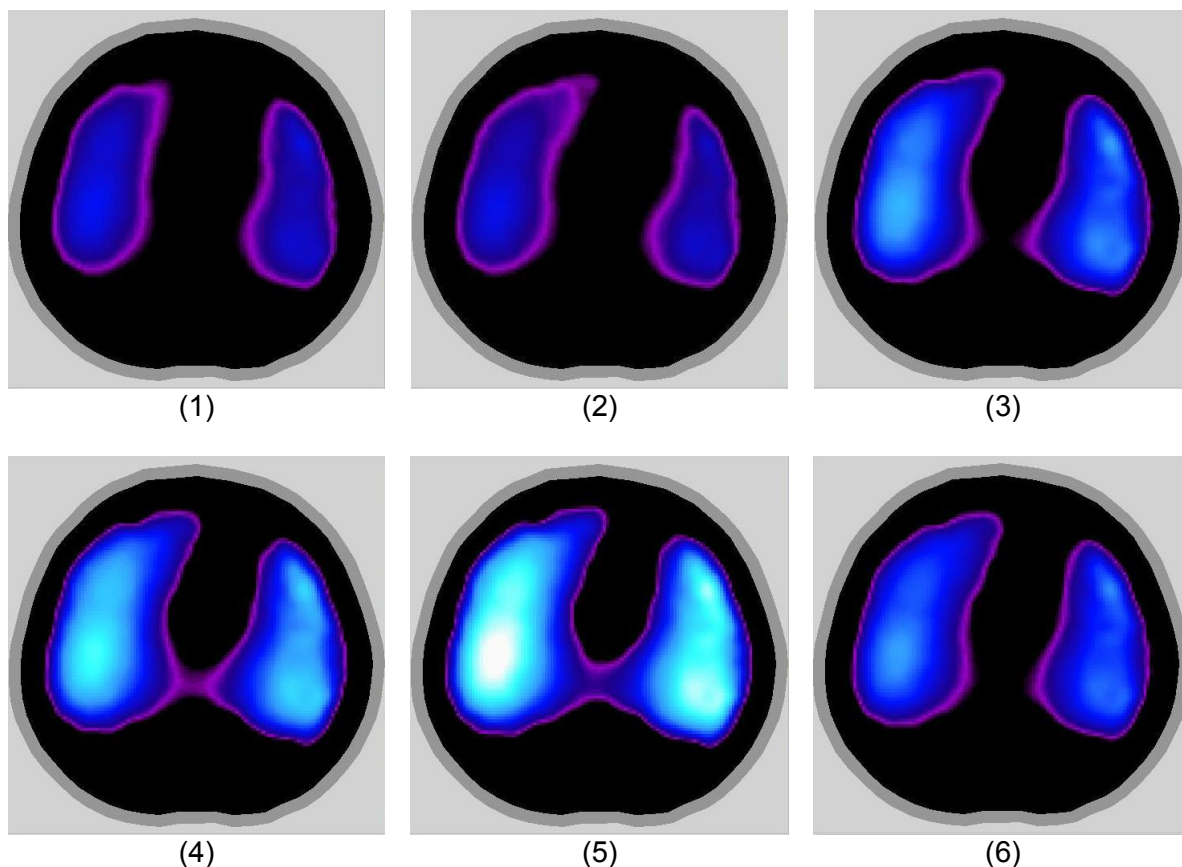
A figura 53 mostra uma imagem gerada pelo tomógrafo de impedância elétrica durante um protocolo completo de gravação, com o PEEP sendo alterado pelo respirador. Pode-se constatar que os dois gráficos registram os movimentos respiratórios, caracterizados pelo sinal com formato “dente de serra” e as variações do PEEP, caracterizadas pela variação do *offset* do sinal. O gráfico da pressão do ar foi obtido a partir das variações de pressão nos tubos do respirador, medidos pelo transdutor de pressão.



**Figura 53 – Gráficos da variação da impedância elétrica e pressão do ar medidos ao longo do tempo.**

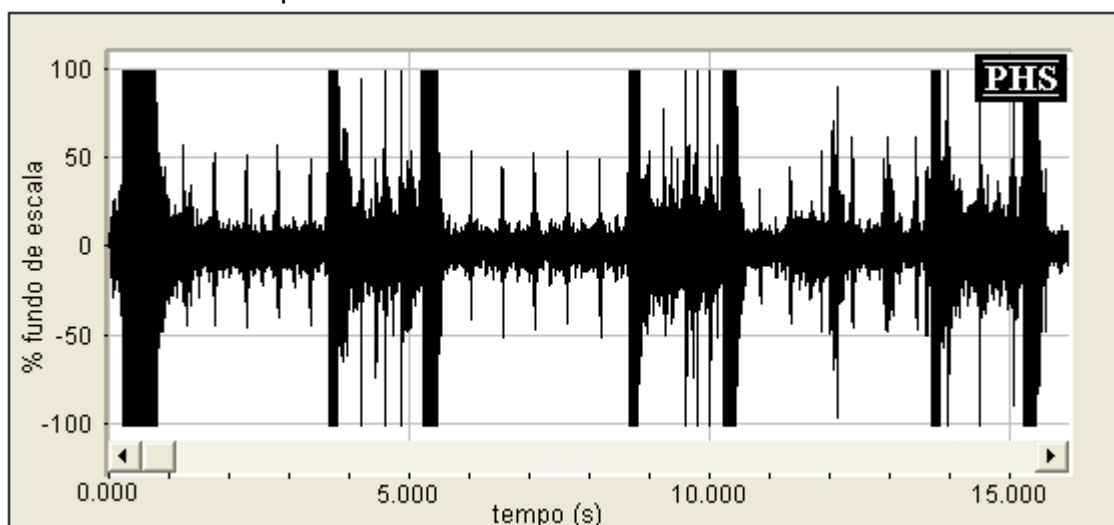
O tomógrafo por impedância elétrica é capaz de gerar 50 imagens por minuto. Na figura 53 pode-se verificar que foram gravadas informações de aproximadamente 15.000 instantes ou quadros contendo informações instantâneas sobre a quantidade de ar nos pulmões.

A figura 54 mostra uma seqüência de seis quadros gravados durante o experimento, que permite avaliar a quantidade de ar em uma seção do pulmão durante um movimento de inspiração e expiração.



**Figura 54– Seleção de seis imagens gravadas pelo tomógrafo entre os quadros 7900 e 8100, durante um movimento respiratório completo. A imagem (1) mostra a distribuição de ar nos pulmões no início da inspiração. As imagens (2), (3) e (4) mostram a distribuição de ar nos pulmões durante a fase inspiratória; a imagem (5) mostra a distribuição de ar no final da inspiração e a imagem (6) mostra um momento da fase expiratória. As cores mais claras representam uma maior concentração de ar.**

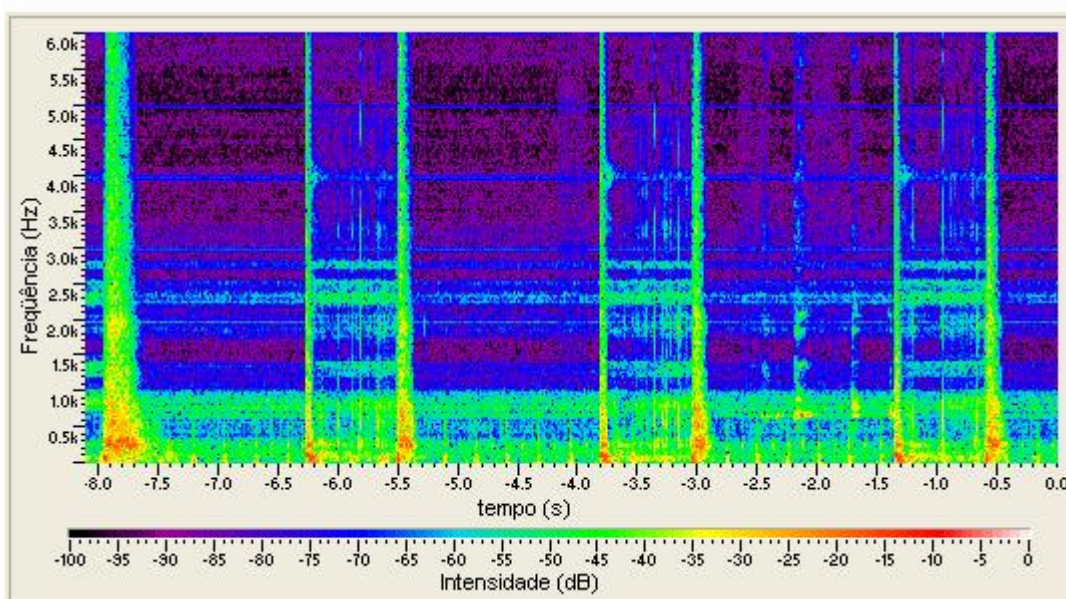
Na figura 55, pode-se verificar uma amostra da gravação de 15 s de um dos experimentos, durante os três movimentos respiratórios ocorridos após a alteração do PEEP de 0 cmH<sub>2</sub>O para 10 cmH<sub>2</sub>O.



**Figura 55 - Representação temporal de um intervalo de 15 s de gravação dos sons respiratórios, com três movimentos respiratórios completos.**

As linhas verticais mais largas da figura 55 representam os sons captados nos instantes da comutação das válvulas do ventilador respiratório. Durante os dois primeiros ciclos expiratórios (instantes de tempo entre 1 a 3,5 s e 5,5 a 8,5 s), podem ser visualizados o ruído expiratório, com amplitude aproximada de 10 % de fundo de escala, e 5 picos com amplitude de 50 % de fundo escala, que representam os sons dos batimentos cardíacos. Durante o terceiro movimento de expiração (instantes entre 10,5 e 13,5 s), um ruído externo produzido acidentalmente no laboratório pode ser observado. Nos três ciclos inspiratórios (instantes de tempo entre 3,8 a 5,2 s; 8,8 e 10,2 s; e 13,8 e 15,2 s) podem ser observados um ruído inspiratório com amplitude média de 25 % de fundo de escala e picos com amplitudes entre 50 e 100 % do fundo de escala, que representam os ruídos de crepitação.

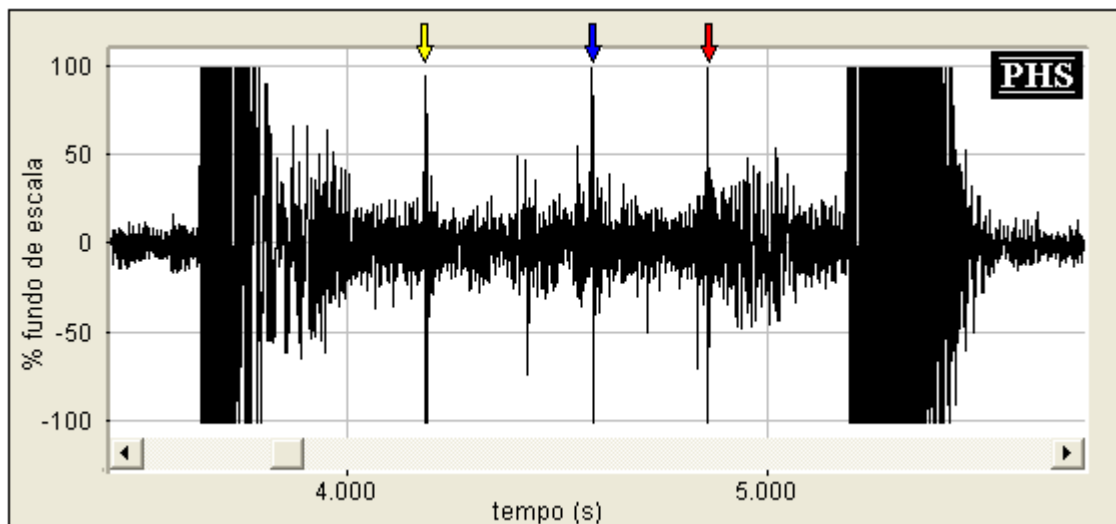
A figura 56 mostra o espectrograma do mesmo intervalo de tempo de 15 s da gravação do som mostrada na figura 55.



**Figura 56 – Espectrograma da amostra de som respiratório mostrado na figura 55.**

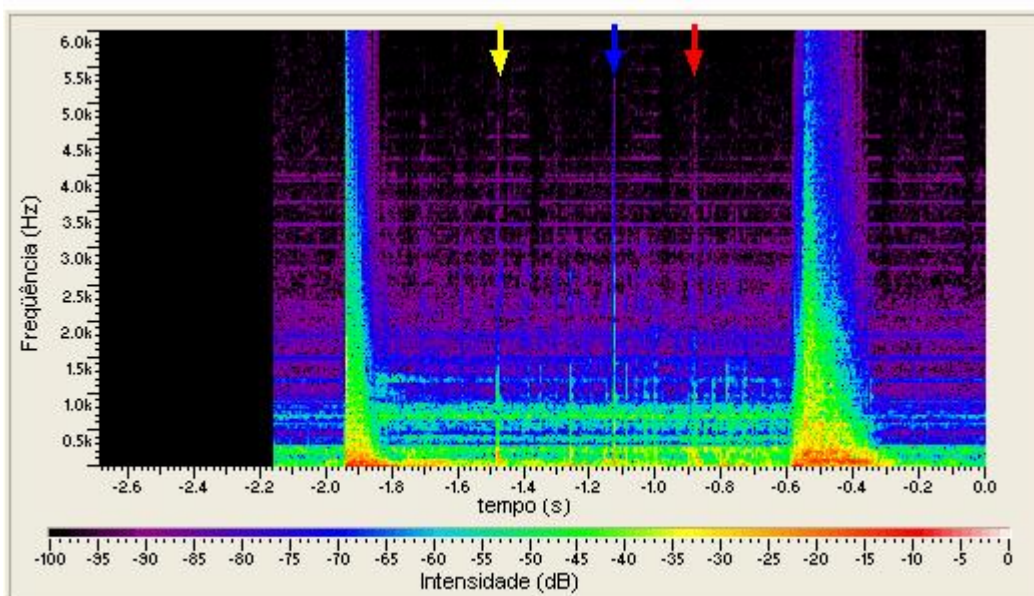
O espectrograma permite a visualização da intensidade de cada componente do espectro de frequência durante os eventos ocorridos nos 15 s de gravação. Na figura 56, observam-se os instantes de comutação das válvulas do respirador pelas faixas verticais mais claras, que indicam componentes relevantes entre as frequências de 0 e 6 kHz. Fazendo-se a correlação das figuras 55 e 56, pode-se identificar os ruídos de crepitação, representados no espectrograma pelas estreitas linhas claras verticais durante os três ciclos inspiratórios analisados.

As figuras 57 e 58 ilustram, respectivamente, a representação temporal e o espectrograma de uma ampliação do intervalo de tempo da figura 55, que tornam mais clara a visualização dos ruídos de crepitação.



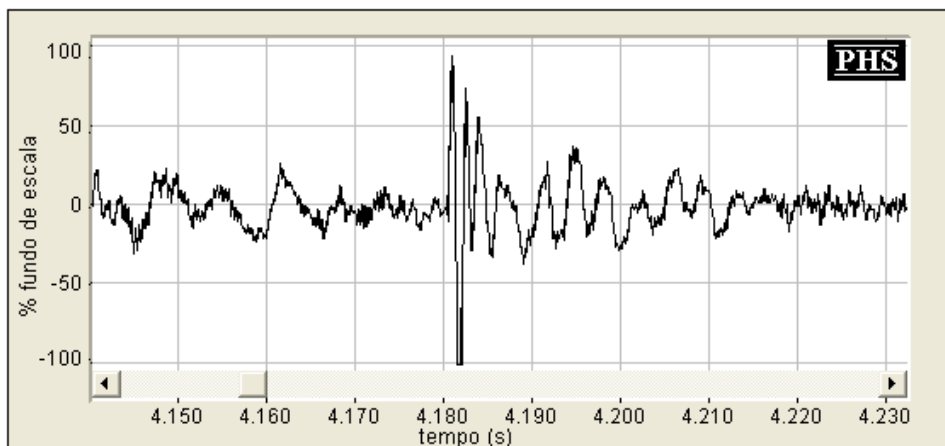
**Figura 57 - Representação temporal do intervalo de aproximadamente 2s de gravação dos sons respiratórios durante a fase inspiratória. As setas indicam três picos dos ruídos de crepitação.**

As setas amarela, azul e vermelha indicam a localização dos ruídos de crepitação de maior intensidade, captados durante um movimento inspiratório.



**Figura 58 – Espectrograma da amostra de som respiratório mostrado na figura 57. As setas indicam três estreitas faixas de frequência dos ruídos de crepitação.**

Na figura 59, pode-se mirar em detalhes um ruído de crepitação de elevada amplitude captado após o 4º s do trecho mostrado na figura 57, indicado com uma seta amarela.



**Figura 59 - Representação temporal de um intervalo de 90ms de gravação dos sons respiratórios durante a fase inspiratória.**

Nessa representação temporal da gravação dos sons respiratórios, destaca-se um pulso de alta frequência seguido por pequenas oscilações, com duração aproximada de 5 ms, caracterizando um ruído de crepitação de curta duração, também chamado de crepitação fina.



## 5 DISCUSSÃO

A proposta do presente trabalho foi desenvolver e avaliar um instrumento eletrônico para gravação e armazenamento dos sons respiratórios captados a partir das vias aéreas. Os testes de avaliação foram realizados na UTI de pequenos animais da FMUSP com o microfone de captação fixado no sistema de ventilação respiratória de animais, idêntico aos utilizados em ambiente hospitalar.

Implementou-se uma técnica de captação dos sons distinta das descritas na literatura revisada. Nos trabalhos consultados os sons foram captados com sensores posicionados de três modos distintos: fixados na superfície do tórax (Yasemin et al., 2003; Kraman et al., 2006; Pasterkamp et al., 1993; e Murphy, 2007), em experimentos com pulmão *in vitro*, isolado em um sistema de pressão controlada (Hantos et al., 2004; Alencar et al., 1999), e introduzido nas vias aéreas (Peták et al., 2006).

O foco principal desse trabalho foi descrever, escolher e avaliar os circuitos de adequação e digitalização dos sinais captados, os sensores de captação dos sons e as características de propagação dos sons respiratórios no sistema adotado.

### 5.1 CIRCUITO ELETRÔNICO

O resultado do experimento para avaliação de *hardware* apresentado na figura 34 mostrou uma resposta satisfatória dos filtros projetados, atenuando os sinais com frequências maiores que 5 kHz e menores que 30 Hz. O ganho do amplificador permitiu um adequado ajuste da amplitude dos sinais captados pelos diferentes microfones, sendo que nos experimentos com animais o ganho ajustado foi 22, correspondendo a um valor próximo da metade da escala. O CODEC de áudio com ADC de 16 *bits* e interface USB, possibilitou o desenvolvimento de um instrumento portátil e de fácil utilização, sem necessidade de alimentação externa e de instalação manual de *drivers* para o interfaceamento com o computador.

### 5.2 MICROFONES

Os resultados dos testes comparativos para avaliação da sensibilidade e resposta em frequência dos microfones diferenciaram-se um pouco das

características fornecidas pelos fabricantes e possibilitaram um conhecimento mais exato da resposta em frequência de cada microfone utilizado. Foi possível observar uma melhor sensibilidade do microfone CM-9466 em relação ao ML-70 que, segundo as informações técnicas, teria uma maior sensibilidade (anexos B e C). Com relação à resposta em frequência, o microfone FM-8B foi o que apresentou a resposta em frequência mais plana durante as gravações do ruído branco. Esse resultado determinou sua escolha para a realização dos demais ensaios da propagação dos sons nos tubos, sendo que a sua menor sensibilidade com relação aos demais microfones pode ser compensada pelo ajuste do ganho do circuito amplificador.

Não foram encontrados na literatura revisada, avaliações específicas para os sensores utilizados na captura dos sons. Os resultados encontrados apresentam avaliações da resposta em frequência e sensibilidade do sistema completo de aquisição, incluindo sensor e sistema de acoplamento do sensor. A ausência desse ensaio específico não permite avaliar as condições reais de funcionamento dos sensores utilizados e a influência dos sistemas de acoplamento e propagação dos sons na informação final captada.

### 5.3 PROPAGAÇÃO DOS SONS NOS TUBOS

Os testes de propagação dos sons nos tubos ajudaram a definir o posicionamento do microfone no sistema de ventilação respiratório da UTI. A ideia inicial era aplicar a metodologia utilizada por Aiken et al. (2000), em seu estudo sobre propagação dos sons através da caixa torácica, com frequência variando entre 50 e 600 Hz. No seu experimento, foram utilizados sinais senoidais com incrementos de 50 Hz para avaliar a alteração na amplitude e no tempo de propagação do sinal captado por cinco transdutores posicionados em diferentes posições do tórax.

No entanto, a aplicação dessa metodologia para comparar a variação das amplitudes captadas por um único microfone não foram satisfatórias, tendo em conta a grande variação das amplitudes dos sinais captados pelo microfone, em relação à pequenos incrementos na frequência do sinal emitido pelo alto-falante, devido às ondas estacionárias produzidas no interior do tubo. Optou-se, então, pela

metodologia adotada nos estudos de Kraman et al. (2006) e Räsänen et al. (2006, 2007), que avaliaram a resposta em frequência dos seus sistemas utilizando um ruído branco como sinal de entrada. A reprodução do ruído possibilitou uma visualização da resposta em frequência da propagação dos sons nos tubos ao longo de toda a faixa de frequência compreendida entre 20 Hz e 5 kHz.

A resposta em frequência obtida da propagação do som no tubo aberto de 1m são apresentadas nas figura 41, 42 e 43. Nelas, é possível observar um decaimento do valor médio da amplitude relativa dos sons com o aumento da frequência. Também é possível observar uma oscilação da amplitude do som ao longo da faixa de frequências analisada.

Na figura 41, observa-se a formação de aproximadamente cinco ciclos de picos e vales em cada intervalo de frequências de 1 kHz. Esse valor está de acordo com o resultado previsto pela equação 6 para o tubo de 1 m, onde as frequências de ressonância seriam múltiplos da frequência de 170 Hz.

As figuras 44 a 49 mostram os resultados da resposta em frequência do ruído branco propagado em dois tubos com diâmetros distintos. Na figura 44, verifica-se que a introdução do tubo de 10 cm de comprimento e 8 mm de diâmetro a uma distância de 1 m do alto falante, produziu quatro novas frequências de ressonância de maior amplitude que foram sobrepostas à frequência de ressonância do tubo de 1 m de comprimento.

Com a aproximação do alto falante ao microfone, devido ao encurtamento do tubo de 1 m, observou-se uma redução do número de picos e vales da frequência de ressonância do tubo maior como mostram as figuras 45 e 46. Esses resultados estão de acordo com a equação 6, que mostra que as frequências de ressonância são inversamente proporcionais ao comprimento do tubo.

Nas figuras 47, 48 e 49, verificou-se o mesmo fenômeno. O encurtamento do tubo de menor diâmetro, no qual estava fixado o microfone, provocou uma redução no número de picos e vales. Na figura 47, observam-se apenas dois picos, que se mantiveram nos experimentos em que o alto falante foi aproximado do microfone, como mostram as figuras 48 e 49. Com esses resultados, é possível inferir que a fixação do microfone em um “tubo suporte” de menor diâmetro, conectado no tubo principal do ventilador, produziu um segundo conjunto de frequências de ressonância, aumentando a oscilação da resposta em frequência na faixa compreendida entre 20 Hz e 5 kHz, em relação à propagação dos sons em um tubo



único, como mostram as figuras 41, 42 e 43. No entanto, na prática, não foi possível adotar o sistema de um tubo único, pois para isso, seria necessário um microfone de diâmetro menor, a fim de poder inserí-lo no tubo principal do ventilador, sem interferir no fluxo de ar.

Essa limitação exigiu a escolha de uma das seis configurações estabelecidas para o posicionamento do microfone em um tubo suporte como mostram as figuras 44 a 49. Nesse contexto, a resposta com menor oscilação na faixa de frequência compreendida entre 20 Hz e 5 kHz, e conseqüentemente, mais adequado para a transmissão dos sons pulmonares, foi observada nas configurações onde o “tubo suporte” foi fixado a uma distância de 1 m da fonte sonora, como mostram as figuras 44 e 47.

De acordo com os resultados apresentados por Räsänen et al. (2007), com a redução do comprimento dos tubos, esperava-se apenas uma alteração dos intervalos dos picos e vales da frequência de ressonância do tubo principal, tendo em conta que o diâmetro dos tubos não foi alterado. No entanto, comparando-se os resultados das figuras 44 a 49, onde a distância entre a fonte sonora e o tubo suporte foi diminuída para 60 e 30 cm, observou-se também um aumento da amplitude das oscilações das frequências de ressonância. Esse aumento deve-se à redução da perda de energia durante a propagação do som, devido a aproximação da fonte do sonora ao microfone.

Como os experimentos foram realizados nos intervalos de outro protocolo que estava sendo aplicado pela equipe médica da UTI, não foi possível posicionar o microfone a uma distância de 1 m da fonte sonora, pois essa solução exigiria uma alteração maior do arranjo experimental já montado.

A distância final entre a entrada do tubo com o microfone e a fonte sonora, nesse caso, o pulmão, ficou em torno de 40 cm, ainda que esse comprimento tenha variado um pouco ao longo dos experimentos em função da alteração dos acoplamentos feitos na interconexão dos tubos. Estima-se que a extremidade do tubo endotraqueal, introduzido na traqueostomia, foi posicionada a uma distância média de 3 cm do final da traquéia do animal. Na figura 48, pode-se observar a resposta em frequência do arranjo experimental utilizado. Constatam-se dois picos da frequência de ressonância gerados pelo “tubo suporte” onde o microfone foi fixado, e diversos picos menores de frequências de ressonância gerados pelo tubo principal. Não foi possível observar um padrão para as oscilações de menor

amplitude, e isso se deve ao fato de existir pequenas variações do diâmetro do tubo ao longo das conexões entre a cânula, o sensor de  $\text{PCO}_2$  e a junção “tipo T” que interliga os tubos, pois a mudança do diâmetro dos tubos altera diretamente a amplitude da resposta em frequência, de acordo com Räsänen et al., 2006.

Futuramente, pretende-se realizar experimentos exclusivos para aquisição dos sons onde será possível fazer um melhor planejamento das distâncias e conexões.

Finalmente, foram realizados testes para avaliação da transmissão do ruído com o ventilador respiratório em funcionamento. Os resultados apresentados nas figuras 51 e 52 mostram que o rápido fluxo de ar que ocorre nos instantes de comutação das válvulas de entrada e saída de ar gera uma onda de pressão que satura a saída do circuito amplificador. No entanto, a análise espectral indica que esses sinais são de frequências baixas. Pode-se observar que há uma grande similaridade nos espectros de frequência mostrados nos quatro gráficos da figura 52 a partir de 1 kHz. Nos gráficos (b) e (d), constatam-se componentes espectrais de baixa frequência (<1 kHz) com amplitudes relativas superiores a -15 dB, gerados nas comutações das válvulas.

#### 5.4 CAPTAÇÃO DOS SONS RESPIRATÓRIOS

Na reprodução dos sons gravados nos experimentos, foi possível escutar e distinguir os eventos de inspiração e expiração do ar produzidos pelo ventilador. Os sons de maior intensidade, que causaram a saturação do amplificador, foram os gerados pela abertura e fechamento das válvulas de entrada e saída de ar do respirador. Durante toda a gravação, foi possível escutar os sons produzidos pelos batimentos cardíacos dos animais, sendo que na fase expiratória eles foram mais claros. Os sons respiratórios normais não puderam ser distinguidos e avaliados por este método de captação, devido ao ruído de fundo presente nas gravações, gerados principalmente pelo fluxo de ar nos tubos.

Os ruídos de crepitação foram facilmente escutados e identificados nas representações temporais após a alteração do PEEP de 0 para  $10\text{cmH}_2\text{O}$ . Essa manobra possibilitou a geração dos ruídos de crepitação, pois o acréscimo de uma

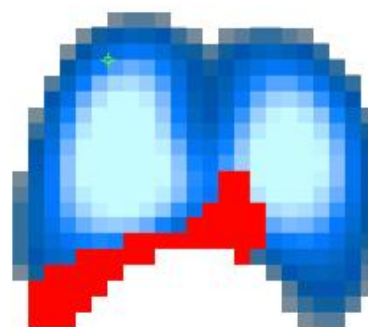
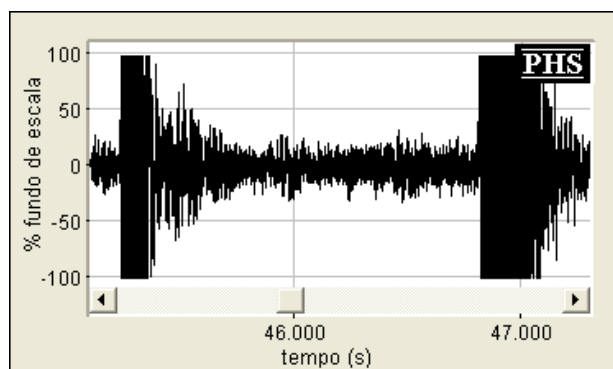
pressão no final da expiração, causou o recrutamento de uma região do pulmão que não estava sendo ventilada durante o PEEP de 0 cmH<sub>2</sub>O. Os resultados apresentados nas figuras 55 e 56 mostram, respectivamente, a representação temporal e espectral dos três primeiros movimentos respiratórios realizados após a alteração do PEEP de 0 para 10 cmH<sub>2</sub>O. As faixas verticais mais largas evidenciam os sons de maior intensidade produzidos pelo fluxo de ar na comutação das válvulas do ventilador e podem ser utilizadas para identificar os movimentos inspiratórios, de menor duração, e os movimentos expiratórios. Nas figuras 57 e 58, pode-se observar em detalhes o primeiro movimento inspiratório e os diversos picos que representam o som explosivo característico, produzido pela rápida abertura de uma via aérea colapsada. A comparação das representações das duas figuras possibilita identificar diversos outros ruídos de crepitação de menor amplitude, mais visíveis na figura 58, onde são representados por faixas de curta duração e com frequências de até 3,5 kHz.

Na figura 59, é possível observar uma representação temporal de um dos ruídos de crepitação, com duração aproximada de 10 ms. Esses resultados estão de acordo com os resultados obtidos nos trabalhos de Alencar et al. (1999), mostrado na figura 9 e de Peták et al. (2006), ilustrado na figura 11.

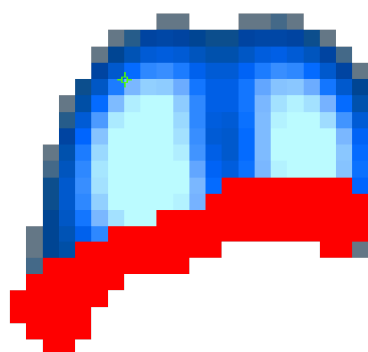
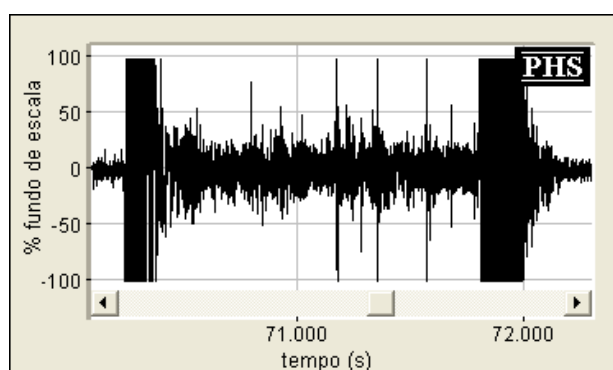
Os ruídos de crepitação captados apresentaram frequência com componentes relevantes de até 3,5 kHz, evidenciando que as vias do sistema respiratório funcionam como um bom condutor sonoro. Numa avaliação auditiva dos sons gravados, pode-se perceber uma grande semelhança com os apresentados no software didático *RALE system* (PixSoft Inc., Canadá) que disponibiliza um banco de dados com sons gravados a partir da superfície do tórax de pessoas.

Os sons captados foram comparados com as imagens gravadas pelo tomógrafo de impedância elétrica. Numa análise visual, não foi possível observar alterações nas imagens, nos movimentos de inspiração em que os ruídos de crepitação foram detectados.

No entanto, se os dados captados pelo tomógrafo forem utilizados para realizar uma média dos valores de cinco imagens gravadas em cinco instantes consecutivos de máxima inspiração, pode-se criar imagens como a da figura 60, onde é possível identificar as áreas onde houve recrutamento em ciclos anteriores.



(a)



(b)

**Figura 60-** representação temporal do ruído gravado durante a inspiração e imagens obtidas pelo tomógrafo sem interpolação. (a) durante uma inspiração sem os ruídos de crepitação; (b) durante uma inspiração com ruídos de crepitação.

As cores vermelhas representam uma variação abrupta da impedância, caracterizando as áreas que estavam colapsadas e foram recrutadas nos últimos cinco movimentos inspiratórios. Essas indicações, acrescentadas com a informação dos sons, podem ser um importante mecanismo de *feedback* para identificar a duração e a extensão das alterações do recrutamento durante a ventilação pulmonar.

## 6 CONCLUSÕES

O presente estudo demonstrou a possibilidade do monitoramento do ruído de crepitação a partir das vias aéreas, com o microfone de captação acoplado no sistema de ventilação respiratório. O microfone utilizado apresentou suficiente sensibilidade para a captação dos sons para toda a faixa de frequência avaliada. Os testes preliminares de avaliação das características de sensibilidade e resposta em frequência ajudaram a escolher o microfone de resposta mais plana e foram importantes para se ter certeza do correto funcionamento do microfone, de acordo com as características especificadas na folha de dados do fabricante.

O desenvolvimento de um circuito eletrônico portátil, de baixo consumo e de fácil interfaceamento com um computador pessoal, possibilitou a realização das medidas em uma unidade de terapia intensiva - UTI com o auxílio de um *notebook* e um software para gravação dos sons. A portabilidade e a estabilidade do circuito eletrônico possibilitaram uma rápida conexão e uma gravação ininterrupta dos sons captados a partir dos tubos do respirador durante todos os experimentos.

Os ensaios de propagação dos sons indicaram que os tubos do sistema de ventilação alteram as propriedades dos sons propagados, sendo que os melhores resultados foram observados com o microfone posicionado a uma distância de 1 m da fonte sonora. No entanto, não foi possível alterar as conexões dos tubo do arranjo experimental para posicionar o microfone de acordo com esse resultado, porém, os ensaios de propagação foram úteis para saber o comportamento exato da propagação dos sons no arranjo experimental utilizado.

Esse local de fixação do microfone apresentou a vantagem de se poder realizar a captação de ruídos de crepitação de alta intensidade de forma não invasiva, em animais submetidos à ventilação mecânica. Os ruídos de crepitação foram captados pelo sistema desenvolvido em animais com lesões pulmonares, provocados pela lavagem do pulmão com solução salina, e suas características no domínio de tempo e da frequência foram similares às características dos sons apresentados em trabalhos análogos.

A gravação simultânea das imagens captadas pelo tomógrafo permitiu avaliar o potencial desse método de captação dos sons como uma ferramenta para detectar

a abertura de vias aéreas colapsadas, podendo ser um instrumento importante para monitorar o recrutamento das vias aéreas durante a ventilação mecânica e servir como um guia para estabelecer estratégias de ventilação.

## 6.1 TRABALHOS FUTUROS

O desenvolvido de um *hardware* portátil e de fácil interfaceamento com um *notebook*, possibilitou realizar a gravação dos sons em um ambiente hospitalar. No entanto, percebeu-se a necessidade do desenvolvimento de um *software* para a gravação dos sons, que possa ser iniciado diretamente pela equipe médica e que realize a gravação durante várias horas, gerando arquivos que posteriormente possam ser facilmente identificados e analisados. A monitoração contínua dos sons pode ajudar a avaliar o potencial dessa técnica na identificação de outros sons adventícios, como por exemplo os sibilos e os roncos.

Uma possibilidade de diminuir as elevadas amplitudes das componentes sonoras dos instantes de abertura e fechamento das válvulas, que podem mascarar os sons respiratórios gerados nesse mesmo instante, pode ser a introdução de filtros adaptativos que atuam em momentos previsíveis da comutação das válvulas.

O *hardware* desenvolvido pode ser utilizado para avaliar a qualidade dos sons captados com o microfone fixado na máscara respiratória ou no orifício nasal de pacientes, a fim de avaliar uma ferramenta complementar para os diagnósticos realizados a partir das auscultações com o estetoscópio.

O desenvolvimento de um *hardware* embarcado e microprocessado para a detecção automática dos ruídos de crepitação pode ser um instrumento importante no monitoramento do recrutamento pulmonar e, se sincronizado com o tomógrafo de impedância elétrica, permitirá identificar em cada ciclo respiratório a localização das regiões pulmonares colapsadas.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AIKEN, L., SEHATI, Sepe, YOUNG, J. Duncan, and MCLEOD, Chris, Sound transmission between 50 and 600 Hz in excised pig lungs filled with air and helium. **J Appl Physiol**, v. 89, p. 2472–2482, 2000.

ALENCAR, A.M., HANTOS, Z., PETÁK, F., TOLNAI, J., ASZTALOS, T., ZAPPERI, S., ANDRADE, J.S., BULDYREV, S.V., STANLEY, H.E., SUKI, B., Scaling behavior in crackle sound during lung inflation, **Phys. Rev.**, v. 60, p. 4659–4663, 1999.

ALENCAR, A.M., *Criticalidade e Fenômenos de Transporte em Estruturas Ramificadas*, **Tese de doutorado**, Universidade Federal do Ceará, UFC, Brasil, 1999.

AUADA, Mariam Patricia, VITÓRIA, Gisele Laguna, BARROS, João Adriano de, A confusa nomenclatura da ausculta pulmonar brasileira, **J Pneumol**, v. 24 p. 129-132, 1998.

BECK, R., and GAVRIELY, N., The reproducibility of forced expiratory wheezes, **Am. Rev. Respir. Dis.**, v. 141, p. 1418–1422, 1990.

CHARBONNEAU, G., RACINEUX, J.L., SUDRAUD, M., TUCHAIS, E., Digital processing techniques of breath sounds for objective assistance of asthma diagnosis, **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 29, p. 736–738, 1982.

CHEETHAM, B.M.G., CHARBONNEAU, G., GIORDANO, A., HELISTO, P., VANDERSCHOOT, J., Digitization of data for respiratory sound recordings, **Eur Respir Rev**, v. 77, p. 621–624, 2000.

CHENG, W., DELONG, D.S., FRANZ, G.N., PETSONK, E.L. FRAZER, D.G., Discountinuous lung sounds and Histeresis in control and Tween 20-rinsed excided rat lungs, **Respir Physiol**, v. 117, p. 131-140, 1999.

COSTA, Eduardo L. V., CHAVES, Caroline N., GOMES, Susimeire, BERALDO, Marcelo, VOLPE, Márcia S., TUCCI, Mauro R., SCHETTINO, Ivany A. L., BOHM, Stephan H., CARVALHO, Carlos R. R., TANAKA, Harki, LIMA, Raul G., AMATO, Marcelo B. P., Real-time detection of pneumothorax using electrical impedance tomography , **Crit Care Med**, v. 36, n. 4, p.1230-1238, 2008.

CUGELL, D. W., Lung sound nomenclature, **Am Rev Respir Dis**, v. 136: p. 1016, 1987.

CHRISTENSEN. D. A., **Ultrasonic Bioinstrumentation**, Wiley, 1985.

DALMAY, F., ANTONINI, M.T., MARQUET, P., MENIER, R., Acoustic properties of the normal chest, **Eur. Respir. Jornal**, v. 8, p. 1761-1769, 1995.

DAVIS, G., JONES, R., **Sound Reinforcement Handbook**, Second Edition, Yamaha, 1999.

EARIS, J., CHEETHAM, B.M.G., Current methods used for computerized respiratory sound analysis, **Eur Respir Rev**, vol. 77, p. 586–590, 2000.

EARIS, J., Lung sounds (editorial), **Thorax** v. 47, p. 671–672, 1992.

FORGACS, P., Crackles and wheezes, **Lancet**, v. 2, p. 203–205, 1967.

FORGACS, P., The functional basis of pulmonary sounds, **Chest**, v. 73, p. 399–405, 1978.

GAVRIELY, N., and GROTBORG, J. B., Flow limitation and wheezes in a constant flow and volume lung preparation, **J. Appl. Physiol**, v. 64, p. 17–20, 1988.

GAVRIELY, N., **Breath Sounds Methodology**, CRC Press, Boca Raton, F.L., 1995.

GAVRIELY, N., PALTÍ, Y., ALROY, G., and GROTBORG, J. B., Measurement and theory of wheezing breath sounds, **J. Appl. Physiol**, v. 57, p. 481–492, 1984.

GAVRIELY, N., SHEE, T. R., CUGELL, D. W., and GROTBORG, J. B., Flutter in flow-limited collapsible tubes: a mechanism for generation of wheezes, **J. Appl. Physiol**, v. 66, p. 2251–2261, 1989.

GROOM, D., Standardization in phonocardiography. The microphone pickup, **Cardiology**, v. 55, p. 129–135, 1970.

GROTBORG, J. B., and DAVIS, S. H., Fluid-dynamic flapping of a collapsible channel: sound generation and flow limitation, **J. Biomech.**, v. 13, p. 219–230, 1980.

HANTOS, Z., TOLNAI, J., ALENCAR, A.M., MAJUMDAR, A., SUKI, B., Acoustic evidence of airway opening during recruitment in excised dog lungs, **J. Appl. Physiol**, v. 97, p. 592–598, 2004.

Harman International, AKG, Alemanha, 2001.

KRAMAN, S. S., The forced expiratory wheeze: its site of origin and possible association with lung compliance, **Respiration**, v. 44, p. 189–196, 1983.

KRAMAN, S.S., Vesicular lung sounds: how are they made, where do they come from, and what do they mean?, **Semin. Respir Med**, v. 6, p. 183–191, 1985.

KRAMAN, Steve S., WODICKA, George R., PRESSLER, Gary A., and PASTERKAMP, Hans, Comparison of lung sound transducers using a bioacoustic transducer testing system, **J Appl Physiol**, v. 101, p. 469–476, 2006.

MALMBERG, L.P., SORVA, R., SOVIJÄRVI, A.R.A., Frequency distribution of breath sounds as an indicator of bronchoconstriction during histamine challenge test in asthmatic children, **Pediatr Pulmonol**, v. 18, p. 170–177, 1994.

MORI, M., KINOSHITA, K., MORINARI, H., SHIRAISHI, T., KOIKE, S., and MURAO,



S., Waveform and spectral analysis of crackles, **Thorax**, v. 35, p. 843–850, 1980.

MUNAKATA, M., HOMMA, Y., MATSUZAKI, M., OGASAWARA, H., TANIMURA, K., KUSAKA, H., and KAWAKAMI, Y., Production mechanism of crackles in excised normal canine lungs, **J. Appl. Physiol**, v. 61, p. 1120–1125, 1986.

MURPHY, R. L., HOLFORD, S. K., and KNOWLER, W. C., Visual lung sound characterization by time-expanded wave-form analysis, **N. Engl. J. Med**, v. 296, p. 968–971, 1977.

MURPHY, R., Computerized Multichannel Lung Sound Analysis, **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, p. 16-19, January/February, 2007.

NATH, A.R., CAPEL, L.H., Inspiratory crackles: early and late, **Thorax**, v. 29, p. 223–227, 1974.

PASTERKAMP, H., KRAMAN, S. S., DEFRAIN, P. D., and WODICKA, G. R., Measurement of respiratory acoustical signals: comparison of sensors, **Chest**, v. 104, p. 1518–1525, 1993.

PASTERKAMP, H., KRAMAN, S.S., WODICKA, G.R., Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope, **Am J Respir Crit Care Med**, v. 156, p. 974–987, 1997.

PASTERKAMP, H., TAL, A., LEAHY, F., FENTON, R., and CHERNICK, V., The effect of anticholinergic treatment on postexertional wheezing in asthma studied by phonopneumography and spirometry, **Am. Rev. Respir. Dis.**, v. 132, p. 16–21, 1985.

PETÁK, F., HABRE, W., BABIK, B., TOLNAI, J. and HANTOS, Z., Crackle sound recording to monitor airway closure and recruitment in ventilated pigs, **Eur Respir J**, v. 27, p. 808-816, 2006.

RÄSÄNEN, O.J., GAVRIELY, N., Response of Acoustic Transmission to Positive Airway Pressure Therapy in Experimental Lung Injury, **Intensive Care Med**, v. 31, p. 1434-1441, 2005.

RÄSÄNEN, O.J., ROSENHOUSE, G., GAVRIELY, N., Effects of Diameter, Length, and Circuit Pressure on Sound Conductance Through Endotracheal Tubes, **IEEE Transactios on Biomedical Engineering**, v. 53, n. 7, p. 1255-1264, July 2006.

REISER, S. J., The Medical Influence of the Stethoscope, **Scientific American**, v. 240, n. 2, p. 148-150, 1979.

RIELLA, Rodrigo J., Propostas de Técnicas para Caracterização e Classificação Automática de Sons Pulmonares Adventícios, **Tese de doutorado**, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, UTFPR, Brasil, 2008.

SAKULA, A., LAËNNEC, R.T.H., (1781-1826) His life and work: a bicentenary appreciation, **Thorax**, v. 36, p. 81-90, 1981.

SCHREUR, H.J., STERK, P.J., VANDERSCHOOT, J., VAN KLINK, H.C., VAN

VOLLENHOVEN, E., DIJKMAN, J.H., Lung sound intensity in patients with emphysema and in normal subjects at standardised airflows, **Thorax**, v. 47, p. 674–679, 1992.

SOVIJÄRVI, A.R.A., DALMASSO, F., VANDERSCHOOT, J., MALMBERG, L.P., RIGHINI, G., STONEMAN, S.A.T., Definition of terms for applications of respiratory sounds, **Eur. Respir. Rev**, v. 10, p. 597-610, 2000.

USB-IF, Universal Serial Bus Implementers Forum, **Universal Serial Bus Specification**, Revision 2.0, 2000.

VANNUCCINI, J., EARIS, J., HELISTÖ, P., CHEETHAM, B.M.G., ROSSI, M., SOVIJÄRVI, A.R.A., VANDERSCHOOT, J., Capturing and preprocessing of respiratory sounds, **Eur Respir Rev**, v. 77, p. 616–620, 2000.

YASEMIN, P.K., BAYATLI, Engin, YAGINER, Mete, CIFTCI, Koray, KILINC, Günseli, Comparison of Different Feature Sets for Respiratory Sound Classifiers, **Proceedings of the 25th IEEE EMBS**, 2003.

**APÊNDICE A - RESUMO SUBMETIDO E ACEITO NA CONFERÊNCIA DA ATS - 2009****ATS 2009 - San Diego  
International Conference****Title: Tidal Recruitment detected by Electrical Impedance Tomography (EIT) and Crackling sounds in an ARDS model.****R BELMINO, MD<sup>1</sup>, S GOMES, MS<sup>1</sup>, A HIROTA, MS<sup>1</sup>, M H VALENGA, B<sup>2</sup>, P NOHAMA, PHD<sup>2</sup>, H T MORYIA<sup>3</sup>, M BP AMATO, PHD<sup>1</sup> and A ALENCAR, MD<sup>4</sup>**

<sup>1</sup>University of São Paulo, Lab Pneumology Experimental LIM 09, Brazil; <sup>2</sup>University Tecnológica of Paraná, Brazil; <sup>3</sup>University of Sao Paulo, Escola Politecnica, Brazil and <sup>4</sup>University of Sao Paulo, Pathology Department (LIM 5), Brazil.

We used two noninvasive techniques to evaluate Tidal Recruitment in pigs under mechanical ventilation after lung lavage with saline to induce acute respiratory failure. The first technique was electrical impedance tomography (EIT), an imaging tool that reconstructs cross-sectional images of the lungs regional conductivity using electrodes placed circumferentially around the thorax. It is able to detect instantaneous changes of lung air content and tidal volume distribution. The second technique was the detection and quantification of crackling sound via recordings of lung sound through one of the mechanical ventilation tubes. We used two PEEPs, 7cmH<sub>2</sub>O and zero, and conventional volume-controlled ventilation. By decreasing PEEP from 7 to zero, we observed changes of the boundaries of the regions of tidal recruitment (black regions in EIT images, fig1), but not in regions size. Sound recordings of crackle sound indicated that the intensity, but not the number of individual crackles increased from PEEP=7 to PEEP=0. Combining both findings, we concluded that the boundaries of airway closures moved from the periphery of the lung to upper airways, without significant changes in the total amount of lung units suffering recruitment along the breath.

**Abstract Number: 953433****Contact/Presenting Author:** Raquel BELMINO**Department/Institution:** Pneumology - lim 09, University of São Paulo**Address:** Av Dr. Arnaldo 455 **City/State/Zip/Country:** São Paulo, SP, 01246903, Brazil**Phone:** 55 11 30617361 **Fax:** 55 11 30612492 **E-mail:** [susibio@hotmail.com](mailto:susibio@hotmail.com)**Funding Source:** fapesp, finep, cnpq, LIM**Abstract Category:** 08.17 - Imaging: Physiologic and Clinical Correlates**Presentation format:** Either Poster or Oral Preview Disclosure

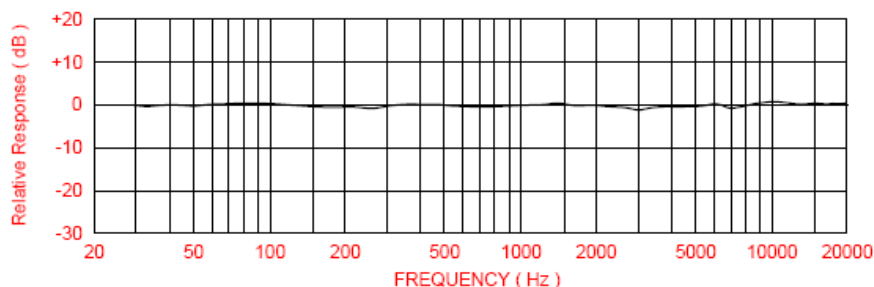
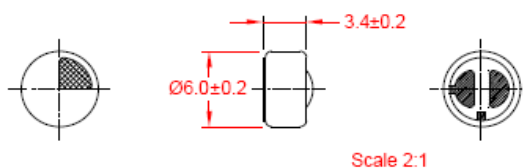
## ANEXO A – FOLHA DE DADOS DO MICROFONE FM-8B

*Hy-Q International*OMNIDIRECTIONAL BACK ELECTRET CONDENSER  
MICROPHONE CARTRIDGE FM-8B

## FM-8B

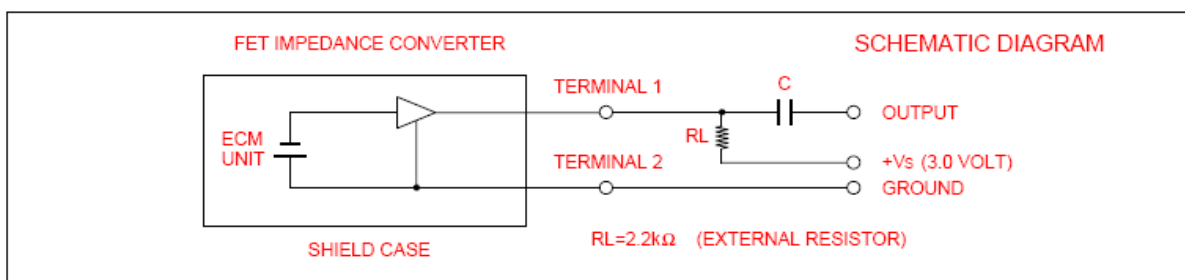
- VERY SMALL OMNIDIRECTIONS MICROPHONE.
- MOST SUITED TO PRODUCTS HAVING LIMITED SPACE.
- ELECTRET TYPE DESIGNED FOR HIGH RESISTANCE TO VIBRATIONS.

SENSITIVITY	
<input type="checkbox"/>	-54dB±2
<input type="checkbox"/>	-56dB±2
<input type="checkbox"/>	-58dB±2
<input type="checkbox"/>	-60dB±2
<input type="checkbox"/>	-62dB±2
<input type="checkbox"/>	-64dB±2
<input type="checkbox"/>	-66dB±2
<input type="checkbox"/>	-68dB±2
<input type="checkbox"/>	-70dB±2
<input type="checkbox"/>	-72dB±2

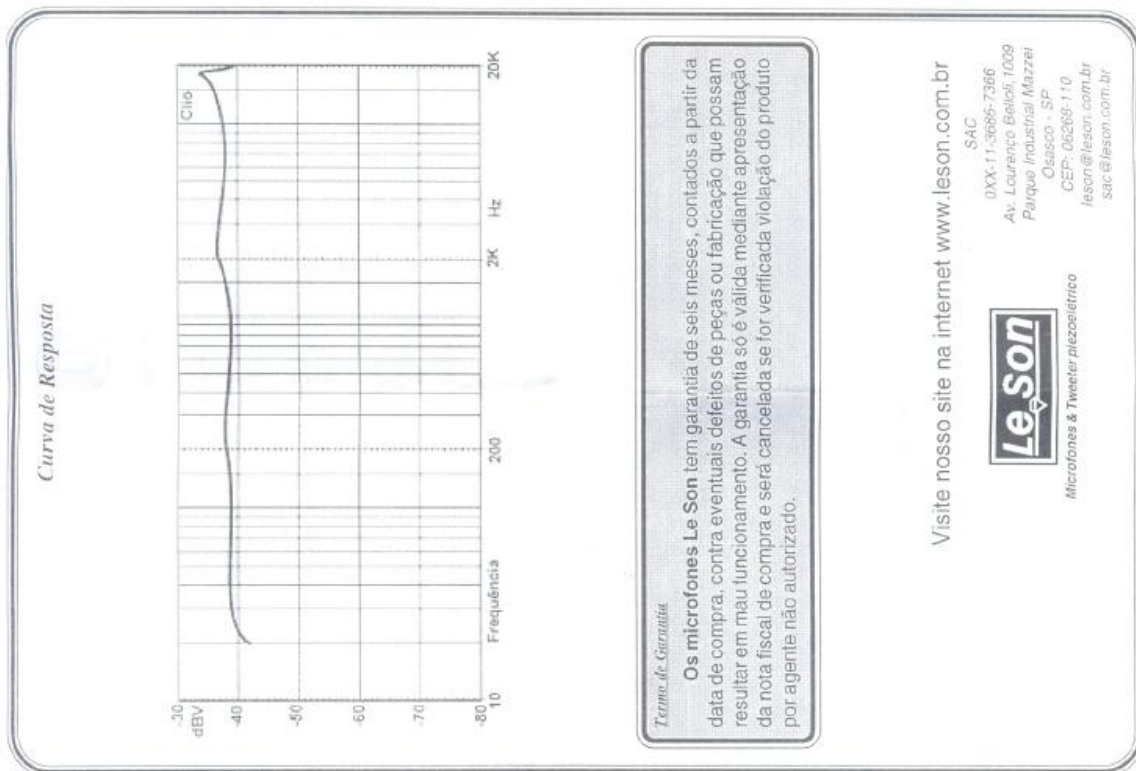


SPECIFICATION	
SENSITIVITY	Refer above (0dB=1Volt / 1µBar, 1kHz)
IMPEDANCE	Low impedance
DIRECTIVITY	Omnidirectional
FREQUENCY	20 Hz to 20,000 Hz
MAXIMUM OPERATING VOLTAGE	10 Volt
STANDARD OPERATING VOLTAGE	2.0 Volt
CURRENT CONSUMPTION	Maximum 0.5mA
SENSITIVITY REDUCTION ( M.H. )	Within -3dB at 1.5 Volt
S/N RATIO	More than 62dB

APPLICATIONS
1. Telephone devices.
2. Built-in microphones for tape recorders.
3. Intercoms.
4. Completed microphones for recording, testing and monitoring.
5. Sonic controlled toys and sensors.
6. Others.



## ANEXO B – FOLHA DE DADOS DO MICROFONE ML-70



# ML-70 / 70-D

## Microfone de lapela

### Especificações técnicas

- Microfone a condensador (eletreto).
- Impedância: 1 k $\Omega$ .
- Sensibilidade a 1 kHz: - 38 dB (IEC 268-4 0 dB = 1 V / Pa).
- Resposta de frequência de 20 Hz a 20 kHz.
- Padrão polar omnidirecional.
- Tensão de operação de 1,1 a 1,5 Vcc.
- Bateria tipo AA de 1,5 V "Pilha alcalina" (não inclusa).
- Plugue P10 mono ( $\varnothing$  6,3mm).
- Acessórios: presilha para microfone de lapela e capa de sopra.

### Estojo da pilha

O microfone de lapela e o estojo da pilhas formam um conjunto que é ligado por um cabo leve, assim o microfone pode ser confortavelmente fixado na gola ou na gravata do usuário, ficando o estojo da pilha no bolso do paletó ou da calça. Um cabo bastante resistente liga esse conjunto ao plugue, assegurando maior durabilidade e eliminando problemas de quebra e ruídos.

**Atenção:** recomendamos que a pilha seja retirada após uso do microfone.



Para facilitar a abertura do estojo da pilha, pressione a parte de trás, como mostra a figura.

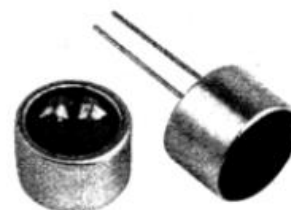
## ANEXO C – FOLHA DE DADOS DO MICROFONE CM-9466

KITRUS

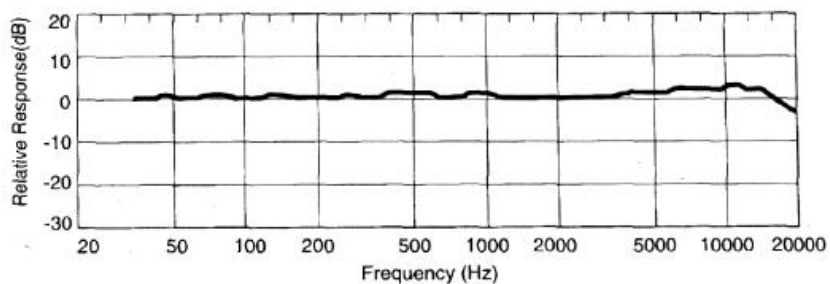
### CM-9466 - 9.4mm Omnidirectional Electret Condenser Microphone

#### Specifications

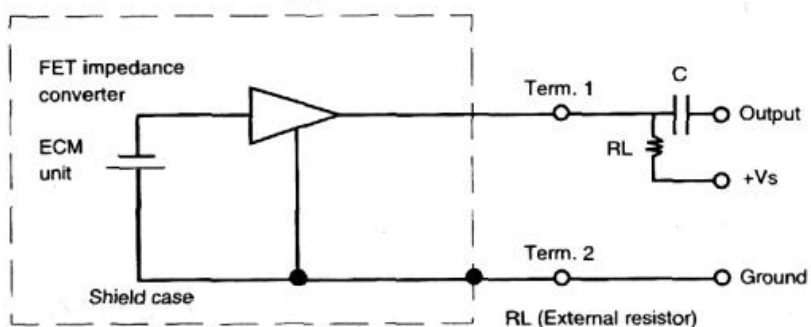
Sensitivity: (0dB=1V/Pa, 1KHz)	-46dB ±3
Impedance:	Low impedance
Directivity:	Omnidirectional
Frequency:	20~16,000Hz
Operation Voltage:	1.5V
Resistance (RL):	1KΩ
Current Consumption:	Max 0.3mA
S/N Ratio:	More than 60dB



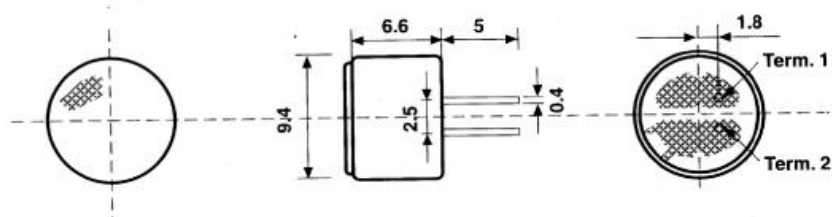
#### ● Typical Frequency Response Curve



#### ● Schematic Diagram



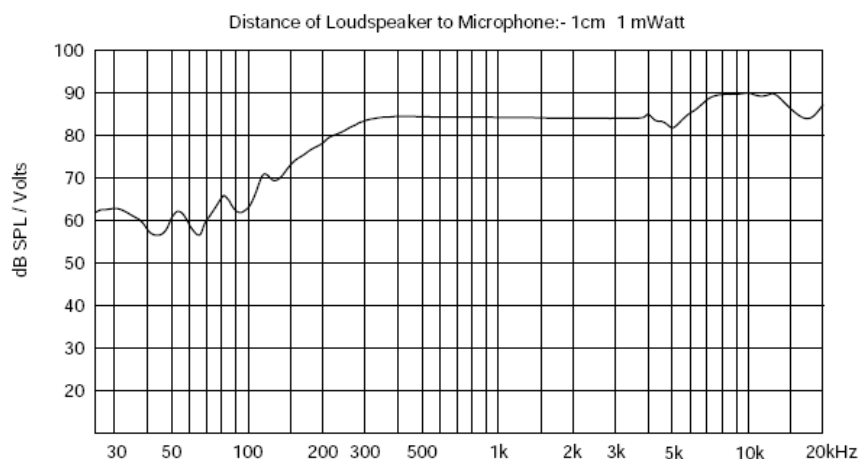
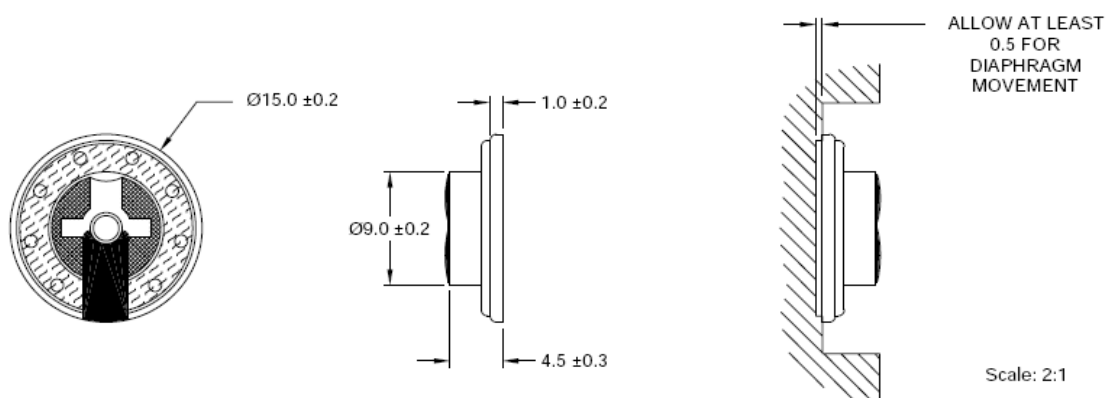
#### Dimensional Drawing (Unit:mm)



## ANEXO D – FOLHA DE DADOS DO ALTO-FALANTE MICRO SPEAKER 15CS150M8X-12NT

*Hy-Q International*

MICRO SPEAKER  
15CS150M8X-12NT



SPECIFICATION	
FREQUENCY RANGE	180 ~ 20000Hz Average SPL-10dB
LOWEST RESONANT FREQUENCY	320 ±64 Hz
NOMINAL IMPEDANCE	150 Ω ±15% at 1000 Hz
OUTPUT SOUND PRESSURE LEVEL (SPL)	84 ±3dB / 1 mWatt 1 Centermetre Average at 400, 500, 600 and 800 Hz
WEIGHT OF SPEAKER	2.0 Grams
POWER RATING	Normal 5.0 mWatt Maximum 10 mWatt
DISTORTION	5% Maximum at 1000 Hz 5 mWatt
ABNORMAL SOUND TEST	Must be normally tested by 0.87 Volts Sine Wave
LOAD TEST	White noise with weighted filter 0.87 Volts (RMS) 24 Hours
OPERATING TEMPERATURE RANGE	-25° C to +50° C 16 Hours
STORAGE TEMPERATURE RANGE	-40° C to +60° C 2 Hours
POLARITY	The diaphragm will move forward when a positive DC current is applied to the '+' or 'marked' terminal.
MAGNET	Material:- Rare Earth. Size:- Ø6.5 x Ø2.0 x 1.6
REMARKS	Manufactured and tested to CNS4784 and CNS4785 standards.



## ANEXO E – CERTIFICADO DE APROVAÇÃO DA PESQUISA PELO COMITÊ DE ÉTICA

RECEBIDO SPG 20/11/07  
ASS: *Uralozk*



### APROVAÇÃO

A Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa - CAPPesq da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas e da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 14/11/2007, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 1022/07, intitulado: "DETECÇÃO DA ABERTURA E COLAPSO ALVEOLAR DURANTE O CICLO VENTILATÓRIO, ATRAVÉS DA TOMOGRAFIA DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA" apresentado pela Área de FISIOPATOLOGIA EXPERIMENTAL.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar à CAPPesq, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: **Prof. Dr. Marcelo Passos Britto Amato**

Pesquisador (a) Executante: **Raquel Belmino de Souza**

Encaminhe-se à CPG-FMUSP CAPPesq, 22 de Novembro de 2007  
para as devidas providências  
S.P., 28/11/07

*Paulo Saldiva*  
Prof. Dr. Paulo Hilário Nascimento Saldiva  
Coordenador do programa de  
Pós-Graduação em Ciências  
Fisiopatologia Experimental

*Eduardo Massad*  
Prof. Dr. Eduardo Massad  
Presidente da Comissão  
de Ética para Análise de  
Projetos de Pesquisa