

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PATRÍCIA CORRÊA CENTENO

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM
PROTÓTIPO DE MONITOR DE ATIVIDADE
RESPIRATÓRIA E APNÉIA DO SONO ATRAVÉS DE
TERMOMETRIA E ACELEROMETRIA**

Porto Alegre

2010

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM
PROTÓTIPO DE MONITOR DE ATIVIDADE
RESPIRATÓRIA E APNÉIA DO SONO ATRAVÉS DE
TERMOMETRIA E ACELEROMETRIA**

Projeto de Diplomação apresentado ao
Departamento de Engenharia Elétrica da Universidade
Federal do Rio Grande do Sul, como parte dos
requisitos para Graduação em Engenharia Elétrica.

ORIENTADOR: Prof. Dr. Alexandre Balbinot

Porto Alegre

2010

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PATRÍCIA CORRÊA CENTENO

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM PROTÓTIPO DE
MONITOR DE ATIVIDADE RESPIRATÓRIA E APNÉIA DO
SONO ATRAVÉS DE TERMOMETRIA E ACELEROMETRIA**

Este projeto foi julgado adequado para fazer jus aos créditos da Disciplina de “Projeto de Diplomação”, do Departamento de Engenharia Elétrica e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora.

Orientador: _____

Prof. Dr. Alexandre Balbinot, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil.

Banca Examinadora:

Prof^a. Dr^a Adriane Parraga, UFRGS

Doutora pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil.

Prof. Dr. Valner João Brusamarello, UFRGS

Doutor pela Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil

Porto Alegre, dezembro de 2010

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à Deus por tudo que me proporciona na vida.

À minha avó Nazinha pelo exemplo de vida.

E aos meus companheiros Francisco Bento e

Polly por tornarem minha vida mais feliz.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de deixar um agradecimento àquelas pessoas que me apoiaram e auxiliaram na minha graduação, assim como nesta monografia.

Aos meus pais Vera e Paulo pela minha formação pessoal e por sempre me darem apoio nos momentos difíceis me dando conselhos e sem perder a paciência nos meus momentos de ansiedade. À minha tia Maria, por nunca perder fé, por confiar na minha capacidade e por me ensinar a acreditar em sonhos.

Um agradecimento especial à Cintia Nunes da Silva pelo acompanhamento, orientação e por nunca me deixar desistir.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Alexandre Balbinot, agradeço imensamente pela excelente orientação, incentivo e apoio para execução deste trabalho. Ao Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE-UFRGS) pela disponibilização de espaço, componentes e equipamentos para realização dos experimentos.

Aos voluntários, pela participação, disponibilizando seu tempo para a realização dos ensaios.

À empresa ADD-Therm pela atenção e fornecimento dos termistores NTC utilizados no protótipo.

Aos meus colegas da Aeroeletrônica Ltda: Gustavo Hennemann e Fernando Belíssimo por estarem sempre dispostos a me ajudar em todos os momentos que precisei. Agradeço também aos meus gerentes Saul Bencke e Eurides Silva pela compreensão e flexibilidade nos horários de trabalho, permitindo que eu chegasse ao final da graduação.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica e Comgrad Engenharia Elétrica pela ajuda e palavras de incentivo nos momentos difíceis.

Aos amigos e companheiros do curso de Engenharia Elétrica: Janaína, Elisa, Graziela, Juliana, Sílvia e Gabriel pelo otimismo, pelo aprendizado em nossos grupos de estudo e pelos momentos divertidos em nossas reuniões do clube.

E finalmente, agradeço a todos que me ajudaram direto ou indiretamente para o desenvolvimento deste projeto.

RESUMO

A Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono é um grave distúrbio do sono, apresentando-se como um cessar da respiração com duração de dez segundos ou mais. Uma vez que ocorre a suspeita da ocorrência da Síndrome no paciente, é necessário realizar um correto diagnóstico através de exames para determinar seu grau de gravidade. Um dos registros destes exames é o fluxo de ar nasal, também conhecido como naso-oral ou nasobucal que pode ser realizado através de sensores posicionados nas vias aéreas.

Este trabalho tem a finalidade de desenvolver o protótipo de um monitor de atividade respiratória e apnéia do sono através de termometria e acelerometria, utilizando termistores posicionados nas vias respiratórias e um acelerômetro fixado na região abdominal do indivíduo. Os resultados dos ensaios realizados demonstraram a viabilidade do sistema para captação dos sinais respiratórios e caracterização de eventos de cessação ou diminuição do fluxo respiratório.

Palavras-chaves: Instrumentação Biomédica, Atividade Respiratória, Apnéia do Sono, Termometria e Acelerometria.

ABSTRACT

The Syndrome of Obstructive Sleep Apnea is a serious sleep disorder, presenting as a cessation of breathing lasting ten seconds or more. Since there is suspicion of occurrence of the syndrome in the patient, we must make a correct diagnosis through tests to determine their degree of severity. One of the records of these examinations is the nasal airflow or nasal-oral or nasal-oral what can be accomplished through sensors placed in the airways.

This work aims to develop a prototype monitor respiration and sleep apnea through accelerometry and thermometry using thermistors placed in the airways and an accelerometer fixed on the abdominal region of the individual.

The results of the tests demonstrated the feasibility of the system to capture the signals and characterization of respiratory events of termination or reduction of airflow.

Keywords: Biomedical Instrumentation, Respiratory Activity, Sleep Apnea, Thermometry, Accelerometry

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Justificativa	14
1.2	Objetivos.....	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	Anatomia e fisiologia do sistema respiratório: um breve relato	17
2.2	Divisão do Sistema Respiratório.....	18
2.2.1	Nariz	19
2.2.2	Faringe e Laringe	20
2.2.3	Traquéia e brônquios	22
2.2.4	Pulmões	22
2.2.5	Diafragma	24
2.3	Respiração.....	24
2.3.1	Inspiração.....	24
2.3.2	Expiração	26
2.3.3	Controle da ventilação.....	26
2.4	O sono.....	28
2.5	Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono	32
2.6	Sistemas utilizados para monitoramento para diagnóstico da Apnéia do Sono	37
3	METODOLOGIA EXPERIMENTAL.....	39
3.1	Diagrama de Blocos do Experimento.....	39
3.2	Plataforma de Hardware	40
3.2.1	Protótipo de cânula oral-nasal com fixação de termistores	40
3.2.2	Captação do movimento abdominal com acelerômetro capacitivo de baixo custo	42
3.3	Levantamento experimental da função de transferência do protótipo da cânula oral-nasal.....	43
3.4	Procedimento de linearização e calibração dos termistores	44
3.5	Projeto e elaboração do sistema de condicionamento	46
3.6	Amplificação do sinal da cânula oral-nasal	47
3.7	Amplificação do sinal do acelerômetro.....	48
3.8	Sistema de Aquisição de dados e filtragem dos sinais	49
3.8.1	Aquisição do banco de dados.....	53
3.8.2	Taxa de amostragem.....	55
3.9	Software monitor de apnéia do sono	55
3.9.1	Procedimento de calibração	55
3.9.2	Processamento dos sinais respiratórios	59
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	61
4.1	Função de transferência do sensor de fluxo respiratório	61
4.2	Linearização e calibração dos termistores	62
4.3	Cadeia de medição	68
4.4	Aquisição de dados e filtragem.....	69
4.5	Testes preliminares dos sinais respiratórios	70
4.6	Resultados dos ensaios com voluntários	71
4.6.1	Procedimento de calibração com voluntário acordado.....	72
4.6.2	Procedimento de calibração com voluntário dormindo.....	75
4.6.3	Processamento dos sinais respiratórios	77
5	CONCLUSÕES	90
6	TRABALHOS FUTUROS	91

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	92
APÊNDICE I.....	95
APÊNDICE II.....	96
APÊNDICE III	97

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Órgãos do sistema respiratório.....	18
Figura 2.2 – Seção sagital do lado esquerdo da cabeça e do pescoço.	20
Figura 2.3 – Partes da faringe.....	21
Figura 2.4 – Canal de passagem do ar e dos alimentos.	21
Figura 2.5 – Vista anterior da ramificação das vias aéreas da traquéia e dos lobos dos pulmões.	23
Figura 2.6 – Ventilação pulmonar: (a) inspiração (b) expiração.	25
Figura 2.7 – Localização da Medula Oblongata na metade inferior do tronco cerebral.....	27
Figura 2.8 – Parâmetros essenciais para a caracterização do sono.....	30
Figura 2.9 – Sistema de controle metabólico ou automático.	31
Figura 2.10 – Entrada normal e obstrução na entrada de ar: (a) respiração normal (b) Apnéia Obstrutiva do Sono.	32
Figura 2.11 – Foto de um paciente submetendo-se à PSG para diagnóstico de distúrbios do sono.....	34
Figura 2.12 – Foto do CPAP e seus componentes: compressor de ar, traqueia para condução e máscara nasal.....	36
Figura 2.13 – Foto de um paciente submetendo-se à PSG para ajuste de pressão.....	36
Figura 3.1 – Diagrama de blocos do sistema proposto.	39
Figura 3.2 – Ligação dos termistores.....	41
Figura 3.3 – Suporte para fixação dos termistores.	41
Figura 3.4 – Voluntária com cânula oral-nasal posicionada.	42
Figura 3.5 – Foto do módulo com acelerômetro (a) face superior (b) face inferior.....	43
Figura 3.6 – (a) Região de posicionamento do módulo com acelerômetro (b) voluntário com o acelerômetro posicionado na região abdominal.	43
Figura 3.7 – Ponte de Wheatstone para medição de tensão em função da temperatura.	45
Figura 3.8 – Ilustração do circuito de condicionamento proposto.	46
Figura 3.9 – Foto do módulo de condicionamento de sinais do termistor e do acelerômetro..	47
Figura 3.10 – Dispositivo de aquisição de dados NI USB 6008.	49
Figura 3.11 – Rotina implementada no LabVIEW para aquisição de dados.	50
Figura 3.12 – Fluxograma da rotina de aquisição de dados.....	51
Figura 3.13 – Janela do Sistema de Aquisição de Dados e arquivo de dados adquiridos.....	54
Figura 3.14 – Arquivo gerado pela rotina de aquisição de dados.....	54
Figura 3.15 – Fluxograma da rotina de calibração do sistema.	57
Figura 3.16 – Janela da rotina de calibração do sistema.....	58
Figura 3.17 – Arquivos .lvm gerados pela rotina de calibração.....	58
Figura 3.18 – Janela da etapa de processamento dos sinais respiratórios.....	60
Figura 4.1 – Função de transferência experimental dos termistores.....	62
Figura 4.2 – Linearização dos termistores.	64
Figura 4.3 – Erros relativos provenientes das retas de linearização.	66
Figura 4.4 - Curva de calibração dos termistores.	67
Figura 4.5 – Cadeia de medição proposta para a cânula oral-nasal.....	68
Figura 4.6 – Cadeia de medição proposta para o acelerômetro.....	69
Figura 4.7 – Exemplo de sinal adquirido pela cânula para identificação de atividade respiratória.....	69
Figura 4.8 – Resposta dos sensores à simulação de uma parada respiratória $\Delta t=19,7s$	70
Figura 4.9 – Eixo principal do acelerômetro.....	71

Figura 4.10 – Voluntária 1 se submetendo ao procedimento de calibração e aquisição de dados.	72
Figura 4.11 – Sinais respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 1 deitada de costas....	73
Figura 4.12 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Y – Voluntária 1 deitada de costas. .	73
Figura 4.13 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 1 deitada de lado.	74
Figura 4.14 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 2 deitada de lado.	75
Figura 4.15 – Voluntária 3 se submetendo ao procedimento de calibração e aquisição de dados.	76
Figura 4.16 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 3 deitada de lado.	76
Figura 4.17 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=20,95s$	78
Figura 4.18 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=16,41s$	79
Figura 4.19 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=16,15s$	79
Figura 4.20 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=14,9s$	80
Figura 4.21 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=10,4s$	80
Figura 4.22 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=14,63s$	81
Figura 4.23 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=10,14s$	82
Figura 4.24 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=11,84s$	82
Figura 4.25 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=31,28s$	83
Figura 4.26 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=15,56s$	84
Figura 4.27 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=16,25s$	84
Figura 4.28 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=12,38s$	85
Figura 4.29 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=11,61s$	85
Figura 4.30 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=12,69s$	86
Figura 4.31 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=11s$	87
Figura 4.32 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=12,09s$	87
Figura 4.33 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=22,27s$	88
Figura 4.34 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=13,78s$	88
Figura 4.35 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=19,11s$	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Variáveis respiratórias da polissonografia.	34
Tabela 4.1– Valores de resistência medidos em função da temperatura.	61
Tabela 4.2 – Cálculo do resistor R paralelo com o NTC com dados teóricos.....	63
Tabela 4.3 – Cálculo do resistor R paralelo com o NTC com dados experimentais.	63
Tabela 4.4 – Cálculo do resistor R paralelo com o NTC com dados do <i>datasheet</i>	64
Tabela 4.5– Valores de tensão de saída da ponte medidos em função da temperatura.	66

LISTA DE ABREVIATURAS

SAOS: Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono

PSG: Polissonografia

NREM: *Non-rapid eye movement*

REM: *Rapid eye movement*

TS: Transtornos do Sono

SNC: Sistema nervoso central

ICSD: *International Classification of Sleep Disorders*

EEG: Eletroencefalograma

EOG: Eletro-oculograma

EMG: Eletromiograma

NTC: *Negative Temperature Coefficient*

CPAP: *Continuous Positive Airway Pressure*

VI: *Virtual Instrument*

1 INTRODUÇÃO

O estudo dos distúrbios respiratórios do sono constitui uma área relativamente nova do conhecimento científico. O interesse pela apnéia do sono tem destaque ao final da década de 70, após 30 anos de relevantes estudos e descobertas que alavancaram a importância do sono e seus distúrbios sobre a saúde. A síndrome da apnéia do sono tem se revelado como o mais freqüente e importante distúrbio respiratório do sono. A mesma decorre da obstrução ou semi-obstrução repetida das vias respiratórias durante o sono ocasionando pausas na respiração, com duração variável (Silva, 2006).

A Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono (SAOS) é considerada um problema de saúde pública (Landa, 2009), potencialmente tratável e em virtude de suas conseqüências, vem ganhando atenção da comunidade médica (Silva, 2009). Estima-se que de 2 a 4% da população adulta de meia-idade, seja afetada pela SAOS, atingindo uma projeção de 7 a 18 milhões de pessoas somente nos Estados Unidos (Balbani, 1999).

A interface da engenharia com essa área permite o desenvolvimento de equipamentos e estudos para monitorar a atividade respiratória durante o sono e captar sinais que permitam determinar o número de apnéias e hipopnéias ocorridas, sua duração, seu índice (número de eventos dividido pelo tempo em horas) e o tempo total de apnéia durante o sono.

1.1 Justificativa

A privação de sono causa dificuldades, desde problemas físicos até o prejuízo dos processos cognitivos (Reimão, 1996). A apnéia obstrutiva deteriora a qualidade de vida, podendo levar à morte. Contudo, a ocorrência de morte em pacientes com SAOS está

associada a vários fatores coadjuvantes, como obesidade, hipertensão, doenças cardiopulmonares e acidentes automobilísticos (Reimão, 2000).

Uma vez que ocorre a suspeita clínica de SAOS no paciente, é importante a realização de estudos em laboratórios ou clínicas do sono, para o correto diagnóstico, tratamento e prevenção dos problemas relacionados aos distúrbios.

A Polissonografia (PSG) é o exame mais indicado para o diagnóstico da SAOS e também é capaz de determinar o seu grau de gravidade. Trata-se de uma técnica que faz o registro gráfico de múltiplas variáveis fisiológicas, ao longo do tempo, quando o paciente é colocado para dormir e este registro pode ser feito tanto no período noturno quanto diurno (Bustamante, 2006). Um registro obrigatório desta técnica é o de fluxo de ar nasal, naso-oral ou nasobucal, que pode ser realizado através de sensores posicionados nas vias respiratórias ou próximos.

Baseado nesta breve introdução e apontamentos sobre a problemática relacionada à qualidade do sono, este trabalho justifica-se pela necessidade de gerar base de conhecimento e tecnologia nacional para se obter um registro do fluxo de ar naso-oral, ou seja, um registro de atividade respiratória por parte do indivíduo. Além disso, estudar a viabilidade do uso de acelerômetros para caracterização do movimento abdominal e a sua relação com a existência ou não de atividade respiratória. Permitindo assim, futuramente, agregar conhecimento técnico - científico à técnica de PSG hoje empregada.

1.2 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver e avaliar dois protótipos de sensores de atividade respiratória com enfoque em detecção de ocorrência de eventos de Apnéia Obstrutiva do Sono.

O primeiro protótipo trata-se de um sensor nasal-bucal de baixo custo, baseado em termometria. Tal sensor é utilizado para detectar a temperatura do fluxo aéreo oral e nasal durante o sono, captando as variações de temperatura durante a expiração e inspiração do paciente, proporcionando uma medida, não invasiva e indireta da existência ou não de fluxo respiratório.

O segundo é um sensor acelerômetro utilizado para caracterizar o movimento abdominal e com isso permitir a verificação da correlação entre o movimento e o fluxo respiratório.

Os objetivos secundários deste trabalho são:

- a) implementar um sistema de suporte para o sensor nasobucal que possa ser utilizado pelo paciente de forma não invasiva e indireta;
- b) implementar um sistema de suporte para o acelerômetro que possa ser utilizado pelo paciente de forma não invasiva;
- c) comparar os resultados obtidos através do sensor nasobucal com o sensor de movimento abdominal.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo será apresentado um breve relato da anatomia e fisiologia do sistema respiratório. Aspectos referentes ao sono são abordados, assim como uma revisão a respeito de distúrbios do sono com enfoque na Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono.

2.1 Anatomia e fisiologia do sistema respiratório: um breve relato

O processo respiratório está diretamente relacionado com a manutenção da vida. Essencialmente consiste na absorção de oxigênio pelo organismo e eliminação do dióxido de carbono, proveniente de oxidações celulares (Dangelo, 2002), ou seja, resumidamente é a troca de gases entre a atmosfera, o sangue e as células.

O processo respiratório é dividido em três etapas básicas:

- a) o primeiro processo envolve a ventilação pulmonar, (chamada popularmente de respiração), consiste no ato de inspirar ou inalar o ar para os pulmões;
- b) o segundo processo envolve o ato de expirar ou exalar o ar dos pulmões para a atmosfera (Tortora, 2000). Durante esse processo, o ar é conduzido para os pulmões ou para o ambiente através de uma série de cavidades, tubos e entradas, conforme ilustrado na Figura 2.1. A esse conjunto de órgãos que promovem a troca destes gases é dado o nome de Sistema Respiratório;
- c) os outros processos envolvidos são a respiração externa (pulmonar), que é a troca de gases entre os pulmões e o sangue, onde o sangue recebe oxigênio e libera dióxido de carbono e o terceiro processo é a respiração interna (tecidual), onde o sangue troca gases com as células, ou seja, o sangue fornece oxigênio e recebe dióxido de carbono. Por não fazerem parte do contexto deste

trabalho, estes dois últimos processos não serão tratados de forma mais aprofundada.

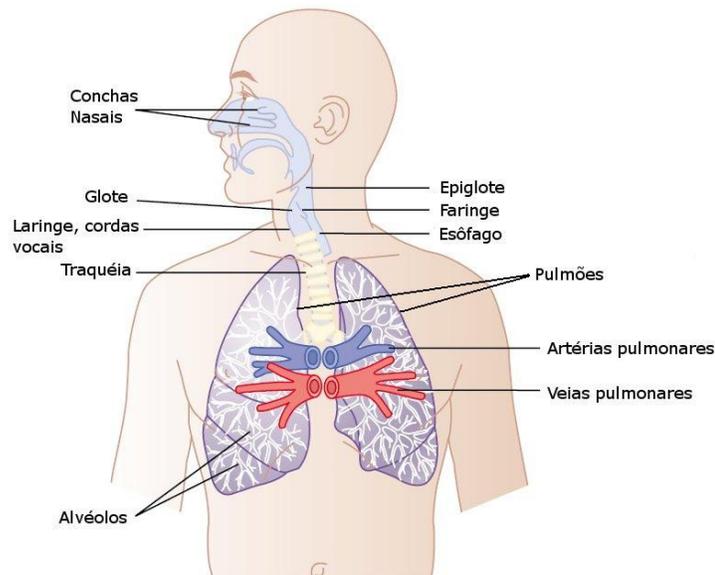


Figura 2.1 – Órgãos do sistema respiratório.

Fonte - Adaptado de GUYTON, 2006.

2.2 Divisão do Sistema Respiratório

O sistema respiratório é dividido estruturalmente em parte superior e parte inferior. Os órgãos que constituem a parte superior são: o nariz, a faringe e as estruturas associadas. A parte inferior inclui a laringe, a traquéia, os brônquios e os pulmões.

Funcionalmente, o sistema respiratório também consiste de duas porções:

- a) porção condutora que é constituída por uma série de cavidades e tubos em continuidade (nariz, faringe, laringe, traquéia, brônquios e bronquíolos) que conduzem o ar aos pulmões;

- b) porção respiratória que é formada por partes do sistema respiratório nas quais ocorre a troca de gases (bronquíolos respiratórios, ductulos alveolares, sáculos alveolares e alvéolos dos pulmões).

2.2.1 Nariz

O nariz possui uma parte externa visível e uma parte interna no interior do crânio, tal como mostra a Figura 2.2. A parte externa é a estrutura visível localizada no plano mediano da face, formada por osso e cartilagem cobertos com pele externamente e revestidos internamente com uma túnica mucosa (Tortora, 2000). Apresenta duas aberturas chamadas de narinas.

A parte interna do nariz é uma ampla cavidade localizada no crânio, cuja comunicação com a faringe é realizada através dos cóanos, os quais marcam o limite entre a cavidade nasal e a porção nasal da faringe. Quatro seios paranasais (frontal, esfenoidal, maxilar e etmoidal) e ductos nasolacrimais também fazem conexão com o nariz interno. A cavidade dentro das porções externa e interna do nariz é chamada de cavidade nasal, que é dividida em metades direita e esquerda pelo septo nasal. Segundo Tortora, (2000), as estruturas internas do nariz desempenham as seguintes funções básicas:

- aquecer, umedecer e filtrar o ar que entra;
- receber estímulos olfatórios;
- fornecer uma câmara de ressonância para os sons da fala.

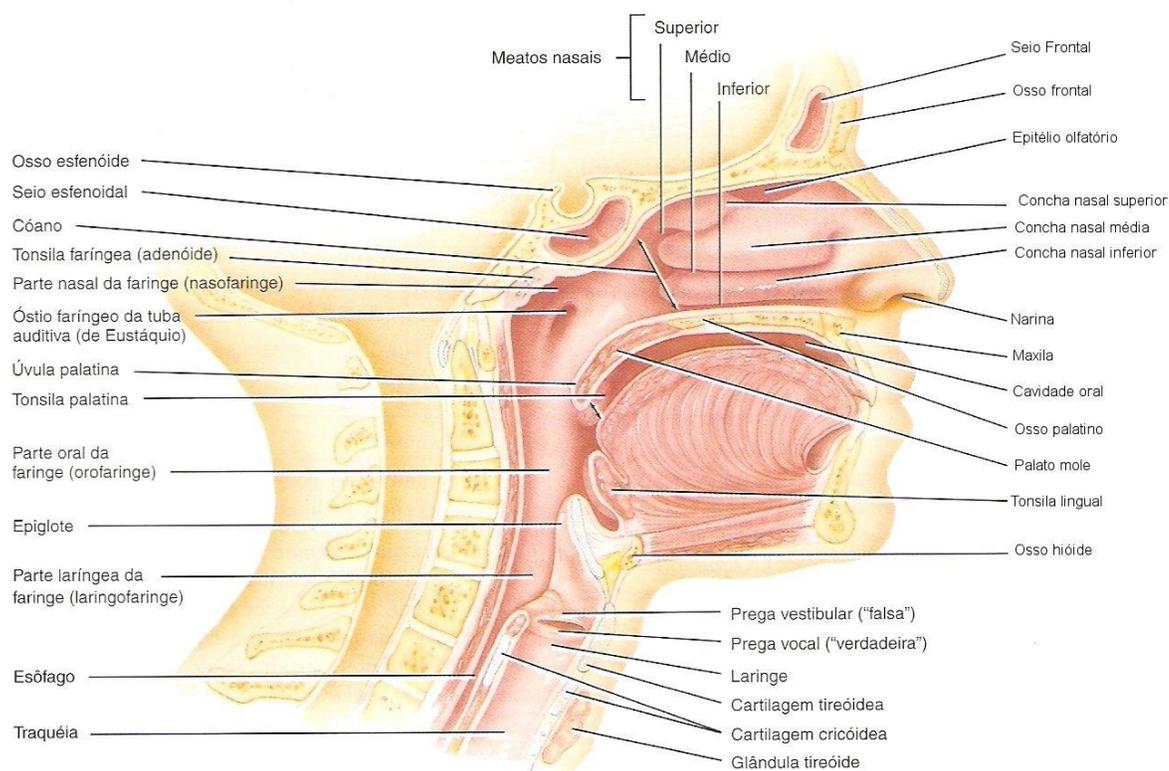


Figura 2.2 – Seção sagital do lado esquerdo da cabeça e do pescoço.

Fonte - Adaptado de TORTORA, 2006.

2.2.2 Faringe e Laringe

A faringe (popularmente conhecida por garganta) é um tubo muscular associado a dois sistemas: respiratório e digestivo (Dangelo, 2002). Inicia nos cóanos e estende-se para baixo do pescoço, tal como mostra também a Figura 2.2. Sua parede é composta de músculo esquelético e revestida de túnica mucosa.

A faringe é dividida em três partes (Spence, 1991):

- a) parte nasal (nasofaringe);
- b) parte oral da faringe (orofaringe);

c) parte laríngea da faringe (laringofaringe).

A Figura 2.3 mostra a divisão das três partes que compõem a faringe.

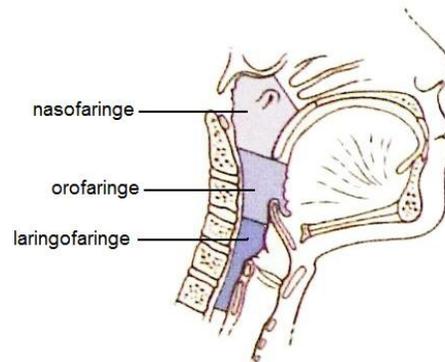


Figura 2.3 – Partes da faringe.

Fonte - Adaptado de TORTORA, 2000.

A faringe atua como um canal de passagem para o ar e para o alimento e fornece uma câmara de ressonância para os sons da fala (ver Figura 2.4).

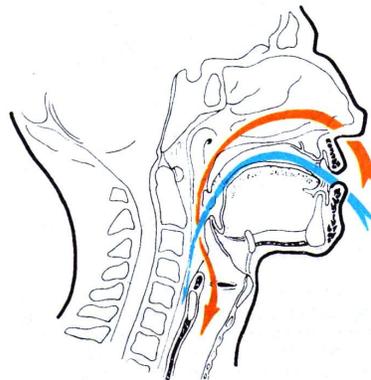


Figura 2.4 – Canal de passagem do ar e dos alimentos.

Fonte - Adaptado de DANGELO, 2002.

A laringe é um órgão tubular e curto que conecta a faringe com a traquéia. Situa-se na linha mediana do pescoço, diante da quarta, quinta e sexta vértebras cervicais (Tortora, 2000).

Além disso, serve como via aerífera e órgão de fonação, ou seja, da produção do som (Souza, 2001).

2.2.3 Traquéia e brônquios

Após a laringe, é encontrada a traquéia, órgão condutor de ar também localizado anteriormente ao esôfago. Estrutura de forma cilíndrica, constituída por uma série de anéis cartilágneos em forma de C, sobrepostos e ligados entre si pelos ligamentos anulares. Termina dividindo-se nos brônquios direito e esquerdo (Tortora, 2000).

Os brônquios têm uma estrutura similar à da traquéia e também são denominados brônquios de primeira ordem. O brânquio principal direito vai para o pulmão direito e o brânquio principal esquerdo vai para o pulmão esquerdo (Souza, 2001). Ao penetrar nos pulmões, os brônquios principais dividem-se para formar brônquios menores, um para cada lobo do pulmão. Os brônquios lobares se ramificam formando brônquios menores, os quais se dividem em bronquíolos que por sua vez ramificam-se em tubos gradativamente menores até bronquíolos terminais denominados respiratórios. Esta ramificação contínua da traquéia assemelha-se a um tronco de árvore com seus ramos, é comumente chamada de árvore bronquial (ver Figura 2.5) (Tortora, 2000).

2.2.4 Pulmões

Os pulmões direito e esquerdo são os órgãos vitais da respiração. Sua principal função é oxigenar o sangue (Moore, 2001). Seu formato é similar ao de um cone, com o ápice

pontiagudo de cada um sobrepassando o estreito espaço do alto da cavidade torácica, atrás da clavícula (Spence, 1991).

Cada pulmão está envolto por um saco completamente fechado denominado pleura, cuja função é envolver e proteger cada pulmão (ver Figura 2.5). Também são elásticos e encolhem até aproximadamente um terço de seu tamanho quando a cavidade torácica é aberta. São separados um do outro pelo coração, vísceras e grandes vasos do mediastino (Tortora, 2000).

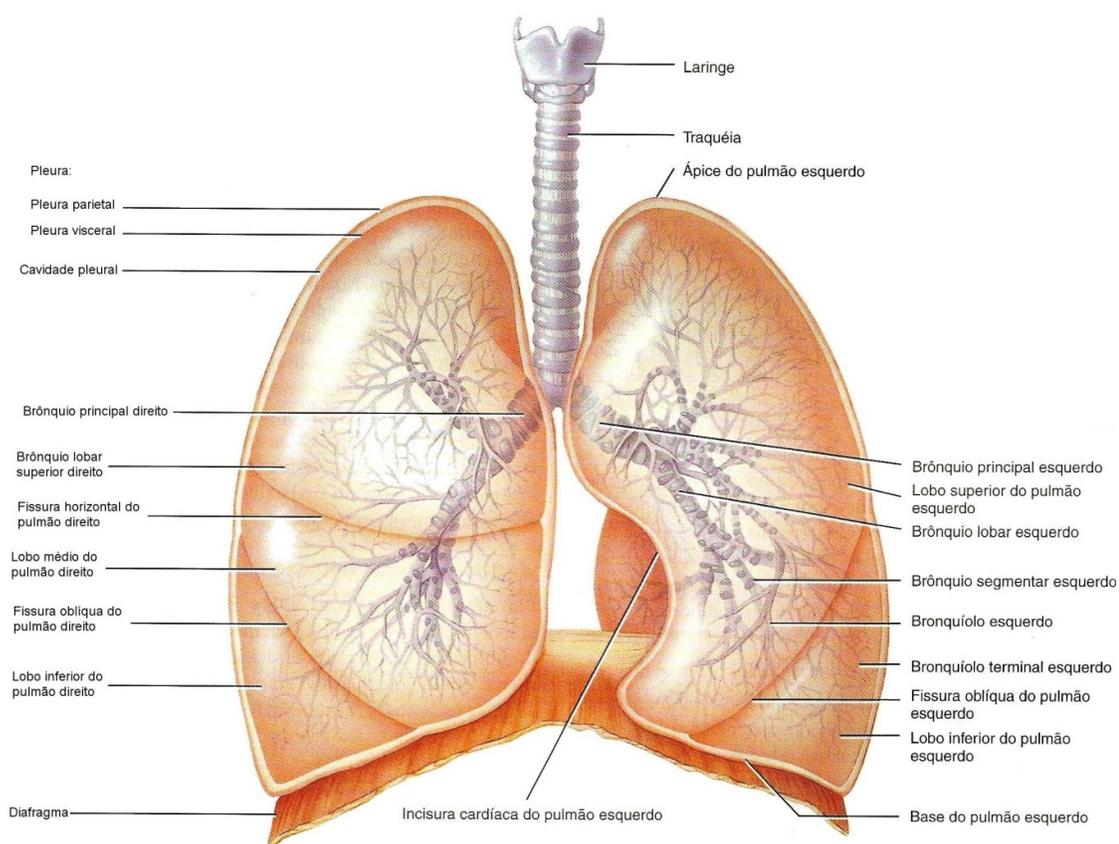


Figura 2.5 – Vista anterior da ramificação das vias aéreas da traquéia e dos lobos dos pulmões.

Fonte - Adaptado de TORTORA, 2000.

2.2.5 Diafragma

O diafragma é um músculo formado por fibras musculares, em forma de cúpula e que se encontra na parte superior da cavidade pleural, que separa a cavidade do peito da cavidade abdominal. O diafragma é atualmente considerado parte do sistema muscular, porém é também absolutamente necessário para o sistema respiratório (Lew, 2010).

2.3 Respiração

O principal objetivo da respiração é suprir as células do corpo com oxigênio e remover o dióxido de carbono produzido pelas atividades celulares. Os três processos básicos da respiração são a ventilação pulmonar, respiração externa (pulmonar) e respiração interna (tecidual) (Tortora, 2000).

A ventilação pulmonar (respiração) é o processo pelo qual os gases são trocados entre a atmosfera e os alvéolos do pulmão. O ar flui entre a atmosfera e os pulmões, pois existe uma diferença de pressão entre eles. A ventilação pulmonar envolve duas fases que se sucedem ciclicamente: a inspiração (inalação) e a expiração (exalação) (Ferron, 2007).

2.3.1 Inspiração

A aspiração de ar é chamada de inspiração ou inalação. Este processo permite que o ar ambiente, rico em oxigênio, penetre nas vias respiratórias e através delas alcance os alvéolos pulmonares. Com isso, através de um mecanismo de difusão, o oxigênio se difunde através da membrana alveolar e se incorpora aos glóbulos vermelhos ao mesmo tempo em que o

dióxido de carbono que estes trazem das células do organismo realiza o processo inverso e se incorpora ao ar contido nos alvéolos (Tortora, 2000).

Logo antes de cada inspiração, a pressão alveolar cai abaixo da pressão atmosférica. Para que a inspiração ocorra, o tamanho dos pulmões deve ser expandido, de forma que o volume pulmonar aumente e a pressão nos pulmões diminua. O primeiro passo para aumentar o volume pulmonar é a contração do diafragma e dos intercostais externos, que são os principais músculos inspiratórios.

A contração do diafragma significa que o mesmo se achata, pois normalmente sua curvatura está dirigida para cima. Essa contração faz com que se aumente verticalmente o tamanho da cavidade torácica. Este movimento responde por cerca de 75% do ar que entra nos pulmões (Tortora, 2000). A Figura 2.6 mostra de forma resumida o processo de ventilação pulmonar. Na Figura 2.6(a), a cavidade torácica e os pulmões se expandem e com isso a pressão intrapleural diminui, ocorrendo assim, a inspiração (Mader, 2004).

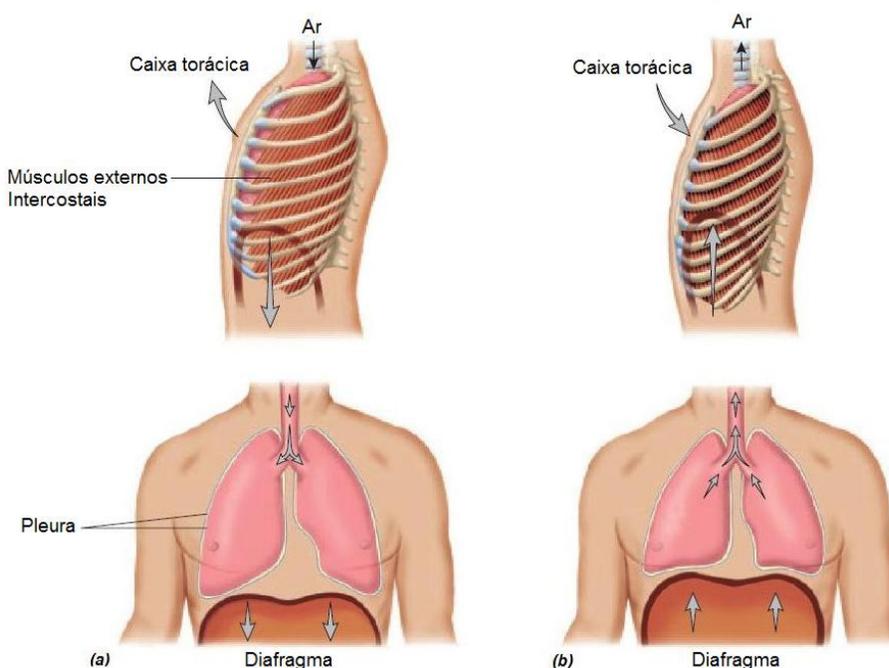


Figura 2.6 – Ventilação pulmonar: (a) inspiração (b) expiração.

Fonte - Adaptado de MADER, 2004.

2.3.2 Expiração

É a fase seguinte na qual o ar carregado de dióxido de carbono realiza o caminho de retorno através das vias respiratórias e é eliminado para o exterior (Ferron, 2007). Esta respiração para fora, chamada de expiração ou exalação, também é obtida por uma diferença de pressão. Diferentemente da inspiração, na expiração não há contrações musculares envolvidas e depende parcialmente da elasticidade dos pulmões (Tortora, 2000).

A expiração inicia quando os músculos inspiratórios relaxam. A Figura 2.6(b) ilustra como ocorre a expiração. Nesta situação, a parede torácica e os pulmões recuam e o ar é forçado a sair. Os músculos intercostais internos só se contraem quando a expiração é forçada (Mader, 2004).

Este processo, que se repete de forma automática e involuntária a uma frequência de quinze vezes por minuto em condições normais (Ferron, 2007) é executado graças à ação de músculos denominados genericamente de respiratórios, que respondem às ordens do centro neurológico da respiração localizado no cérebro.

2.3.3 Controle da ventilação

Na prática clínica, a palavra respiração ou ventilação, significa uma inspiração mais uma expiração (Tortora, 2000). Normalmente um adulto tem uma taxa de 12 a 20 respirações por minuto em repouso (Mader, 2004). O ritmo da respiração é controlado pelo centro respiratório, localizado na *Medula Oblongata* no cérebro (Mader, 2004) conforme mostrado na Figura 2.7. O centro respiratório envia automaticamente impulsos para os nervos do diafragma e músculos intercostais externos na caixa torácica. Quando o centro respiratório

pára de enviar sinais neuronais para o diafragma e costelas, o diafragma relaxa e retoma sua forma original e a caixa torácica se move para baixo e para dentro.

O centro respiratório atua de forma rítmica para proporcionar uma respiração em ritmo e volume normais. Embora atue como controlador da velocidade e profundidade da respiração, sua atividade pode ser influenciada pelo sistema nervoso e pelos níveis de dióxido de carbono (CO_2) e íons de hidrogênio (H_2). Quando esses níveis aumentam, o centro respiratório aumenta a velocidade e profundidade da respiração. O centro não é afetado diretamente por níveis baixos de oxigênio (O_2), porém quimiorreceptores (corpos carotídeos e aórticos localizados nas artérias carótidas e na aorta, são sensíveis à níveis baixos de oxigênio no sangue. Quando a concentração de oxigênio diminui, estes corpos se comunicam com o centro respiratório e aumentam a velocidade e profundidade da respiração.

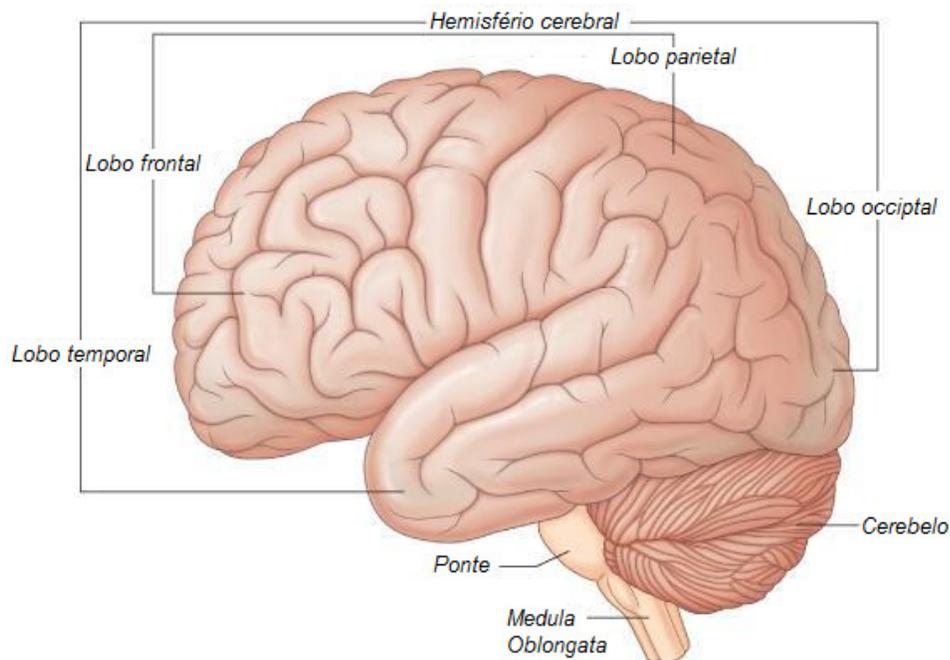


Figura 2.7 – Localização da Medula Oblongata na metade inferior do tronco cerebral.

Fonte - Adaptado de DRAKE, 2005.

2.4 O sono

O sono é uma parte necessária e universal para a existência humana (Aldrich, 1999). É um estado fisiológico especial que ocorre de forma cíclica em uma grande variedade dos seres vivos do reino animal, tendo sido observados comportamentos de repouso e atividade, compondo um ciclo vigília-sono rudimentar, em animais tão inferiores na escala zoológica como os insetos (Fernandes, 2006).

Em termos modernos, o sono é visto como um estado do cérebro e do organismo regido pelos sistemas diencefálico e tronco neural e caracterizado por periódica perda de consciência; redução das funções sensoriais e motoras que conectam o cérebro com o meio ambiente. O sono proporciona um descanso reparador, o qual não pode ser obtido sem dormir, sem comer, beber ou através de medicações (Aldrich, 1999).

A Associação Americana de Distúrbios do Sono (*American Sleep Disorders Association*) publicou em 1997 a Classificação Internacional dos Distúrbios do Sono (*ICSD - International Classification of Sleep Disorders*). Segundo Muller (2003), trata-se do sistema classificatório detalhado mais utilizado na literatura especializada:

Entre estas categorias, incluem-se os distúrbios respiratórios relacionados ao sono (X Congresso Brasileiro de Sono, 2005):

- Síndromes da Apnéia Central do Sono;
- Apnéia Central do Sono Primária;
- Apnéia Central do Sono causada pelo Padrão de Respiração de Cheyne-Stokes;
- Apnéia Central do Sono causada pela Respiração Periódica da Alta Altitude;
- Apnéia Central do Sono causada por Condições Médicas que não Cheyne-Stokes;
- Apnéia Central do Sono causada por Drogas ou Substâncias;
- Apnéia do Sono Primária da Infância (do recém-nascido);

- Síndromes da Apnéia Obstrutiva do Sono;
- Apnéia Obstrutiva do Sono, adulto;
- Apnéia Obstrutiva do Sono, pediátrica;
- Síndromes da Hipoventilação/Hipoxemia relacionadas ao Sono;
- Hipoventilação Alveolar não-obstrutiva relacionada ao sono, idiopática;
- Síndrome da Hipoventilação Alveolar Central Congênita;
- Síndromes da Hipoventilação/Hipoxemia relacionadas ao Sono causadas por Condições Médicas;
- Síndromes da Hipoventilação/Hipoxemia relacionadas ao Sono causadas por doenças do parênquima e vasculatura pulmonar;
- Síndromes da Hipoventilação/Hipoxemia relacionadas ao Sono causadas por obstrução das vias aéreas inferiores;
- Síndromes da Hipoventilação/Hipoxemia relacionadas ao Sono causadas por doenças neuromusculares e da caixa torácica;
- Outros Distúrbios Respiratórios relacionados ao Sono: Apnéia do Sono/ Distúrbios Respiratórios relacionados ao Sono, Inespecíficos.

Entre a quase centena de distúrbios do sono citados pela ISCD, o enfoque deste trabalho é na Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono.

A vida ocorre em dois estados: vigília e sono. Se tratando de mamíferos, a vida se passa em três estados: vigília, sono NREM (*Non-Rapid Eye Movement*) e sono REM (*Rapid Eye Movement*), ou seja, vigília, sono e sonho (Martinez, 1999). Durante o sono, o Sistema Nervoso Central (SNC) tem intensa atividade, diferente do que faz parecer a relativa imobilidade corporal (Tufik, 2008). Tal atividade é responsável pela quietação, pela inibição de várias funções e pela ativação de outras.

Alternando-se ritmicamente o estado de vigília, o sono se desenrola em diversas fases consecutivas que se repetem ciclicamente, alterando as funções fisiológicas, as quais acompanham os ciclos de sono. A caracterização das fases do sono pode ser feita através de três variáveis fisiológicas obtidas por meio do eletroencefalograma (EEG) o eletro-oculograma (EOG) e o eletromiograma (EMG) submentoniano. A Figura 2.8 apresenta resumidamente o posicionamento de eletrodos para captura e caracterização dos três sinais fisiológicos citados anteriormente.

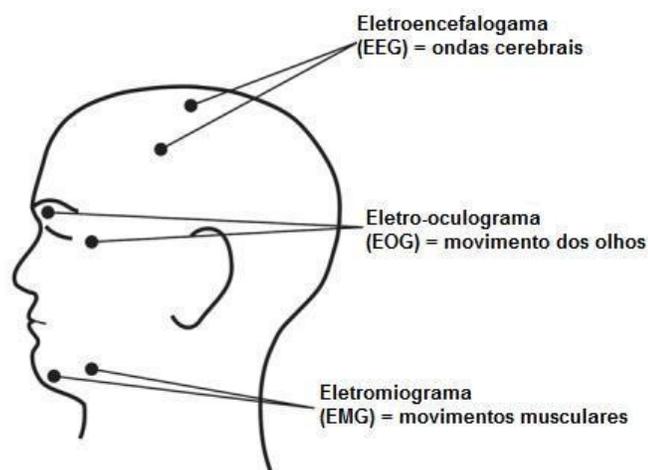


Figura 2.8 – Parâmetros essenciais para a caracterização do sono.

Fonte - Adaptado de *National Institutes of Health*, 2008.

Em adultos, o sono noturno é formado por quatro a seis ciclos de período de sono REM, alternando com períodos de sono NREM, onde cada ciclo dura em média 90 a 110 minutos (Martinez, 1999).

O sono influencia todos os processos fisiológicos e de forma destacada o controle da ventilação pulmonar (Martinez, 1999). Tal ventilação é controlada por dois sistemas, um voluntário e outro automático ou metabólico (Figura 2.9). O sistema voluntário está localizado de forma difusa em estruturas altas do sistema nervoso central, tais como córtex, mesencéfalo, diencefalo e cerebelo. Este sistema pode determinar mudanças no sistema

automático durante o sono. Reflexos como tosse, espirro, fungar, aspirar a faringe e até mesmo a fuga de uma situação de asfixia ou irritação das vias aéreas, dependem do sistema voluntário. Para tossir ou espirrar é necessário despertar antes. Em sono profundo, pessoas morrem asfixiadas sem esboçar qualquer reação, portanto o despertar é essencial para a sobrevivência. O sistema automático, localizado no tronco encefálico, comanda os músculos que provém energia ao fole pulmonar e mantém a ventilação dentro de limites metabólicos precisos (Martinez, 1999).

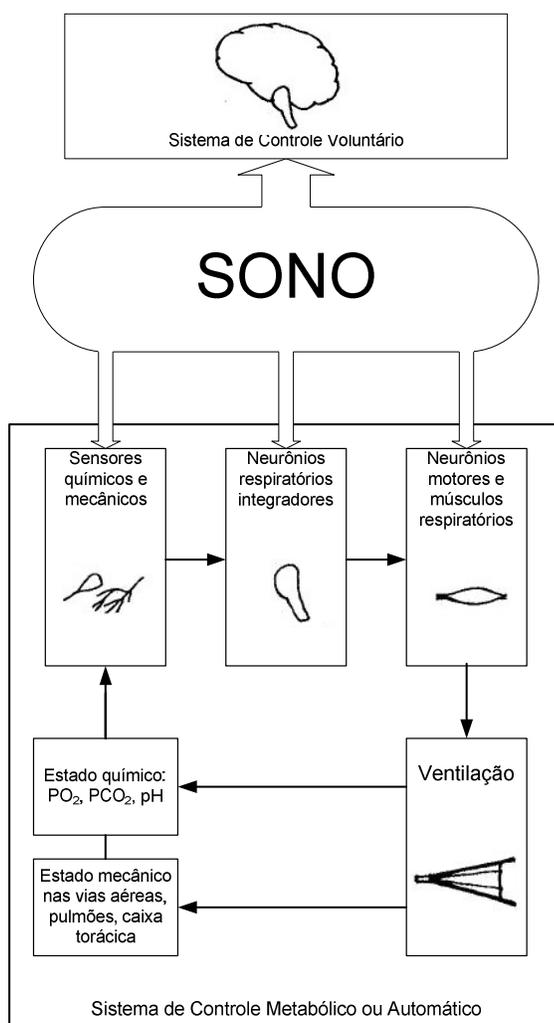


Figura 2.9 – Sistema de controle metabólico ou automático.

Fonte - Adaptado de MARTINEZ, 1999.

2.5 Síndrome da Apnéia Obstrutiva do Sono

Segundo Balbani (1999), a apnéia é definida como a cessação da respiração por 10 ou mais segundos. De acordo com Martinez (1999), quando a duração ultrapassa dez segundos no adulto, é considerado anormal.

As apnéias podem ser de três tipos: obstrutivas, centrais e mistas. De acordo com Balbani (1999), durante as apnéias centrais a ventilação cessa porque o SNC é incapaz de ativar o diafragma e outros músculos respiratórios. Nas apnéias obstrutivas, o fluxo respiratório é impossibilitado pelo colapso das vias respiratórias superiores, apesar dos esforços repetidos para restabelecer a respiração. As apnéias mistas iniciam com uma pausa do centro respiratório, seguida por um aumento do esforço respiratório contra uma via aérea obstruída.

A Figura 2.10(a), ilustra o caminho que o fluxo segue durante a respiração normal. As vias respiratórias estão abertas e o ar flui livremente para os pulmões. A Figura 2.10(b) ilustra a ocorrência de colapso nas vias respiratórias, onde o fluxo de ar é bloqueado, o que caracteriza a Apnéia Obstrutiva do Sono.

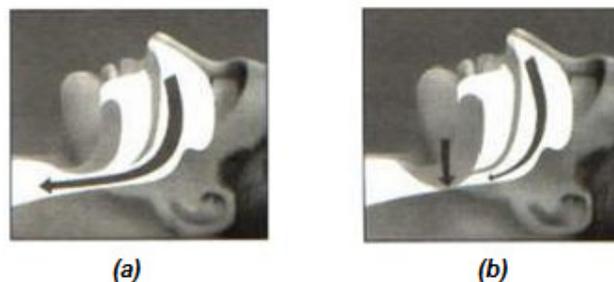


Figura 2.10 – Entrada normal e obstrução na entrada de ar: (a) respiração normal (b) Apnéia Obstrutiva do Sono.

Fonte – Adaptado de XAVIER, 2001.

Na polissonografia, é possível verificar também hipopnéias, que são reduções da ventilação devidas à obstrução das vias aéreas com conseqüências idênticas às de uma apnéia, sem que, porém, o fluxo respiratório cesse por completo. A SAOS apresenta sintomas noturnos e diurnos. Segundo Mancini, (2000), incluem-se entre os noturnos:

- a) roncos;
- b) pausas respiratórias;
- c) sono agitado com múltiplos despertares;
- d) noctúria (ou urina noturna);
- e) sudorese (eliminação de suor);

e entre os sintomas diurnos encontram-se:

- a) sonolência excessiva;
- b) cefaléia matinal;
- c) déficits neurocognitivos (déficit de atenção, concentração, memória, dificuldade de aprendizado);
- d) alterações de personalidade;
- e) redução da libido;
- f) sintomas depressivos;
- g) ansiedade.

A polissonografia (PSG) (Figura 2.11) é um exame quantitativo específico que possibilita a identificação e qualificação (número e duração) dos eventos respiratórios anormais. Trata-se de um monitoramento de parâmetros fisiológicos como: eletroencefalograma (EEG), eletro-oculograma (EOG) e do eletromiograma (EMG) submentoniano, fluxo aéreo nasal, a oximetria, o esforço respiratório, o eletrocardiograma, o eletromiograma tibial anterior, dentre outros, os quais são realizados conforme o objetivo do estudo e contribuem para o diagnóstico de doenças relacionadas ao sono.



Figura 2.11 – Foto de um paciente submetendo-se à PSG para diagnóstico de distúrbios do sono.

Fonte - Adaptado de QUINTELA, 2009.

De acordo com Bustamante (2006), na suspeita de distúrbios respiratórios do sono, é obrigatório o registro do fluxo de ar nasal ou nasobucal, do esforço respiratório torácico e abdominal geralmente obtidos usando-se posicionamento das cintas elásticas e da oximetria sanguínea. A Tabela 2.1 apresenta os principais eventos que podem ser avaliados através da polissonografia.

Tabela 2.1 – Variáveis respiratórias da polissonografia.

Fenômeno avaliado	Variável medida	Equipamento empregado
Respiração	Fluxo aéreo	Termistor e transdutor de pressão
	Volume corrente	Pletismografia de indução (RIP), magnetômetro
	Movimentos torácicos e abdominais	RIP, magnetômetro, sensor de distensão
	Pressão esofágica	Sonda ligada a transdutor de pressão
	Saturação de oxigênio	Oxímetro
	Capnografia	Analisador de CO ₂
	Sons respiratórios	Microfone

Fonte - Adaptado de MARTINEZ, 1999.

A partir dos dados obtidos com a polissonografia podem ser analisadas as seguintes variáveis (Martinez, 1999):

- a) número e duração das apnéias centrais, mistas e obstrutivas;
- b) número e duração das apnéias e hipopnéias;
- c) número total das apnéias e hipopnéias (AH): soma do número de apnéias centrais, obstrutivas, mistas e de hipopnéias;
- d) índice de apnéias (IA): número total de apnéias dividido pelo tempo em horas de cada estágio;
- e) o índice de apnéias e hipopnéias (IAH): número total de apnéias e hipopnéias pelo tempo em horas de cada estágio;
- f) tempo total em apnéia: somatório da duração das apnéias, que também pode ser expresso como percentual do tempo total dormindo;
- g) saturações máxima, média e mínima de oxigênio no sangue arterial.

O diagnóstico da gravidade da SAOS é estabelecido de acordo com o número de eventos obstrutivos (apnéias, hipopnéias e despertares por esforço respiratório aumentado) por hora de sono. De acordo com Silva (2006), o Índice de Apnéias-Hipopnéias (IAH), constitui o principal indicador de gravidade do distúrbio e pode ser classificado da seguinte forma:

- leve – IAH (ou IDR) ≥ 5 e $\leq 15/H$
- moderado - IAH (ou IDR) > 15 e $\leq 30/H$
- grave – IAH (ou IDR) $> 30/H$

Segundo Quintela (2009), o CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*), ver Figura 2.12 é considerado o equipamento padrão utilizado para o tratamento da SAOS moderada ou grave. Constitui-se da aplicação noturna de uma corrente de ar-ambiente gerada por um compressor conectado a uma máscara nasal que é firmemente aderida à face do indivíduo,

criando uma pressão positiva que passa pelas narinas, ocorrendo a dilatação de todo o trajeto da via aérea superior (Bittencourt, 1999), com pressões ajustadas para cada caso (ver Figura 2.13).



Figura 2.12 – Foto do CPAP e seus componentes: compressor de ar, traqueia para condução e máscara nasal.

Fonte - Adaptado de QUINTELA, 2009.

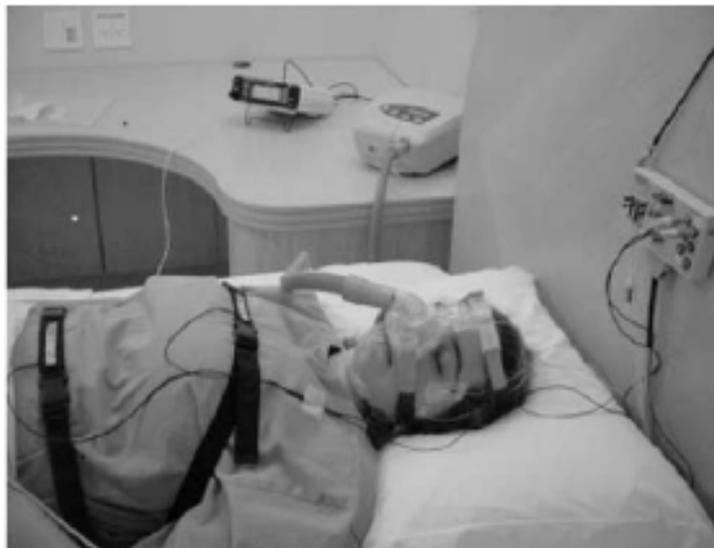


Figura 2.13 – Foto de um paciente submetendo-se à PSG para ajuste de pressão positiva contínua nas vias aéreas (CPAP).

Fonte - Adaptado de BITTENCOURT, 2009.

2.6 Sistemas utilizados para monitoramento para diagnóstico da Apnéia do Sono

Atualmente, os eventos respiratórios citados na Tabela 2.1, podem ser avaliados pelos seguintes sistemas:

- a) termistores ou termopares: de acordo com Farré (1998), são utilizados para medir a diferença de temperatura entre o ar inspirado e expirado;
- b) sensor de pressão: mede a variação na pressão nasal através de uma cânula nasal ligada a um transdutor de pressão e um amplificador;
- c) analisador de infravermelhos: mede a quantidade de CO₂ expirado;
- d) pneumotacógrafo: mede a pressão do fluxo aéreo através de medidores de fluxo ultrassônicos, transdutores de pressão de fluxo ou espirômetros;
- e) cintas respiratórias: medem as modificações dinâmicas de volume através da excursão torácica e abdominal;
- f) acelerômetros: podem ser usados para aquisição dos movimentos abdominais, atuando como um inclinômetro (Jin, 2009), ou de acordo com Morillo, (2010) também podem atuar como transdutores de som, captando os sinais de vibração quando fixados na região da jugular;
- g) microfones: segundo Mithun, (2006), microfones podem ser utilizados para adquirir os sinais sonoros produzidos pela respiração e com isso monitorar a taxa respiratória;
- h) câmera 3D: através do uso de uma câmera do tipo TOF (Time-of-flight) é possível desenvolver um método não invasivo de monitoramento de eventos de apnéia. Após o paciente dormir, seus músculos relaxam e o grau de relaxamento é diferente em cada estágio do sono. O relaxamento dos músculos abdominais leva a pequenas variações no movimento do abdômen em algumas

regiões. Através de gravações de vídeo 3D os sinais de movimento são adquiridos e as características dos diferentes estágios são extraídas comparando a correlação entre diferentes sinais. De forma similar, eventos de SAOS também podem ser detectados (Falie, 2010).

3 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.1 Diagrama de Blocos do Experimento

O diagrama de blocos simplificado do sistema proposto é apresentado na Figura 3.1 de forma a ressaltar suas principais etapas.

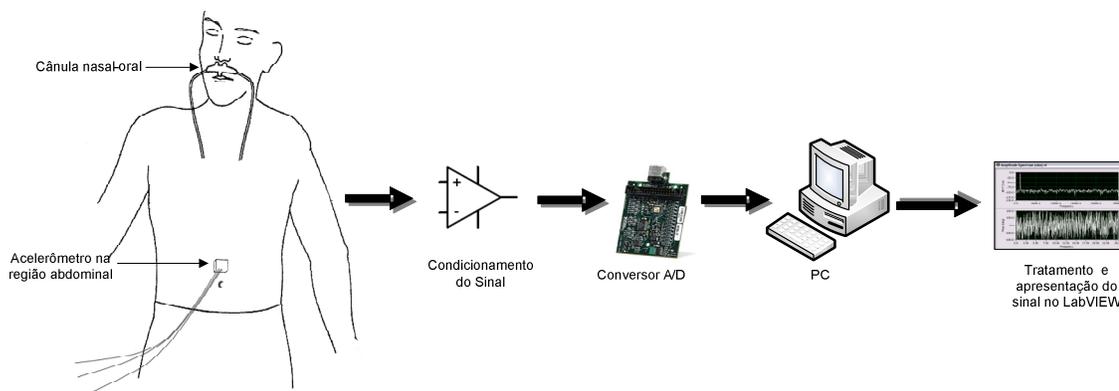


Figura 3.1 – Diagrama de blocos do sistema proposto.

No diagrama de blocos do sistema, é possível observar o posicionamento dos sensores no corpo do indivíduo. Os sinais analógicos provenientes dos sensores são medidos e amplificados através de um módulo de condicionamento. Posteriormente, os mesmos são convertidos em sinais digitais através do conversor A/D do módulo de aquisição de dados. Através do software LabVIEW instalado em um computador, este sinal é tratado e apresentado graficamente.

O sistema é constituído por dois tipos de sensores (termistores e acelerômetros) utilizados para caracterizar a existência ou não de atividade respiratória por parte do indivíduo. Para servir de suporte aos termistores, foi desenvolvido um protótipo de uma de uma cânula oral-nasal, adaptada de forma a manter os termistores sem contato com a pele.

Além disso, um sensor de aceleração é utilizado para fornecer uma saída proporcional ao movimento do diafragma, posicionado na região do abdômen do voluntário através de fita adesiva microporosa. O sistema de condicionamento foi projetado para medir, linearizar e amplificar os sinais provenientes dos sensores.

A aquisição do sinal analógico é realizada por um dispositivo de aquisição de dados, onde o sinal é digitalizado e disponibilizado para um computador portátil, onde é filtrado, processado e analisado via *software LabVIEW*. Nos próximos capítulos, cada um dos blocos do sistema será avaliado de forma aprofundada.

3.2 Plataforma de Hardware

3.2.1 Protótipo de cânula oral-nasal com fixação de termistores

De acordo com Farré (1998), durante a inspiração a temperatura do fluxo de ar é próxima da temperatura ambiente (22°C), porém no fluxo expiratório é aproximadamente a temperatura corporal (37°C). Em função disso, foram selecionados três termistores de vidro, tipo gota com 1 mm de diâmetro, resistência a 25°C de 10k Ω , com faixa de temperatura de -50°C a 300°C, tolerância máxima de 1% a 3% Max e coeficiente térmico ($\beta_{25^{\circ}\text{C}} / \beta_{85^{\circ}\text{C}}$) de 3990K. O uso destes termistores se justifica pelo baixo custo e tempo de resposta médio menor do que 5 segundos, o que o torna adequado à aplicação, visto que a frequência de interesse fica abaixo de 1Hz.

Como o objetivo é detectar a existência ou não de respiração, os três termistores foram ligados em série conforme o circuito da Figura 3.2 e posicionados de modo a possibilitar o registro de atividade respiratória por parte do indivíduo.

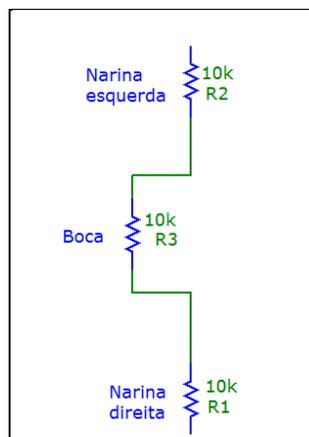


Figura 3.2 – Ligação dos termistores.

Para possibilitar o correto posicionamento dos sensores sem que estes tenham contato com a pele do indivíduo, montou-se um suporte, de maneira a formar um sistema não invasivo de captação de sinais respiratórios. Para isso foi montado um protótipo de uma cânula respiratória através de um cateter nasal tipo óculos nasal (ver Figura 3.3). A cânula é fixada no rosto do indivíduo através de fita microporosa, a fim de evitar lesões na pele e com o intuito de proporcionar conforto durante o sono. A Figura 3.4 mostra a localização da cânula na face de uma voluntária.

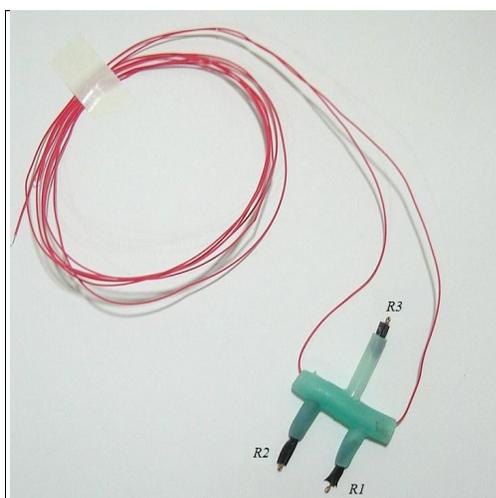


Figura 3.3 – Suporte para fixação dos termistores.



Figura 3.4 – Voluntária com cânula oral-nasal posicionada.

3.2.2 Captação do movimento abdominal com acelerômetro capacitivo de baixo custo

Segundo Morillo (2010), a taxa respiratória durante o fluxo respiratório normal é de 6 a 30 ciclos por minuto. O que corresponde a uma faixa de frequência de 0.1 a 0.5Hz. Para efetuar a medida de tal faixa de frequência, utilizou-se um acelerômetro MEMS ADXL 330 da Analog Devices, tri-axial, cuja faixa de medida é de $\pm 3,6g$, com não linearidade de 3% do fundo de escala, sensibilidade de 300mV/g e largura de banda de 1600Hz (para o eixo X), 550Hz (para o eixo Y) e 550Hz (para o eixo Z).¹

A fim de possibilitar seu funcionamento, uma placa (Figura 3.5) foi montada contendo os componentes necessários, conforme orientação contida no *datasheet* do fabricante. Para captação dos sinais respiratórios, a placa foi fixada na região abdominal através de fita microporosa, para evitar o deslocamento do dispositivo durante o exame e também com o objetivo de minimizar erros. A Figura 3.6 ilustra a região de interesse onde foi fixado o dispositivo.

¹ Deveria ser utilizado um acelerômetro cuja resposta em frequência seja compatível com o ensaio. Como é baixíssima frequência, o acelerômetro capacitivo utilizado deveria ser analisado em uma mesa vibratória para verificar se sua resposta é plana nesta faixa desejada. Porém o fabricante garante uma faixa de 0,5Hz a 550Hz para o eixo Z.

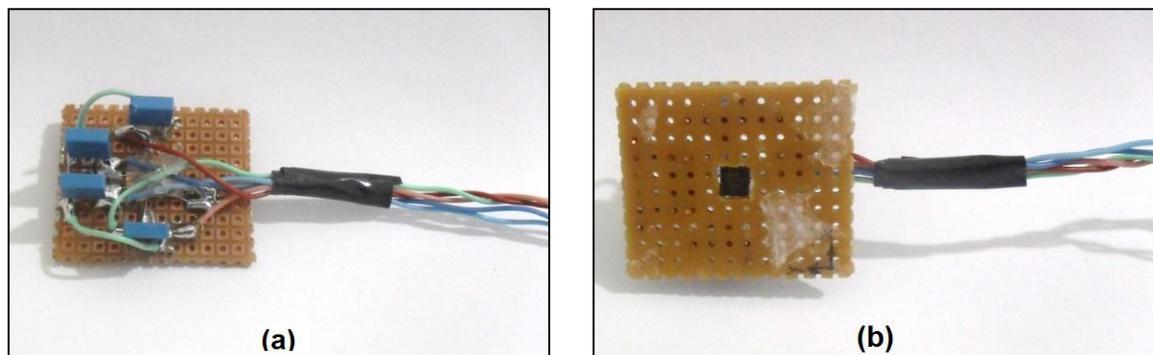


Figura 3.5 – Foto do módulo com acelerômetro (a) face superior (b) face inferior.

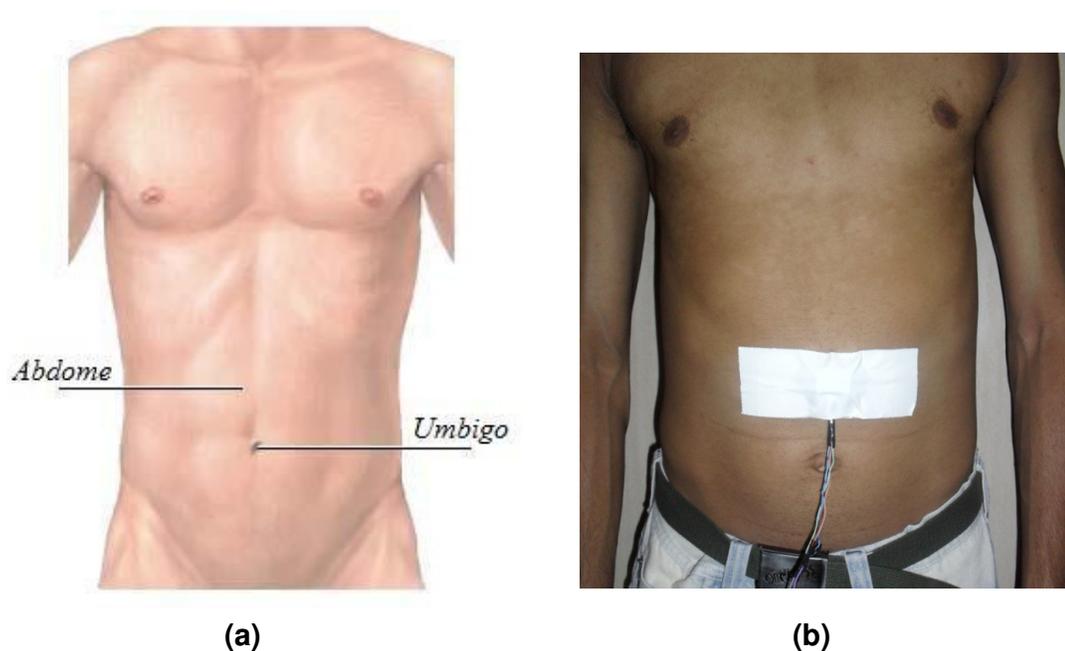


Figura 3.6 – (a) Região de posicionamento do módulo com acelerômetro (b) voluntário com o acelerômetro posicionado na região abdominal.

3.3 Levantamento experimental da função de transferência do protótipo da cânula oral-nasal

A equação que modela simplificadamente o comportamento deste tipo de sensor de temperatura é dada pela Equação (3.1) (Balbinot e Brusamarello, 2007):

$$R_T \cong R_0 \cdot e^{\beta \cdot \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)} \quad (3.1)$$

Sendo R_T a resistência do termistor na temperatura T de interesse (K), R_0 e T_0 a resistência e temperatura de referência e β o coeficiente de temperatura. Para determinar a função de transferência experimental dos termistores, foi realizado um ensaio com banho de gelo.

Utilizando gelo, um aquecedor, um termômetro como referência e um copo de Béquer, foram escolhidos 20 pontos entre aproximadamente 0°C (com o gelo) e aproximadamente 95°C (água fervendo). Para realização das medidas de temperatura, foi utilizado um termômetro químico de mercúrio com faixa de temperatura de -10°C a +150°C e divisão de 1°C, como referência. Para efetuar as medidas de resistência para cada ponto, foi utilizado um multímetro digital de 3 1/2 dígitos Minipa, modelo ET-1400, com temperatura de operação de 0°C a 40°C, precisão na faixa de 2000 a 200 kΩ de $\pm (0,8\%+2D)$ e resolução de 0,1, 1, 10, 100, 10 kΩ.

3.4 Procedimento de linearização e calibração dos termistores

Como os NTCs têm um claro comportamento não linear, recorre-se a métodos para linearizar os mesmos. É possível melhorar a linearidade na faixa de medição desejada, por exemplo, através de um resistor ligado em paralelo com o sensor. O método utilizado neste trabalho foi o dos pontos equidistantes (Balbinot e Brusamarello, 2007), determinado pela Equação (3.2):

$$R = \frac{R_{T2} \cdot (R_{T1} + R_{T3}) - 2 \cdot R_{T1} \cdot R_{T3}}{R_{T1} + R_{T3} - 2 \cdot R_{T2}} \quad (3.2)$$

Onde:

T_1 e T_3 estabelecem a faixa de operação;

T_2 é o ponto de temperatura intermediário;

R_{T1} , R_{T2} e R_{T3} são as resistências do termistor nas temperaturas T_1 , T_2 e T_3 .

Foi utilizada uma ponte de Wheatstone para a medição de resistências. No seu ajuste, a ponte usa o conceito de detecção de zero que é um critério menos sensível a problemas de calibração ou de precisão de padrões de referência.

Para medir a primeira etapa de condicionamento do sinal, o procedimento consistiu em balancear a ponte. Com o objetivo de permitir o balanceamento, foi realizado um novo experimento com banho de gelo, onde os termistores foram mergulhados na água com temperatura próxima de 0°C . Nesta temperatura, ajustou-se, através do potenciômetro, a tensão V_{ab} no valor de zero, permitindo assim o correspondente balanceamento da ponte.

A Figura 3.7 mostra a configuração da ponte de Wheatstone utilizada para medição de tensão elétrica em função da temperatura. Para efeitos de simplificação, a ligação em série dos termistores da Figura 3.2 foi substituída nesta figura pelo símbolo R_T , ou seja, pela sua resistência equivalente). Sendo V_s uma fonte de tensão, R_a um potenciômetro de $100\text{k}\Omega$, R e R_b resistores fixos de $30\text{k}\Omega$ e V_{ab} a tensão na saída da ponte.

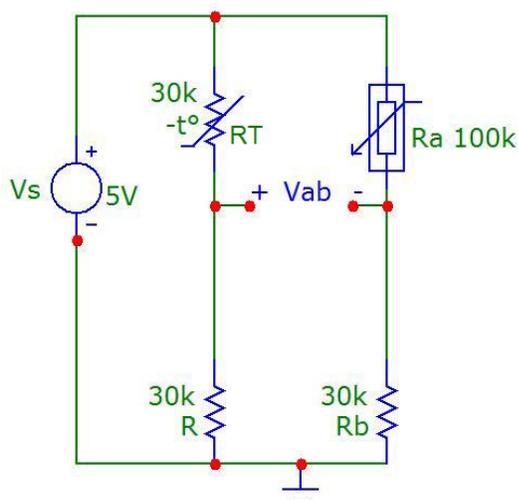


Figura 3.7 – Ponte de Wheatstone para medição de tensão em função da temperatura.

A equação da saída da ponte é dada por (3.3):

$$V_{ab} = V_S \left(\frac{1}{1 + R_T/R} - \frac{1}{1 + R_a/R_b} \right) \quad (3.3)$$

Por meio de V_o , é possível ajustar a sensibilidade da ponte e por meio de R_a e R_b , ajusta-se o ponto de equilíbrio da ponte, ou seja, quando $R_a/R_b = R_T/R \rightarrow V_o = 0$.

3.5 Projeto e elaboração do sistema de condicionamento

De acordo com o esquema da Figura 3.8, o sistema de condicionamento do sinal medido foi montado em uma placa universal, conforme Figura 3.9. Cabe observar que o condicionamento é bem simples e esse é um dos critérios de seleção deste sistema: simplicidade e custo.

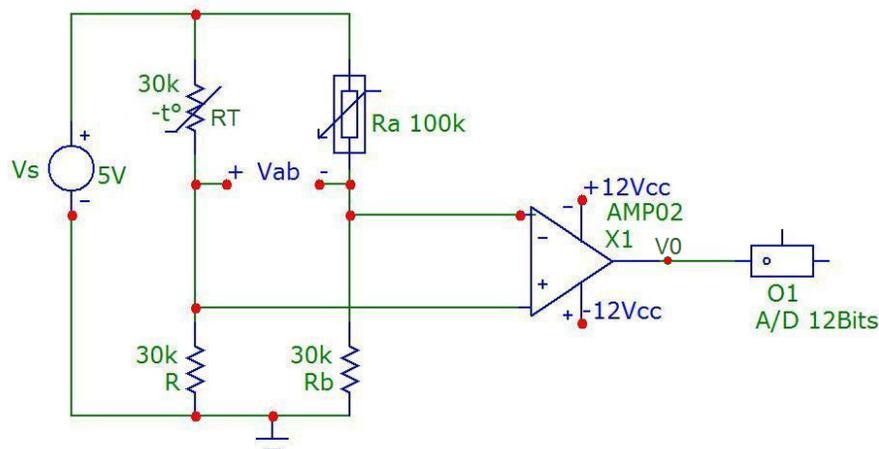


Figura 3.8 – Ilustração do circuito de condicionamento proposto.

A tensão V_{ab} na saída da ponte, é dada pela Equação (3.3) e na saída do amplificador, $V_0 = f(R_T)$ é dada pela Equação (3.5).

Dado que na saída do amplificador, tem-se:

$$V_0 = G \times V_{ab} \quad (3.4)$$

Onde G é o ganho do amplificador. Substituindo (3.3) em (3.4), obtém-se:

$$V_0 = G \times \left[V_S \left(\frac{1}{1+R_T/R} - \frac{1}{1+R_a/R_b} \right) \right]. \quad (3.5)$$

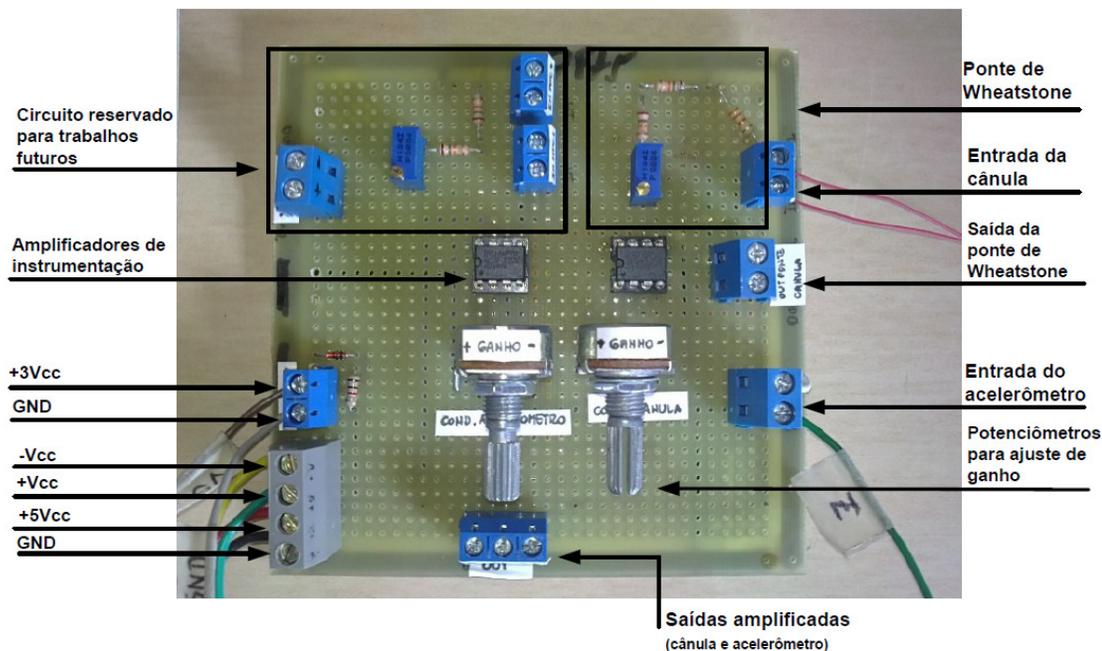


Figura 3.9 – Foto do módulo de condicionamento de sinais do termistor e do acelerômetro.

3.6 Amplificação do sinal da cânula oral-nasal

Para o condicionamento da grandeza de saída da cânula (resistência), foi projetada uma Ponte de Wheatstone, conforme mencionado no item 3.4.

Como a faixa dinâmica do próximo estágio da cadeia de medida deve ser maior do que o anterior, e menor do que a posterior, no estágio de amplificação, foi projetado um ganho de acordo com a faixa de tensão de entrada do conversor A/D do módulo de aquisição de dados que é de no máximo $\pm 10V$.

Dado que a tensão máxima na saída da ponte é de 1,33V e a entrada desejada no conversor A/D é da faixa de $\pm 10V$, foi calculado um ganho de:

$$G \times V_{ab} = 5V \quad (3.6)$$

Como V_s , é a tensão de saída da ponte, o ganho é dado por:

$$G = \frac{5}{1,33} \cong 3,76 \cong 4 \quad (3.7)$$

Para determinação do ganho, foram utilizadas a configuração e equação fornecidas pelo fabricante do amplificador de instrumentação utilizado AMP02, ou seja:

$$G = \frac{V_{OUT}}{(+IN)-(-IN)} = \left(\frac{50k\Omega}{R_G} \right) + 1 \quad (3.8)$$

Com isso, substituindo-se na Equação (3.8) obtém-se a resistência do potenciômetro

R_G :

$$R_G = \frac{50k\Omega}{(4-1)} \cong 16,66k\Omega. \quad (3.9)$$

3.7 Amplificação do sinal do acelerômetro

O procedimento aplicado para cálculo do ganho do sistema com acelerômetro foi basicamente o mesmo que foi realizado para calcular o ganho da cânula, porém com diferentes parâmetros. Através de testes preliminares com o acelerômetro fixado no abdômen do indivíduo, foi medida a tensão máxima na saída do eixo Z, ou seja, 1,41V.

Com isso, calculou-se o ganho utilizando a mesma equação para o ganho do AMP02

$$G \times V_s = 8V \quad (3.10)$$

$$G = \frac{8}{1,41} \cong 5,67 \cong 6 \quad (3.11)$$

$$R_G = \frac{50k\Omega}{(6-1)} \cong 10k\Omega \quad (3.12)$$

3.8 Sistema de Aquisição de dados e filtragem dos sinais

Foi utilizado para aquisição de dados o dispositivo de aquisição de baixo custo da National Instruments, NI USB 6008 (Figura 3.10), uma vez que possui a vantagem de ter uma fácil comunicação entre o próprio dispositivo e a ferramenta de programação *LabVIEW*, a qual está sendo utilizada no presente trabalho, possibilitando a medição através da interface USB de um Desktop ou de um Laptop para fazer aquisição em campo.

Este dispositivo apresenta características tais como: oito canais de entrada analógica com resolução de até 12 bits, taxa de amostragem de 10kS/s e tensão de entrada máxima para canais analógicos de 10V, sendo assim adequado para a aplicação deste trabalho.



Figura 3.10 – Dispositivo de aquisição de dados NI USB 6008.

Fonte - <http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/201986> .

Os primeiros ensaios realizados foram com a cânulla, com o objetivo de observar se os sinais estavam realmente sendo adquiridos de forma correta e também para configuração do filtro passa-faixas, cuja função é atenuar frequências fora da faixa de interesse.

Para tanto, foi desenvolvida a rotina por *software* apresentada na Figura 3.11. O *Virtual Instrument* (VI) do LabVIEW foi configurado para adquirir sinais em uma frequência

de 125Hz e o número de amostras é calculado com base no tempo de aquisição de cada janela de aquisição. O fluxograma da rotina é ilustrado através da Figura 3.12.

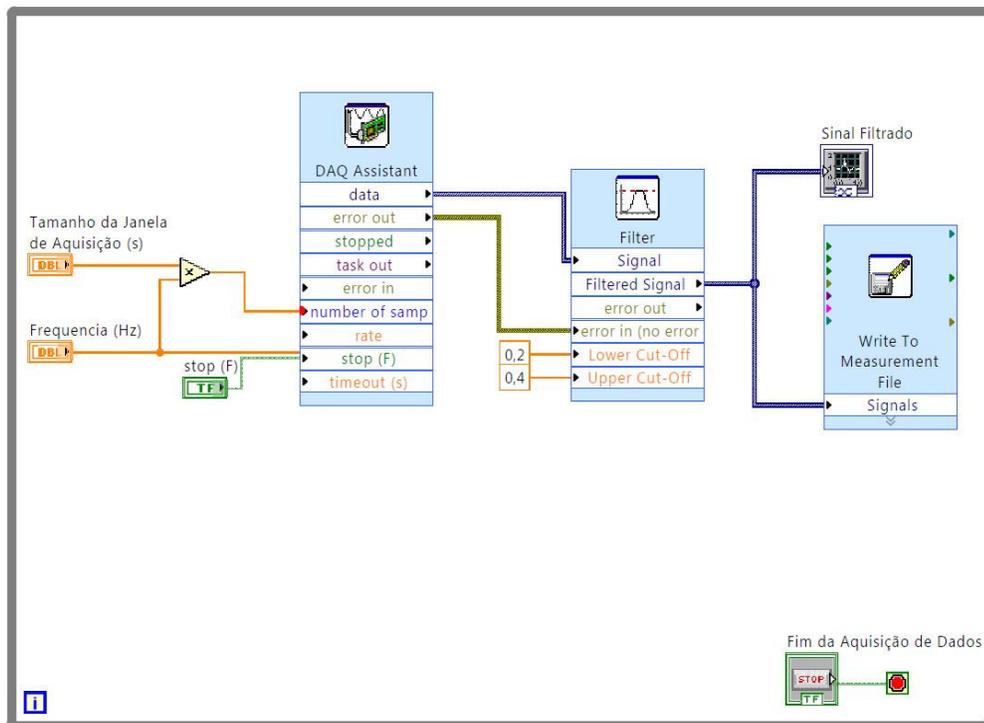


Figura 3.11 – Rotina implementada no LabVIEW para aquisição de dados.

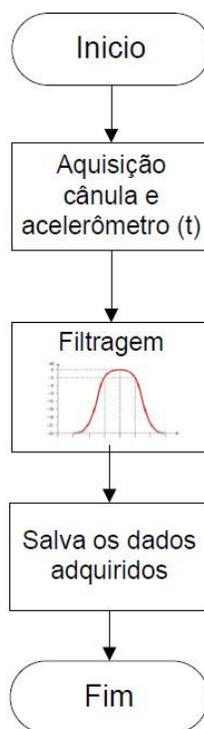


Figura 3.12 – Fluxograma da rotina de aquisição de dados.

A etapa de filtragem dos sinais foi implementada na mesma rotina, através do VI Filter que permite ajustar os parâmetros desejados. Para eliminar as altas frequências dos sinais, foi conectado um VI de um filtro Butterworth, uma vez que em relação a outros filtros, sua resposta em frequência é muito plana (não possui ondulações) na banda passante, e se aproxima do zero na banda rejeitada.

De acordo com Morillo (2010), a frequência (ou taxa) respiratória normal do adulto fica entre 6 e 30 movimentos por minuto (mpm). Com esta informação foi possível ajustar uma faixa de frequência ainda menor para o filtro que seria necessário implementar.

Por ter uma faixa de frequências específica, optou-se por utilizar um Filtro Passa-Faixa, cuja faixa de passagem foi calculada da seguinte forma:

Dadas as taxas respiratórias de um adulto normal:

$$f_{\min} = \frac{6\text{movimentos} \times 1\text{s}}{60\text{s}} = 0,1\text{Hz} \quad (3.13)$$

logo, $\omega_p = 2\pi \cdot 0,1 = 0,2\pi\text{rad/s}$, é a frequência mínima da faixa de passagem

Analogamente para a frequência máxima na faixa de passagem:

$$f_{\max} = \frac{30\text{movimentos} \times 1\text{s}}{60\text{s}} = 0,5\text{Hz} \quad (3.14)$$

logo, $\omega_s = 2\pi \cdot 0,5 = \pi\text{rad/s}$, é a frequência máxima da faixa de passagem.

Para determinar a ordem do filtro, foram realizados os seguintes cálculos:

Atenuação máxima na faixa de passagem:

$$A_{\max} = 0,5\text{dB}$$

$$20 \log(1 - \varepsilon) = -0,5\text{dB} \quad (3.15)$$

$$\varepsilon = 0,056$$

Atenuação mínima na faixa de rejeição:

$$A_{\min} = 15\text{dB}$$

$$20 \log \delta = -3,0\text{dB} \quad (3.16)$$

$$\delta = 0,707$$

Com isso, pode-se calcular a ordem N do filtro Butterworth digital, da seguinte forma:

$$\frac{\omega_p}{\omega_s} = \frac{\left(\frac{(2\varepsilon - \varepsilon^2)}{(1 - \varepsilon)^2}\right)^{\frac{1}{2N}}}{\left(\frac{1 - \delta^2}{\delta^2}\right)^{\frac{1}{2N}}} = \frac{0,2\pi}{\pi} = \frac{\left(\frac{(2 \cdot 0,056 - 0,056^2)}{(1 - 0,056)^2}\right)^{\frac{1}{2N}}}{\left(\frac{1 - 0,707^2}{0,707^2}\right)^{\frac{1}{2N}}} \rightarrow N \cong 1,69 \rightarrow N = 2 \quad (3.18)$$

Vale ressaltar que esta configuração serve para os dois sinais adquiridos, uma vez que o fluxo respiratório é sincronizado com os movimentos abdominais.

3.8.1 Aquisição do banco de dados

Através da rotina de aquisição de dados e filtragem, os dados de entrada são lidos e gravados em um arquivo com extensão “.lvm”.

Este arquivo possui informações tais como: o dia, a hora em que foi realizada a aquisição de dados, a taxa de amostragem da aquisição em Hertz, os nomes dos canais utilizados na aquisição, e as unidades de medida dos dados coletados (Volts, Ampères, etc...). Além do conteúdo mais importante que é a tabela que contém os dados adquiridos, sendo que a primeira coluna é o tempo relativo de aquisição dos dados da cânula respiratória, iniciando em zero e sendo acrescido de 0,008ms (período determinado neste projeto para aquisição de dados) até o termino da aquisição. A segunda coluna armazena o valor da amplitude da variação de tensão adquirida relativa ao instante de tempo da primeira coluna (em Volts). A terceira e quarta colunas, contém os dados relativos à aquisição de dados do canal do acelerômetro, sendo a terceira coluna seu tempo relativo e a segunda coluna a amplitude (em Volts).

A aquisição é executada continuamente, em janelas de um minuto, até que o usuário interrompa no tempo desejado, como ilustrado na Figura 3.13. A Figura 3.14 mostra um trecho do arquivo “.lvm” gerado para o banco de dados de sinais respiratórios.

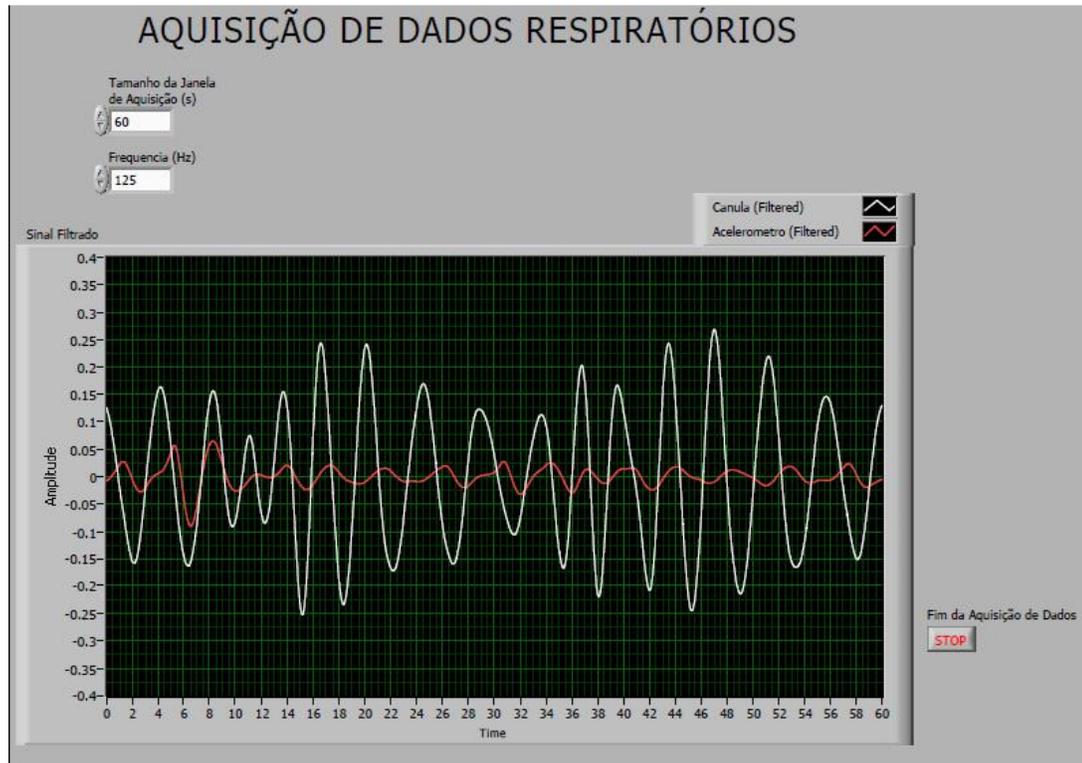


Figura 3.13 – Janela do Sistema de Aquisição de Dados e arquivo de dados adquiridos.

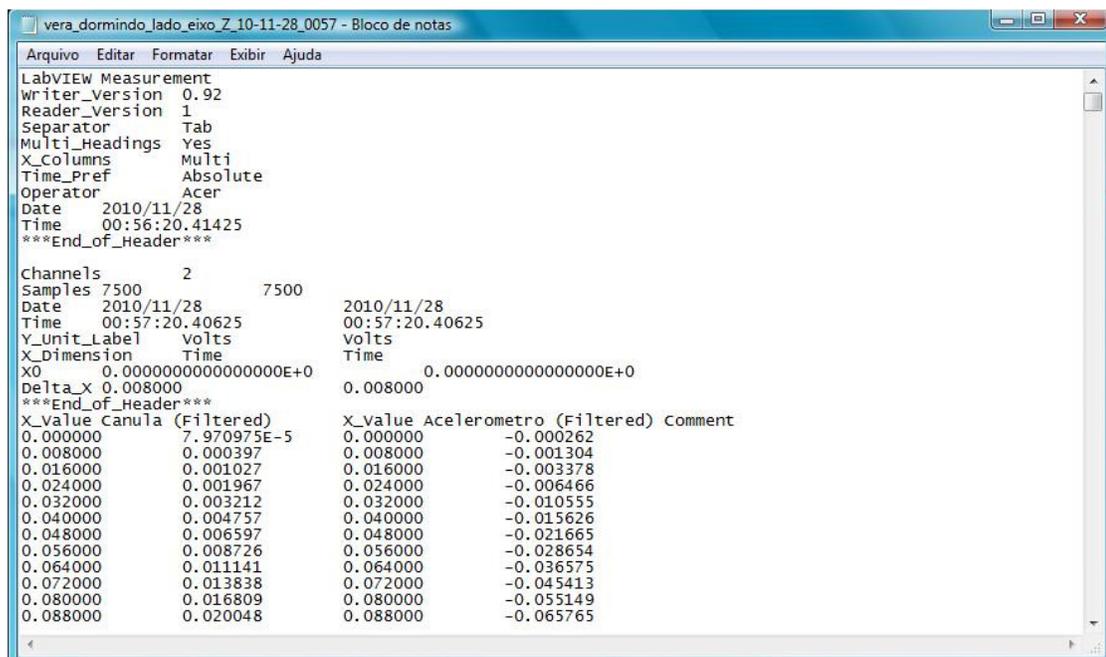


Figura 3.14 – Arquivo gerado pela rotina de aquisição de dados.

3.8.2 Taxa de amostragem

Para a determinação da taxa de amostragem necessária, foi levado em conta que a frequência respiratória estabelecida em 3.2.2 que é de 0,1 a 0,5Hz. De acordo com o *Teorema de Nyquist*, a frequência de amostragem de um sinal analógico, para que possa ser posteriormente reconstruído com o mínimo de perda de informação, deve ser igual ou maior a duas vezes a maior frequência do espectro deste sinal.

Com base nesta informação, a frequência de amostragem utilizada neste trabalho será de 125Hz, que é adequada ao sistema proposto. Para esta especificação, a aquisição de dados será realizada a cada 8ms (período de amostragem) o que é suficiente para captar os sinais respiratórios de uma pessoa².

3.9 Software monitor de apnéia do sono

3.9.1 Procedimento de calibração

A taxa de respirações por minuto varia de indivíduo para indivíduo, assim como, sua temperatura corporal, a qual influencia na amplitude do sinal adquirido pela cânula. Algumas pessoas respiram mais fortemente e outras de maneira mais suave, influenciando na amplitude do sinal adquirido pelo acelerômetro.

Levando-se em conta estas características, antes de avaliar os sinais adquiridos por cada indivíduo, é realizado um ensaio de calibração com o voluntário acordado durante um minuto, cujo objetivo é obter as características dos sinais respiratórios da pessoa que irá utilizar o sistema.

Foi desenvolvida uma rotina para efetuar esta calibração. Através desta rotina, são gerados dois arquivos independentes para o sinal proveniente da cânula e do acelerômetro

contendo as amplitudes mínimas de respiração. Estas informações contribuem para a avaliação da ocorrência de eventos de apnéia, uma vez que se a amplitude dos sinais adquiridos estiver abaixo das amplitudes mínimas caracterizadas, pode-se detectar um evento obstrutivo. A Figura 3.15 ilustra o fluxograma para calibração dos sinais adquiridos. O diagrama de blocos implementado no *LabVIEW* pode ser visto no APÊNDICE I. A Figura 3.16 ilustra a janela de calibração e a Figura 3.17 os arquivos gerados pelo sistema.

² Como melhoria deste sistema é essencial o projeto de um Filtro anti-aliasing para evitar o recobrimento do sinal.

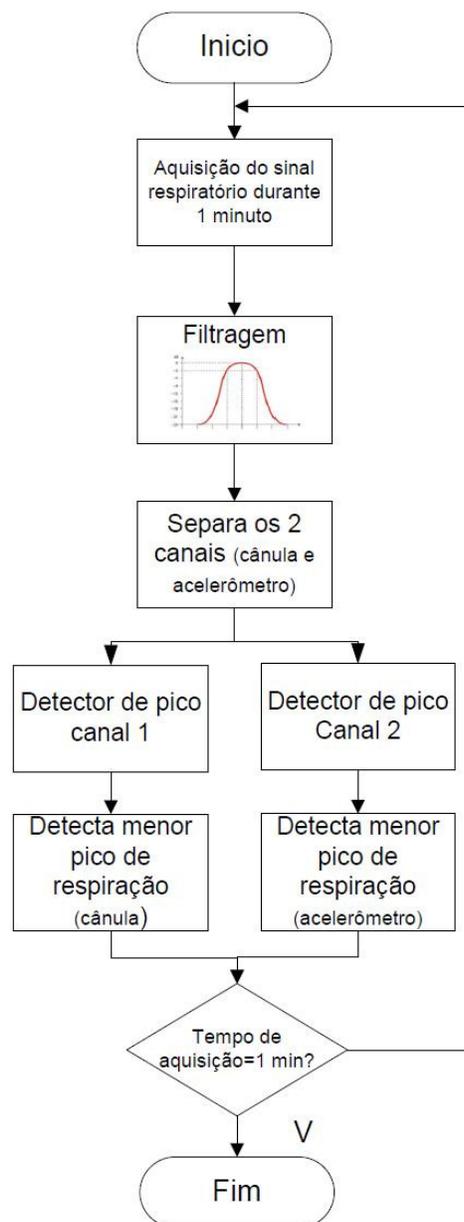


Figura 3.15 – Fluxograma da rotina de calibração do sistema.

Após a realização da calibração, é possível executar a aquisição de dados durante o tempo desejado, através da rotina de aquisição de dados.



Figura 3.16 – Janela da rotina de calibração do sistema.

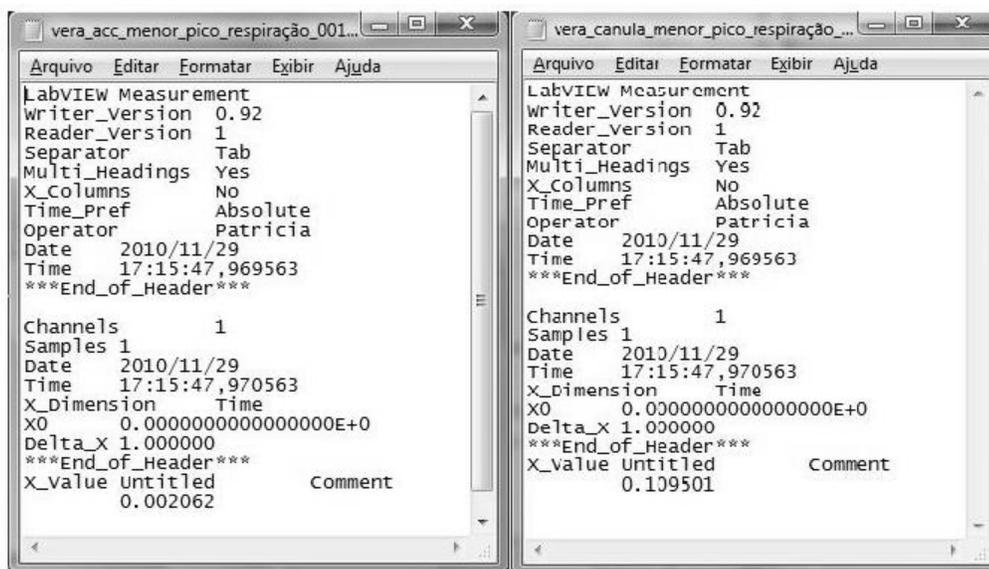


Figura 3.17 – Arquivos .lvm gerados pela rotina de calibração.

3.9.2 Processamento dos sinais respiratórios

O objetivo do processamento dos sinais respiratórios é identificar a ocorrência de eventos de apnéias ou hipopnéias, calcular a frequência média respiratória de uma pessoa durante o tempo de aquisição de dados e informar o número de vezes em que estes eventos ocorrem.

O fluxograma da rotina (APÊNDICE II) ilustra a seqüência de processos realizados pela mesma. O arquivo do banco de dados é lido e logo após os dois canais são separados, a fim de que os sinais provenientes da cânula e do acelerômetro sejam avaliados separadamente. Cada um dos sinais é processado por um detector de pico.

Os parâmetros de menores picos de respiração caracterizados no procedimento de calibração instruem o VI a ignorar os picos que forem muito pequenos, ou seja, de amplitude abaixo do menor pico de respiração. Com isso, a rotina identifica a taxa de respiração durante a janela de um minuto através dos picos identificados acima do menor pico de respiração.

O programa também efetua o cálculo do tempo decorrido entre um pico e outro. Através deste dado é possível identificar a ocorrência de um evento obstrutivo, uma vez que se o tempo decorrido entre um pico e outro for maior ou igual a 10 segundos (tempo que caracteriza a apnéia obstrutiva do sono), um evento de apnéia é registrado. Este tempo é uma constante determinada pelo número de amostras abaixo do menor pico de respiração, ou seja, dado que a taxa de amostragem é de 125Hz, para 10 segundos tem-se 1250 amostras abaixo do menor pico de respiração entre um pico detectado e outro para identificar um evento de apnéia.

A cada janela de um minuto, os sinais adquiridos são avaliados e o número de amostras entre um pico e outro é calculado para registro de ocorrência de apnéia.

Ao final da leitura, são mostradas as informações de taxa respiratória por minuto de cada canal, referente à janela de um minuto que estiver sendo mostrada, a média aritmética da taxa de respirações por minuto ao final da aquisição e o número de apnéias ocorridas durante a aquisição. A Figura 3.18 ilustra a janela do programa desenvolvido.

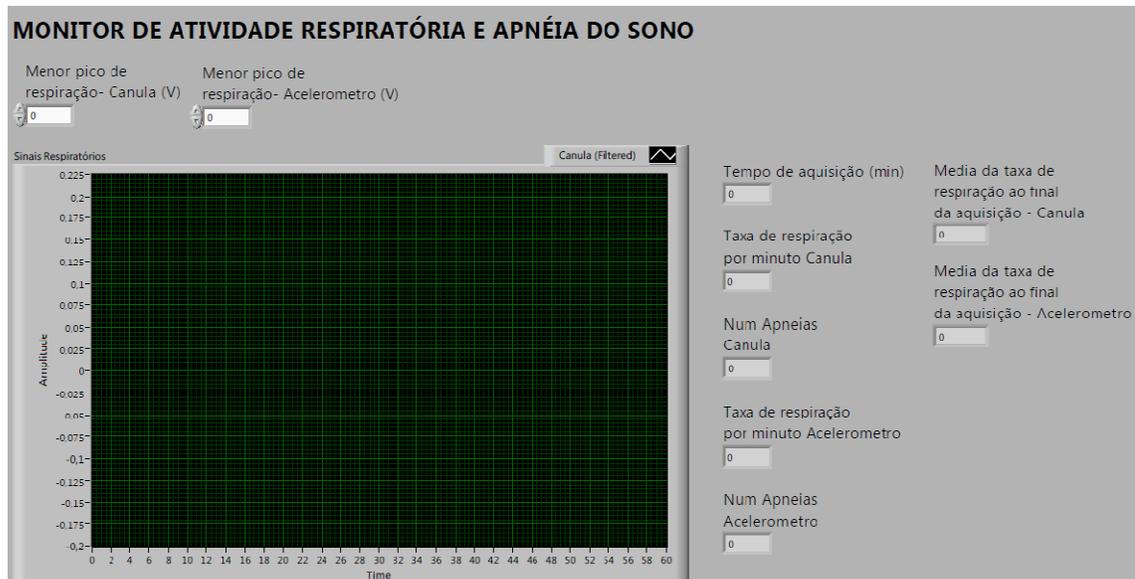


Figura 3.18 – Janela da etapa de processamento dos sinais respiratórios.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Função de transferência do sensor de fluxo respiratório

De acordo com a metodologia exposta no Capítulo 3, os resultados obtidos do procedimento experimental para obtenção da função de transferência do sensor de fluxo respiratório podem ser vistos na Tabela 4.1.

Tabela 4.1– Valores de resistência medidos em função da temperatura.

Termômetro (°C)	R(kΩ)
0	83,8
5	60,8
10	49,4
15	40,8
20	32,5
25	25,1
30	21,6
35	17
40	13,9
45	11,5
50	9,5
55	8,2
60	6,7
65	6,3
70	5,5
75	4,1
80	3,6
85	3,1
90	2,7
95	2,3

Através da Figura 4.1 é possível perceber o comportamento não linear esperado do NTC em face às variações de temperatura.

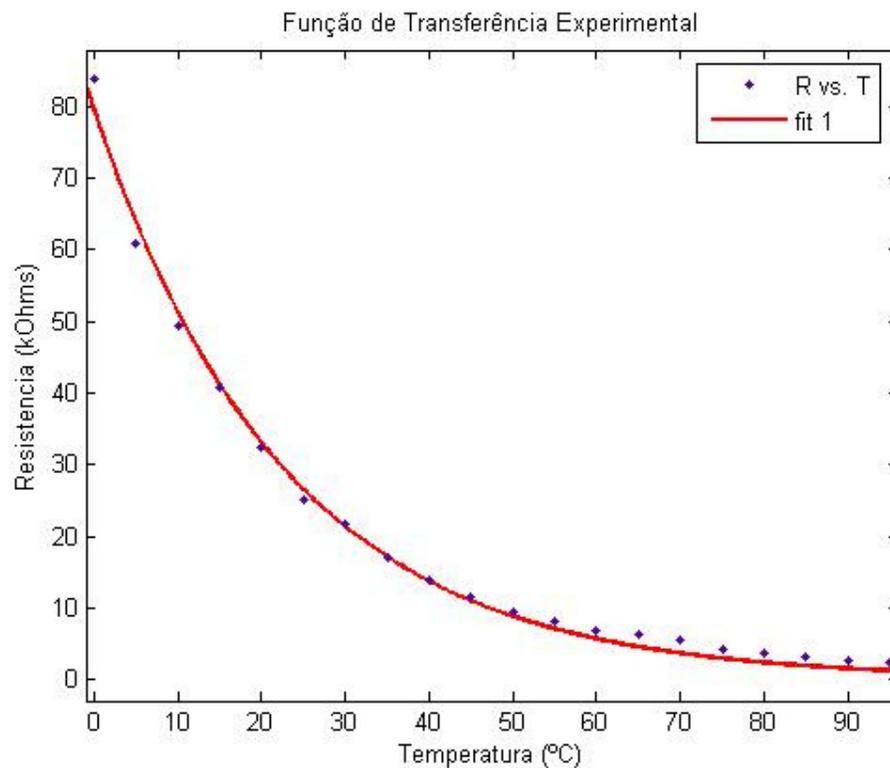


Figura 4.1 – Função de transferência experimental dos termistores.

Utilizando a ferramenta *MATLAB*, foi possível determinar a função que melhor aproxima os dados experimentais através de interpolação:

$$R_T = 79,8 \cdot e^{-0,04407T} \quad (4.1)$$

Onde R_T (k Ω) é a resistência do termistor a cada temperatura T (°C).

E o coeficiente de determinação é dado por :

$$R^2 = 0,9948$$

4.2 Linearização e calibração dos termistores

Para efeitos de comparação, foram considerados os parâmetros calculados pela função de transferência teórica dos termistores, pelos resultados experimentais e dados fornecidos

pele fabricante. Estes dados são apresentados nas tabelas 4.2, 4.3 e 4.4 que mostram os resultados dos cálculos do resistor R paralelo com o NTC pelo método dos pontos equidistantes. Na Tabela 4.2 o método é aplicado com os dados teóricos, na Tabela 4.3 com os dados obtidos nos ensaios e na Tabela 4.4 com os dados fornecidos no *datasheet* do fabricante.

Tabela 4.2 – Cálculo do resistor R paralelo com o NTC com dados teóricos.

<i>Dados para linearização teórica da Cânula (3 termistores 10k em série)</i>					
$T_1(^{\circ}\text{C})$	40,0	$T_1(\text{K})$	313,2	β	3990,0
$T_2(^{\circ}\text{C})$	30,0	$T_2(\text{K})$	303,2	$T_{25^{\circ}\text{C}}(\text{K})$	298,2
$T_3(^{\circ}\text{C})$	20,0	$T_3(\text{K})$	293,2	$R_{25^{\circ}\text{C}}(\Omega)$	30000,0
<i>Resultados obtidos através da Equação (3.1)</i>					
				$R_{T1}(\Omega)$	15802,5
				$R_{T2}(\Omega)$	24058,1
				$R_{T3}(\Omega)$	37692,1
<i>Resultados obtidos através da Equação (3.2)</i>					
				$R(\Omega)$	17797,1

Tabela 4.3 – Cálculo do resistor R paralelo com o NTC com dados experimentais.

<i>Dados para linearização experimental da Cânula (3 termistores 10k em série)</i>					
$T_1(^{\circ}\text{C})$	40,0	$T_1(\text{K})$	313,2	β	3990,0
$T_2(^{\circ}\text{C})$	30,0	$T_2(\text{K})$	303,2	$T_{25^{\circ}\text{C}}(\text{K})$	298,2
$T_3(^{\circ}\text{C})$	20,0	$T_3(\text{K})$	293,2	$R_{25^{\circ}\text{C}}(\Omega)$	25100,0
<i>Resultados obtidos experimentalmente</i>					
				$R_{T1}(\Omega)$	13900,0
				$R_{T2}(\Omega)$	21600,0
				$R_{T3}(\Omega)$	32500,0
<i>Resultados obtidos através da Equação (3.2)</i>					
				$R(\Omega)$	30856,3

Tabela 4.4 – Cálculo do resistor R paralelo com o NTC com dados do *datasheet*.

<i>Dados para linearização da Cãnula com base nos dados do datasheet (3 termistores 10k em série)</i>					
$T_1(^{\circ}\text{C})$	40,0	$T_1(\text{K})$	313,2	β	3950,0
$T_2(^{\circ}\text{C})$	30,0	$T_2(\text{K})$	303,2	$T_{25^{\circ}\text{C}}(\text{K})$	298,2
$T_3(^{\circ}\text{C})$	20,0	$T_3(\text{K})$	293,2	$R_{25^{\circ}\text{C}}(\Omega)$	30000,0
<i>Resultados obtidos do datasheet do fabricante</i>					
$R_{T1}(\Omega)$					15935,4
$R_{T2}(\Omega)$					24144,8
$R_{T3}(\Omega)$					37522,8
<i>Resultados obtidos através da Equação (3.2)</i>					
$R(\Omega)$					18352,1

Com os resultados das tabelas 4.2, 4.3 e 4.4 foi realizado um novo banho de gelo a fim de levantar os valores da resistência do sensor em paralelo com o resistor R. O resultado é uma reta linearizada na faixa desejada, conforme mostra a Figura 4.2.

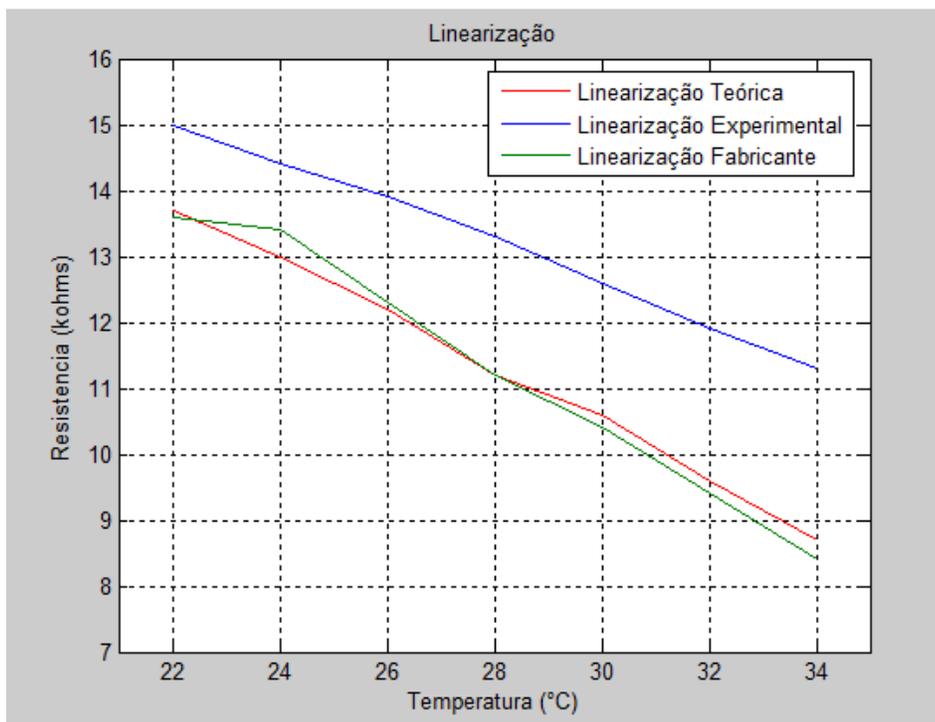


Figura 4.2 – Linearização dos termistores.

Com isso é possível calcular a sensibilidade estática da curva experimental (Fator de Escala), ou seja, a razão da variação da saída pela variação da entrada do sistema formado pelos três termistores em série, uma vez que a sensibilidade estática é dada pela seguinte Equação (4.2):

$$S = \frac{\Delta\text{saída}}{\Delta\text{entrada}} = \frac{(16,6-9,2)}{(42-18)} = \frac{0,308\text{k}\Omega}{^{\circ}\text{C}} \quad \text{para a curva experimental} \quad (4.2)$$

Através do gráfico da Figura 4.2 fica claro que de acordo com os parâmetros experimentais, a sensibilidade é menor, o que se justifica pelo fato de não se estar realizando os experimentos em ambiente adequado e também por não serem parâmetros ideais (caso das resistências calculadas a partir da função transferência teórica).

Para fins de comparação, também foram plotadas as curvas linearizadas de acordo com os parâmetros do fabricante e teóricos.

É possível calcular o erro relativo entre a reta experimental e a reta teórica, assim como, entre a reta gerada através dos dados do fabricante e a reta teórica. De acordo com Balbinot e Brusamarello (2007), O erro relativo é a razão entre o erro absoluto de uma medida e o valor verdadeiro³ desta medida.

Uma vez que o erro absoluto é calculado através da Equação (4.3):

$$\textit{ErroAbsoluto} = \textit{RESULTADO} - \textit{Valor Verdadeiro Convencionado} \quad (4.3)$$

Logo, o erro o relativo é dado pela Equação (4.4):

$$\textit{ErroRelativo} = \frac{\textit{ErroAbsoluto}}{\textit{ValorVerdadeiroConvencionado}} \quad (4.4)$$

De acordo com o método do cálculo do erro relativo, foi possível gerar o gráfico dado pela Figura 4.3, onde é possível observar que o erro relativo proveniente das medidas experimentais aumenta com a temperatura, quando que o erro relativo proveniente das medidas coletadas no *datasheet* do fabricante se mantém aproximadamente constante.

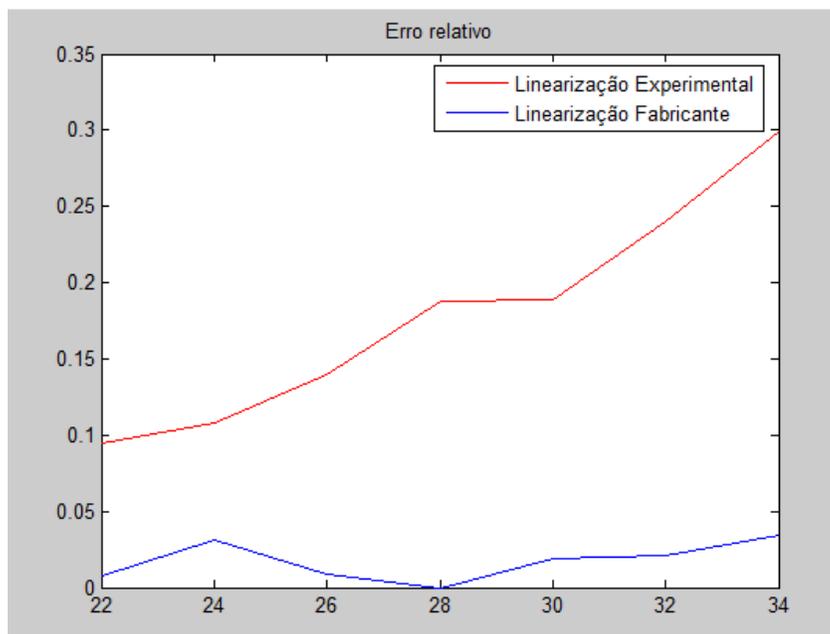


Figura 4.3 – Erros relativos provenientes das retas de linearização.

Através da Tabela 4.5, é possível observar os valores de tensão medidos em função das temperaturas.

Tabela 4.5– Valores de tensão de saída da ponte medidos em função da temperatura.

Termômetro (°C)	Vab (mV)
0	0
5	20
10	50
15	100
20	130
25	170
30	210
35	250
40	290
45	340
50	400
55	480

³ Neste trabalho o Valor Verdadeiro convencionado foi obtido através dos dados teóricos.

60	520
65	590
70	680
75	780
80	850
85	990
90	1100
95	1330

O gráfico da Figura 4.4 apresenta a curva aproximadamente linear para a faixa de temperatura de interesse neste trabalho: 22°C a 37°C.

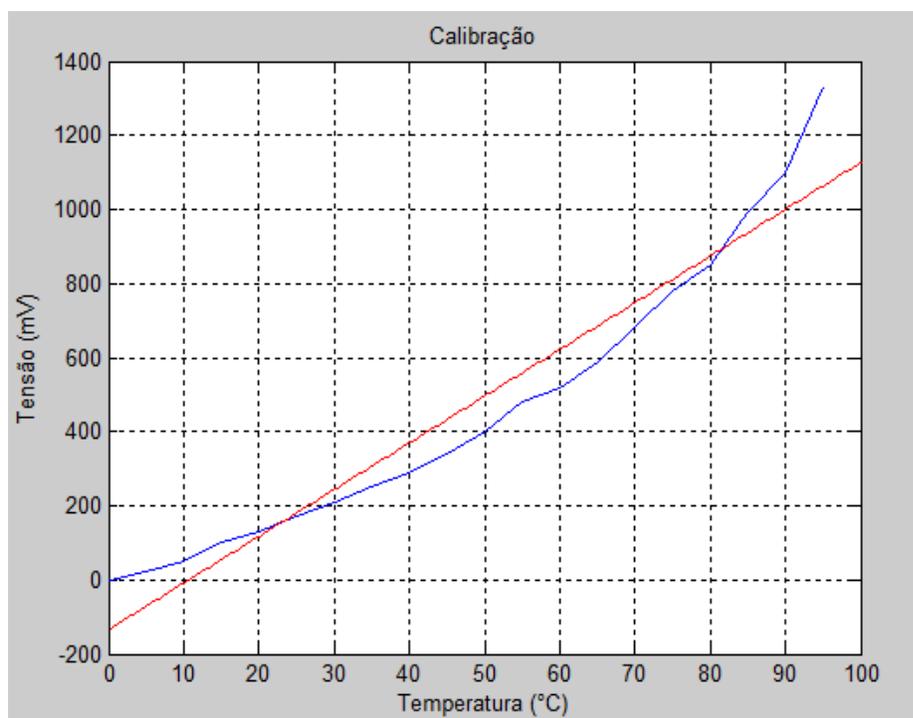


Figura 4.4 - Curva de calibração dos termistores.

Utilizando a ferramenta *MATLAB*, foi possível determinar a função que melhor aproxima os dados experimentais através do método dos mínimos quadrados:

$$V = 12,611T - 135 \quad (4.5)$$

Onde V (Volts) é a tensão na saída da ponte a cada temperatura T ($^{\circ}\text{C}$).

A correlação entre as duas medidas é dada por :

$$R = 0,9682$$

E o coeficiente de determinação é dado por:

$$R^2 = 0,9374 \quad (4.6)$$

4.3 Cadeia de medição

Através da Figura 4.5 é possível observar a cadeia de medição proposta para a cânula oral-nasal com as margens dinâmicas determinadas para cada elemento, de acordo com a aplicação deste projeto, constituindo o caminho do sinal desde o sensor até o sistema de aquisição de dados.

Analogamente, a Figura 4.6 ilustra a cadeia de medição experimental associada ao acelerômetro.

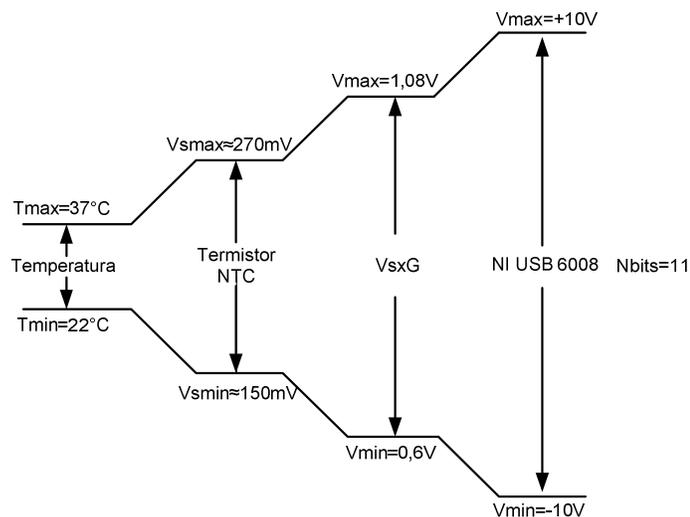


Figura 4.5 – Cadeia de medição proposta para a cânula oral-nasal.

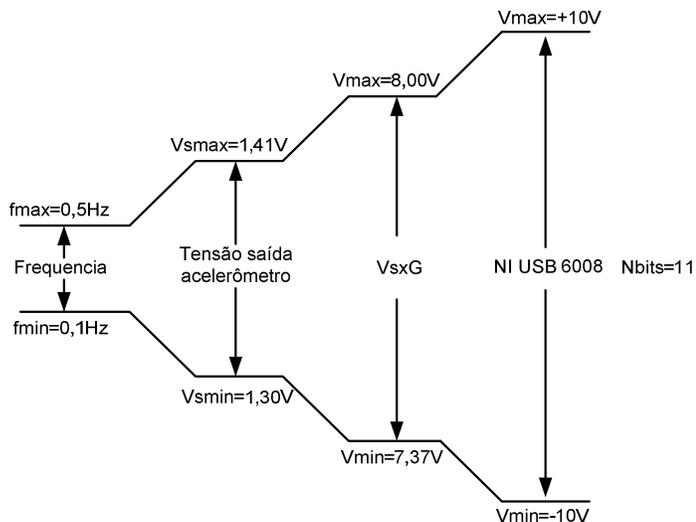


Figura 4.6 – Cadeia de medição proposta para o acelerômetro.

4.4 Aquisição de dados e filtragem

O resultado da rotina implementada no LabVIEW é a forma de onda mostrada na Figura 4.7. Após passar por um filtro digital, é possível identificar atividade respiratória.

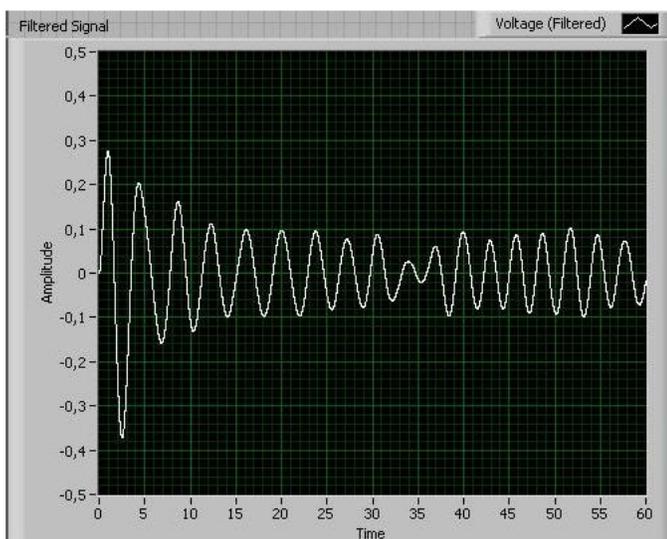


Figura 4.7 – Exemplo de sinal adquirido pela cânula para identificação de atividade respiratória

É possível identificar o fluxo inspiratório (curva ascendente) e expiratório (curva descendente).

4.5 Testes preliminares dos sinais respiratórios

Para identificar a ocorrência de um evento de apnéia, que é caracterizada pela ausência de respiração durante o sono, este projeto parte do princípio de que se não há atividade respiratória do indivíduo, também não haverá variações de temperatura significativas nas vias respiratórias, ou seja, não haverá fluxo respiratório para produzir essas variações. Assim como também não ocorrerão movimentos abdominais.

Testes preliminares com o sistema de aquisição de dados e um voluntário simulando paradas respiratórias durante o ensaio demonstram estes eventos, como é ilustrado na Figura 4.8.

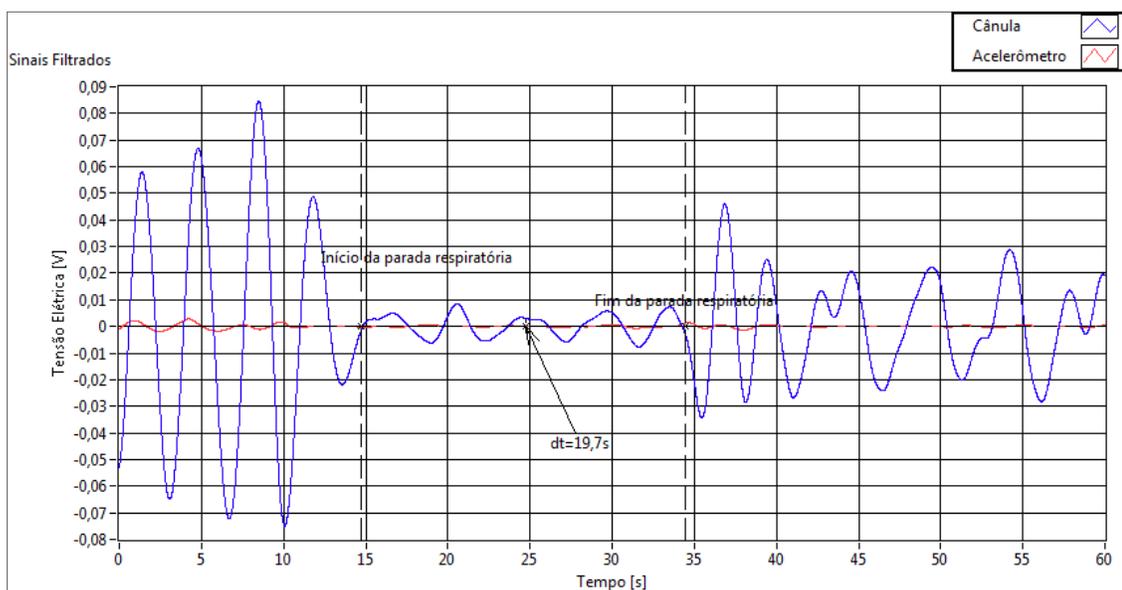


Figura 4.8 – Resposta dos sensores à simulação de uma parada respiratória $\Delta t=19,7s$.

Sendo assim, após os testes preliminares para verificar o ganho e os parâmetros do filtro, foi implementada uma rotina para identificação da ocorrência de apnéia, ou seja, para identificar a ausência de variação na temperatura e ausência de aceleração que caracterizam os movimentos no abdômen.

Os sinais provenientes da cânula e do acelerômetro são avaliados individualmente, uma vez que na ocorrência de um evento de apnéia obstrutiva, as vias aéreas sofrem colapso, porém podem existir movimentos abdominais involuntários, já que o indivíduo executa esforços repetidos para restabelecer a respiração.

4.6 Resultados dos ensaios com voluntários

Foram realizados ensaios com três voluntárias, sendo dois deles com as voluntárias acordadas forçando paradas respiratórias e o outro com uma voluntária diagnosticada como portadora de SAOS, dormindo. Os resultados destes ensaios serão avaliados com relação à caracterização de sinais respiratórios e apnéia do sono através da cânula respiratória e através do acelerômetro, cujo eixo principal nesta captura será o eixo Z, conforme ilustrado na Figura 4.9.

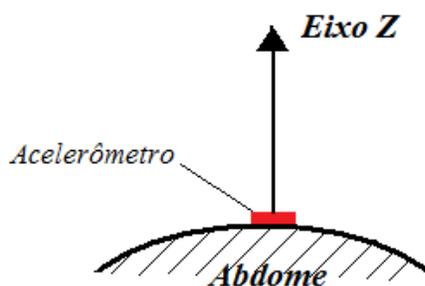


Figura 4.9 – Eixo principal do acelerômetro

4.6.1 Procedimento de calibração com voluntário acordado

O procedimento de calibração é realizado durante um minuto, com o voluntário deitado, em condições similares as que costuma dormir (posição, olhos fechados e relaxado). Através da Figura 4.10, é possível observar o sistema montado e uma voluntária (voluntária 1) se submetendo ao ensaio nestas condições.

Por alegar ter sono agitado, o ensaio foi realizado com a voluntária em duas posições (de lado e de costas). No gráfico da Figura 4.11 a calibração foi realizada com a voluntária deitada de costas, captando sinais da cânula e do eixo Z do acelerômetro. Neste ensaio, as amplitudes mínimas (menor pico de respiração) foram de 0,48mV para o acelerômetro e 13mV para a cânula.



Figura 4.10 – Voluntária 1 se submetendo ao procedimento de calibração e aquisição de dados.

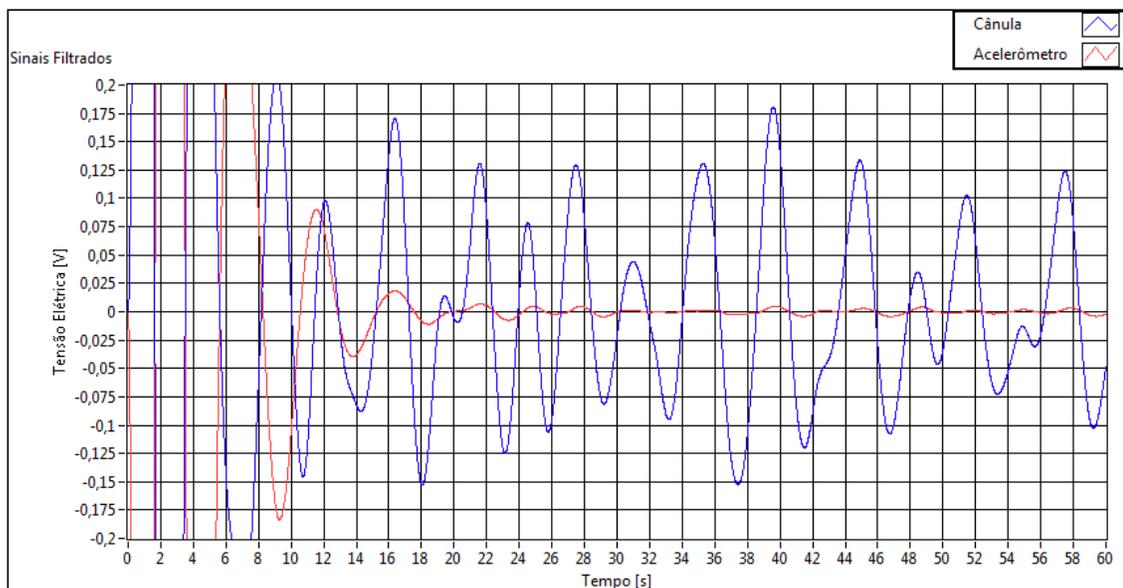


Figura 4.11 – Sinais respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 1 deitada de costas.

No gráfico da Figura 4.12 a calibração foi realizada com a voluntária deitada de costas, captando sinais da cânula e do eixo Y do acelerômetro. Neste ensaio, as amplitudes mínimas (menor pico de respiração) foram de 1,615mV para o acelerômetro e 44,70mV para a cânula.

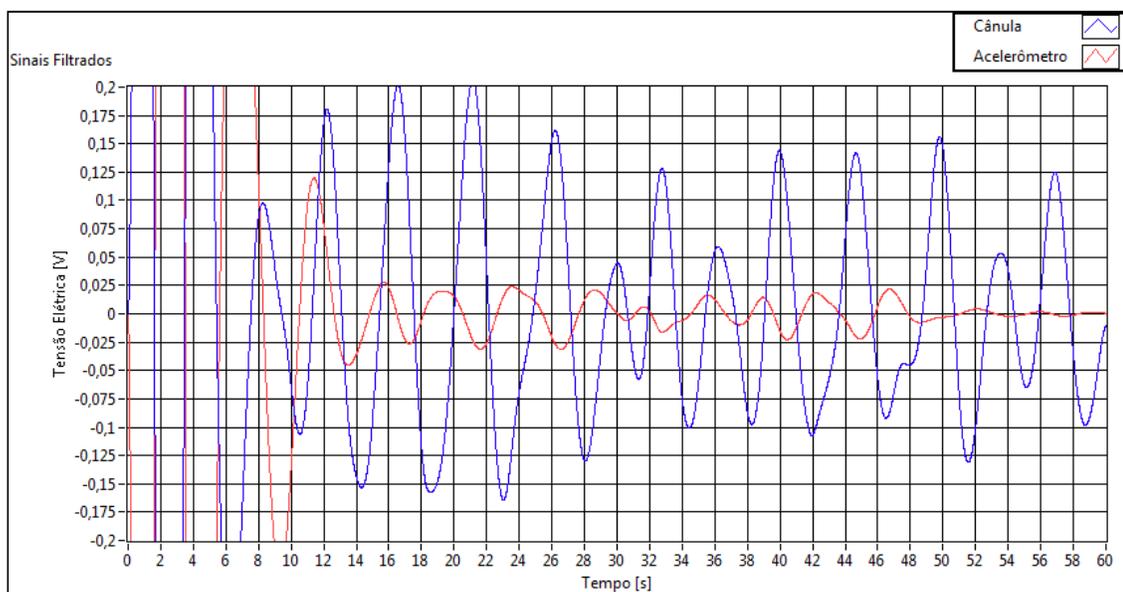


Figura 4.12 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Y – Voluntária 1 deitada de costas.

No gráfico da Figura 4.13, a calibração foi realizada com a voluntária deitada de lado, captando sinais da cânula e do eixo Z do acelerômetro. Neste ensaio, as amplitudes mínimas (menor pico de respiração) foram de 1,20mV para o acelerômetro e 12,009mV para a cânula.

Como esperado, quando a pessoa muda de posição, a sensibilidade do eixo principal muda também. Comparando os resultados, é possível observar que a amplitude do sinal do acelerômetro no eixo Z diminui com a posição com que a pessoa dorme, porém ainda é possível captar sinais respiratórios sem que seja necessário trocar o eixo utilizado.

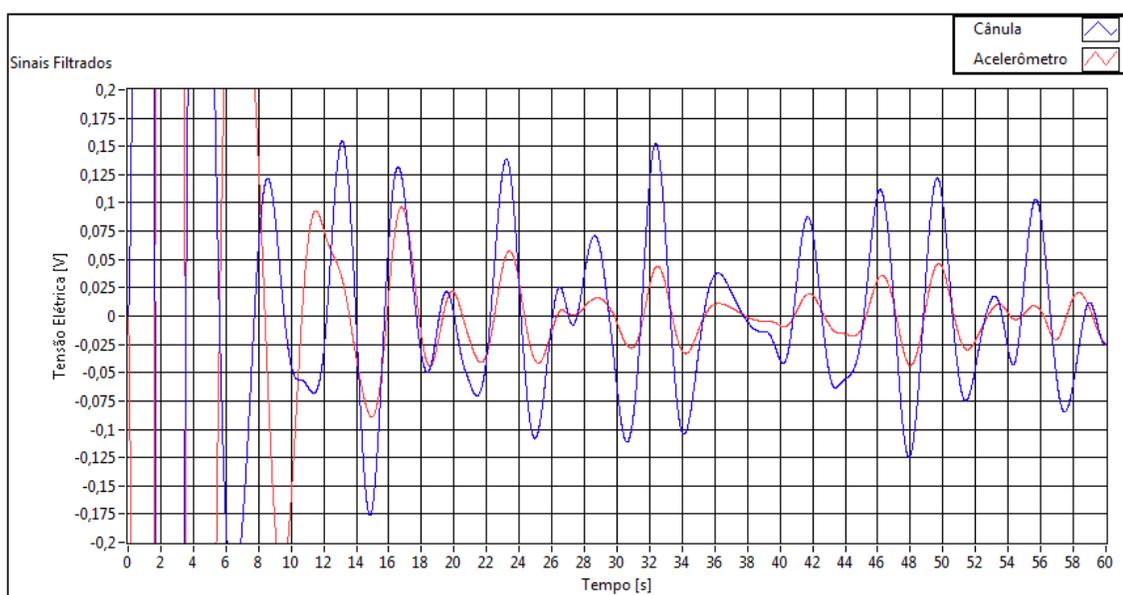


Figura 4.13 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 1 deitada de lado.

Foram realizados outros ensaios com outra voluntária (voluntária 2), deitada de lado (como costuma dormir) avaliando no eixo principal. Na calibração foram obtidos os seguintes resultados: menor pico de respiração de 1,17mV para o acelerômetro e 20,80mV para a cânula. O gráfico da Figura 4.14 ilustra os sinais respiratórios adquiridos nos primeiros instantes do ensaio.

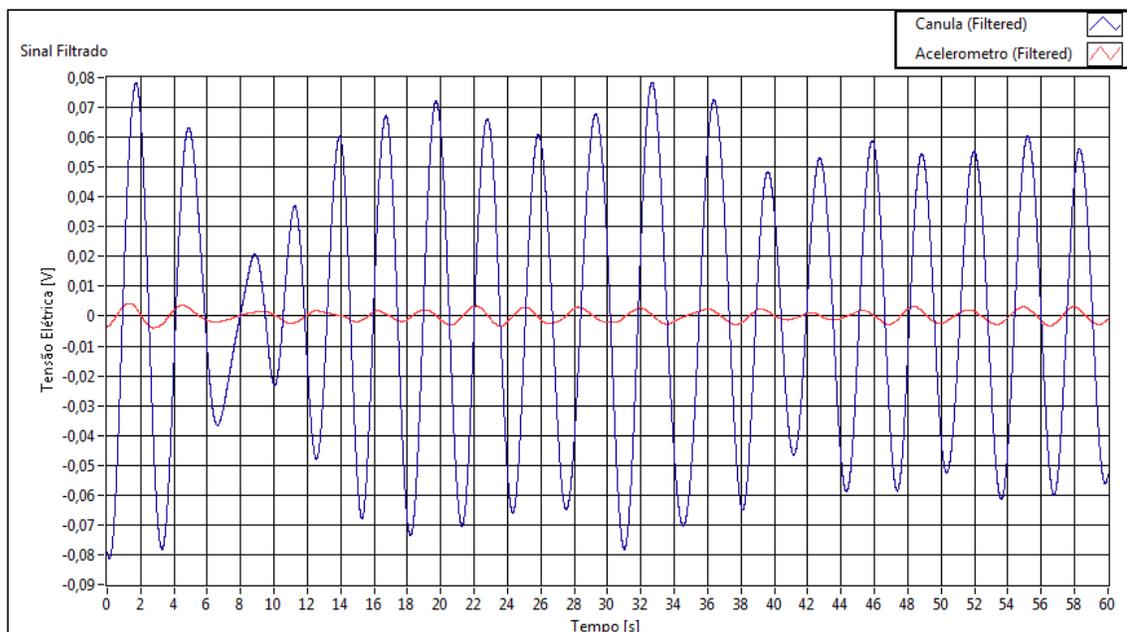


Figura 4.14 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 2 deitada de lado.

4.6.2 Procedimento de calibração com voluntário dormindo

O procedimento de calibração foi realizado durante os primeiros minutos em que o indivíduo se deita para realizar os testes, a fim de captar seus sinais respiratórios em condições reais (deitado na posição em que costuma dormir) e relaxado com a respiração em sua frequência normal (ver Figura 4.15).

A rotina de calibração é executada durante um minuto, com o intuito de registrar a amplitude de tensão mínima que caracteriza a respiração do indivíduo. Esta voluntária, que foi diagnosticada com SAOS após se submeter a uma polissonografia, dorme somente de lado, o que tornou desnecessária a calibração avaliando o eixo Y. Sendo assim, a calibração foi realizada com a voluntária (voluntária 3) deitada de lado, captando sinais da cânula e do eixo principal (eixo Z) do acelerômetro.

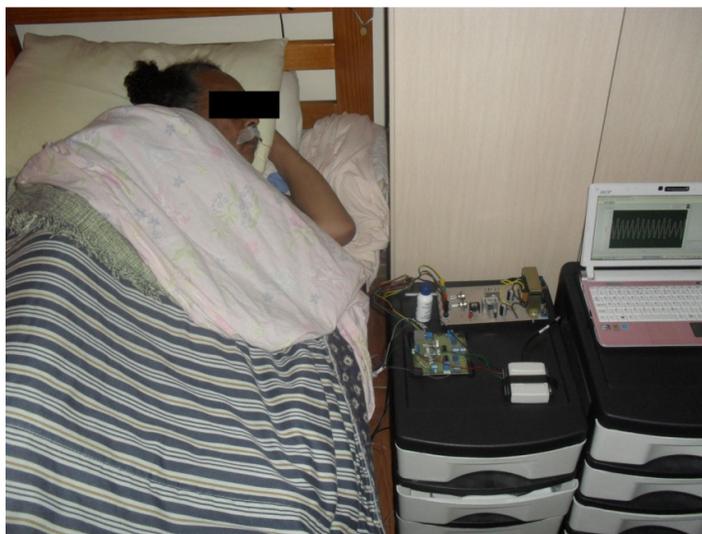


Figura 4.15 – Voluntária 3 se submetendo ao procedimento de calibração e aquisição de dados.

Após a realização deste ensaio, foram obtidos os resultados que podem ser observados no gráfico da Figura 4.16. As amplitudes mínimas (menor pico de respiração) foram de 7,87mV para o acelerômetro e 174,12mV para a cânula.

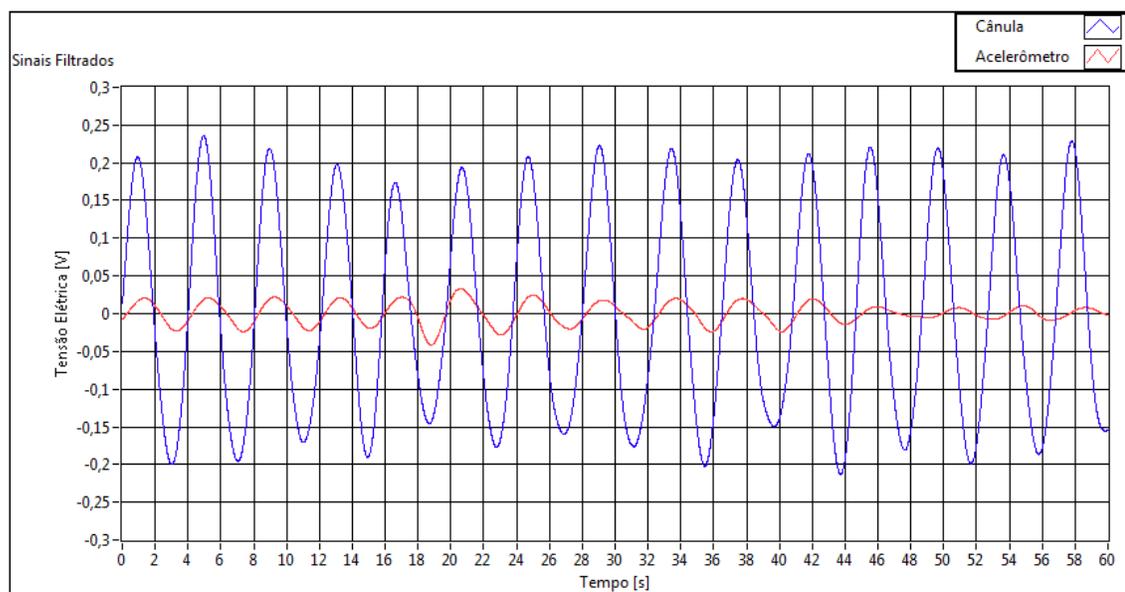


Figura 4.16 – Sinais Respiratórios – avaliação no eixo Z – Voluntária 3 deitada de lado.

4.6.3 Processamento dos sinais respiratórios

Após a realização do procedimento de calibração dos sinais respiratórios e geração do banco de dados, os sinais foram armazenados em arquivos individuais, indexados com o nome do voluntário, a data da realização do ensaio e a hora em que foi criado, a fim de facilitar a rastreabilidade dos dados adquiridos.

Para o processamento dos sinais adquiridos, são usados como parâmetros os menores picos de respiração identificados durante a calibração.

4.6.3.1 Processamento dos sinais respiratórios da voluntária 1

No ensaio realizado com a voluntária 1 acordada, foram simulados eventos de parada respiratória, a fim de que se pudesse avaliar a captação dos mesmos pelos sensores e identificação pelo software. Foram obtidos os resultados ilustrados na Figura 4.17. O tempo de aquisição de dados foi de 11 minutos, a taxa de respiração média por minuto captada pela cânula foi de 14,8 respirações por minuto e a taxa de respiração média por minuto captada pelo acelerômetro foi de 17,64 respirações por minuto.

De acordo com a Figura 4.17, a cânula e o acelerômetro captaram um evento de hipopnéia, ou seja, uma redução do fluxo respiratório. De acordo com os parâmetros estabelecidos para amplitude mínima, os picos de tensão abaixo dos parâmetros estabelecidos na calibração foram ignorados pelo detector de pico, caracterizando a redução do fluxo.

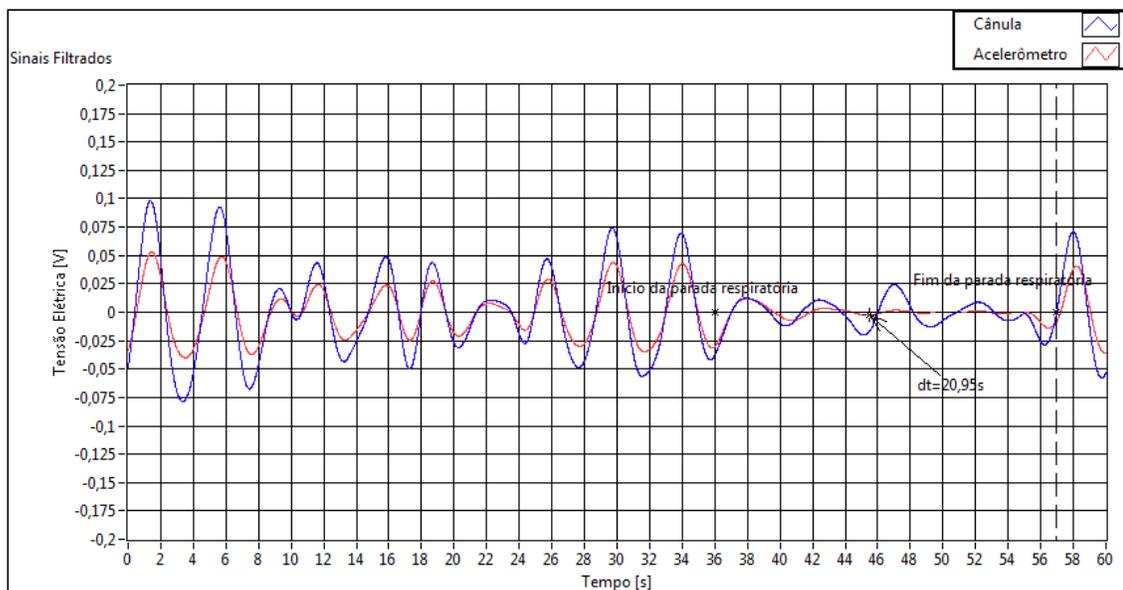


Figura 4.17 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=20,95s$.

4.6.3.2 Processamento dos sinais respiratórios da voluntária 2

Neste ensaio, tal como a voluntária 1, a voluntária 2 também se manteve acordada. Foram simulados eventos de parada respiratória, a fim de que se pudesse realizar a mesma avaliação dos sensores e identificação dos eventos de parada respiratória pelo software. No tempo de aquisição de dados de 11 minutos, a taxa de respiração média por minuto captada pela cânula foi de 17,09 respirações por minuto e a taxa de respiração média por minuto captada pelo acelerômetro foi de 18,72 respirações por minuto.

Neste ensaio, o software identificou 5 ocorrências de apnéia pelos sinais provenientes da cânula e 3 eventos de apnéia através dos sinais do acelerômetro. Através dos gráficos das figuras 4.18, 4.19, 4.20 e 4.21 é possível observar alguns instantes em que ocorreram estas paradas respiratórias forçadas.

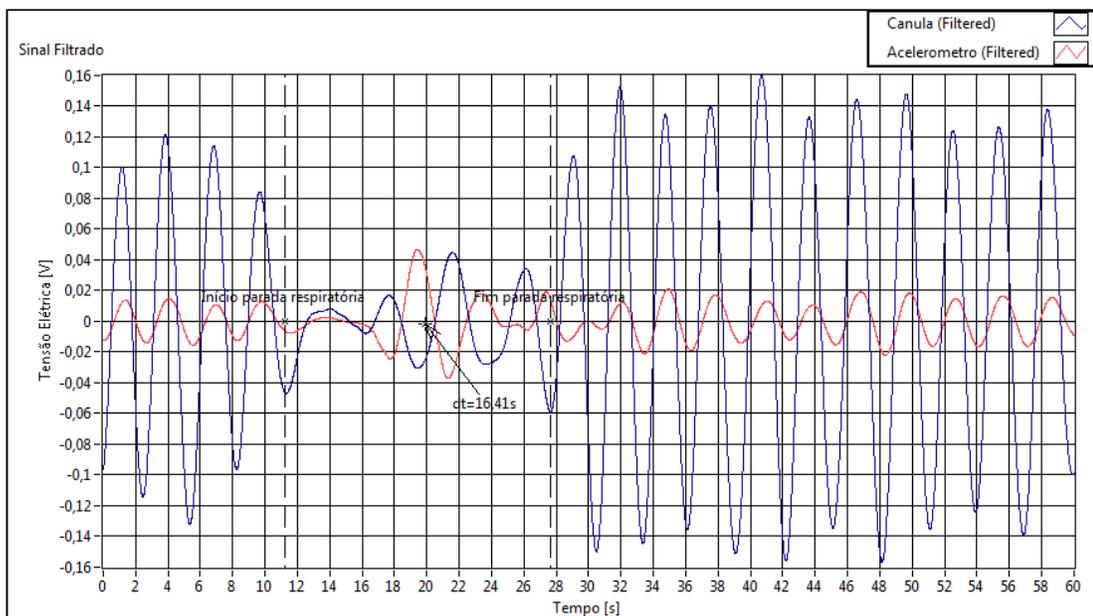


Figura 4.18 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=16,41s$.

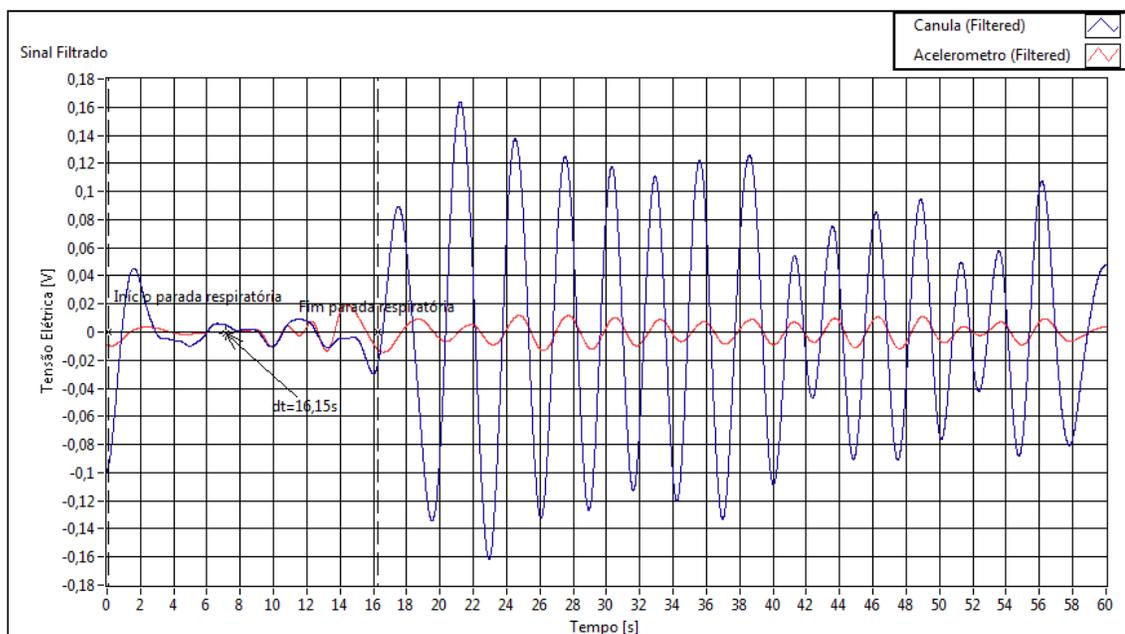


Figura 4.19 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=16,15s$.

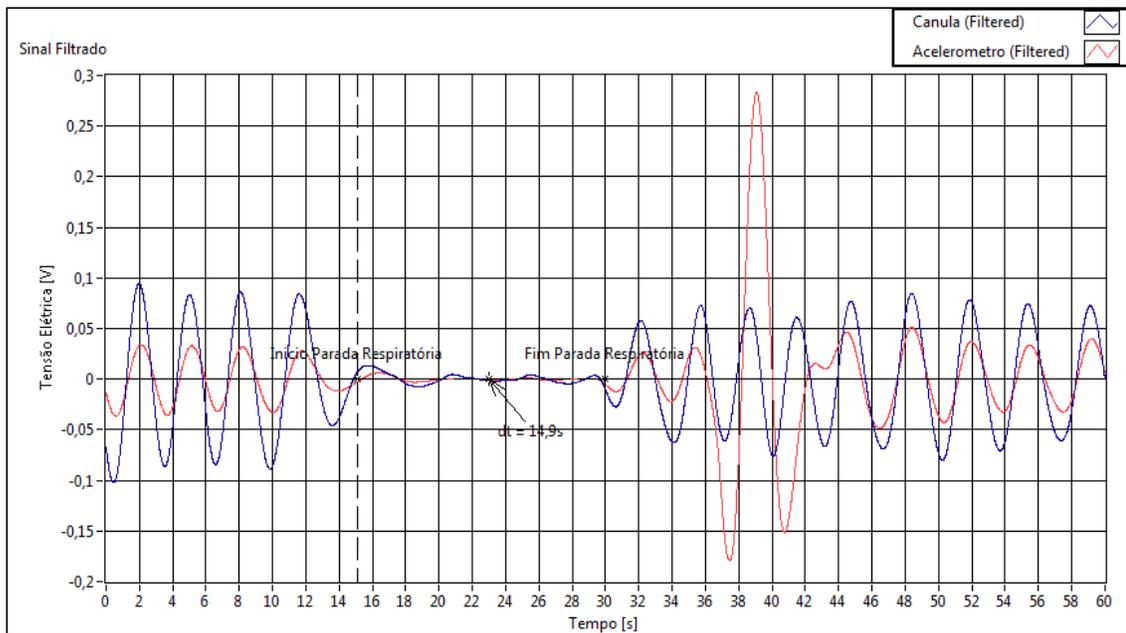


Figura 4.20 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=14,9s$.

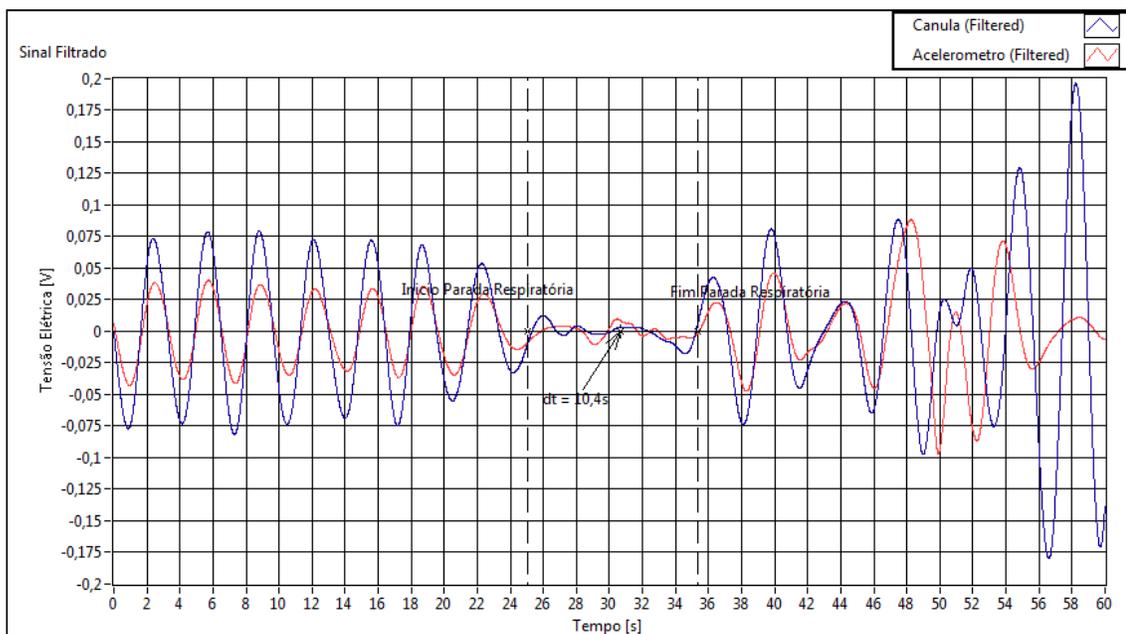


Figura 4.21 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=10,4s$.

4.6.3.3 Processamento dos sinais respiratórios da voluntária 3

No primeiro ensaio realizado com a voluntária dormindo, foi realizada a calibração nos primeiros minutos de sono, obtendo os menores picos de respiração para a cânula de 151,74mV e de 9,45mV para o acelerômetro. No processamento, foram obtidos os seguintes resultados: tempo de aquisição de 75 minutos, a taxa de respiração média por minuto captada pela cânula foi de 11,04 respirações por minuto e 12,17 respirações por minuto pelo acelerômetro. O número de apnéias identificadas pelo software foi de 38 apnéias pela cânula e 39 apnéias pelo acelerômetro. Os gráficos das figuras 4.22, 4.23, 4.24 e 4.25 ilustram alguns momentos em que foram registradas as reduções de fluxo respiratório.

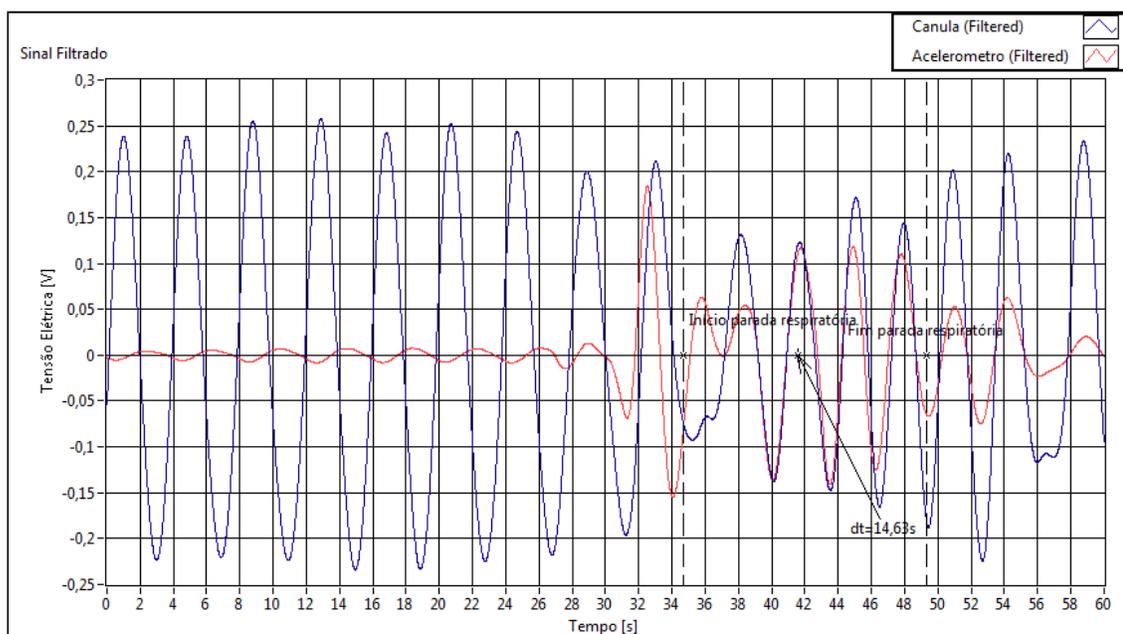


Figura 4.22 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=14,63s$.

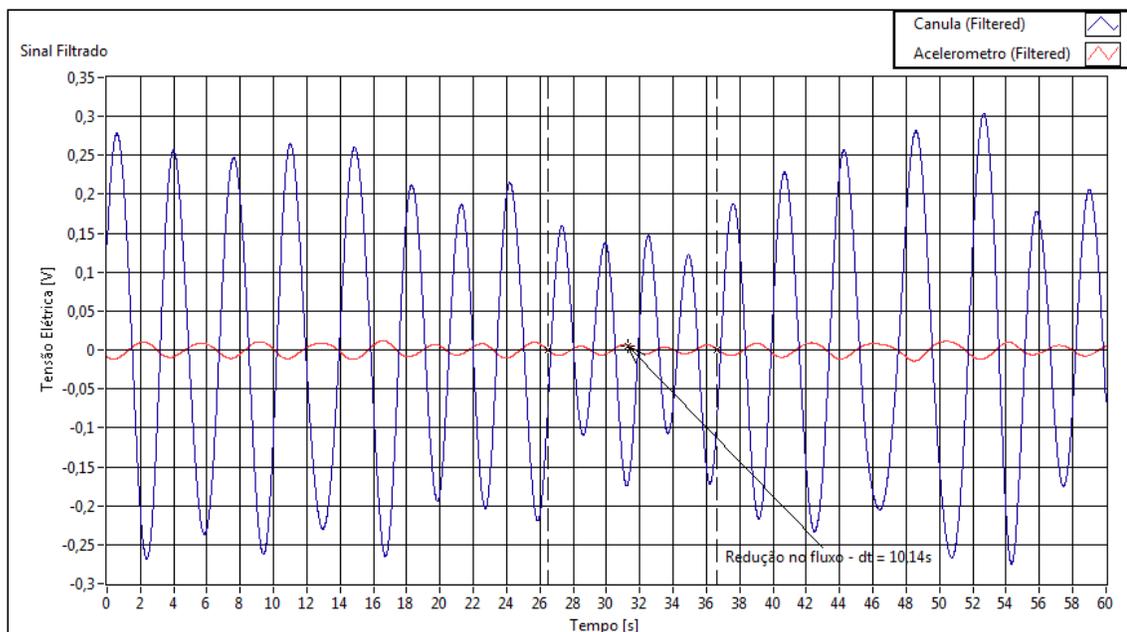


Figura 4.23 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=10,14s$.

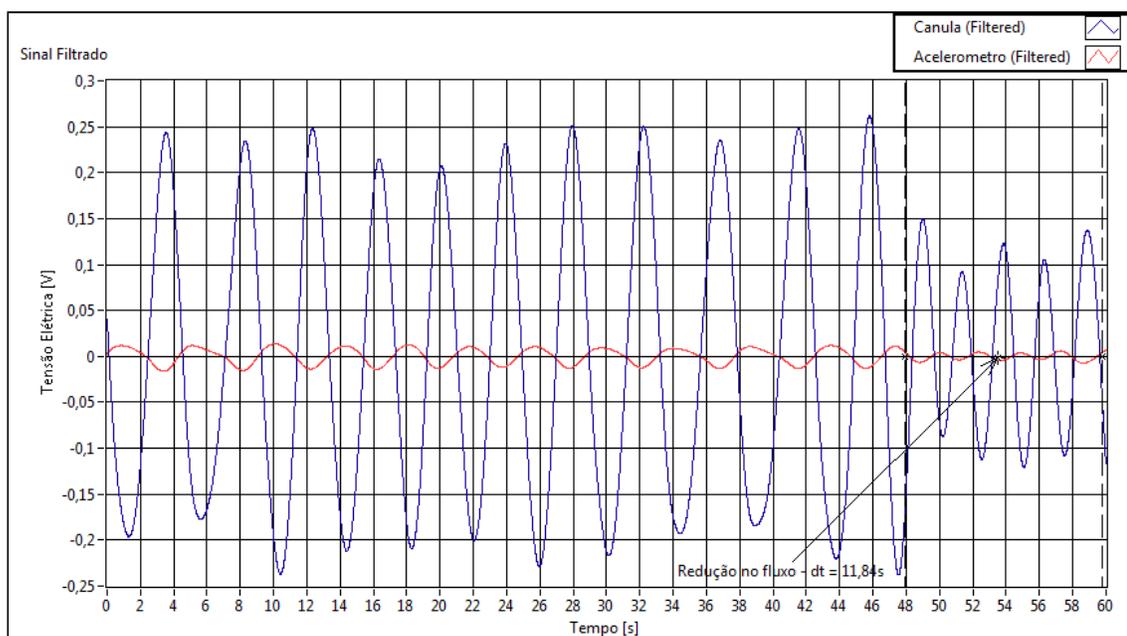


Figura 4.24 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=11,84s$.

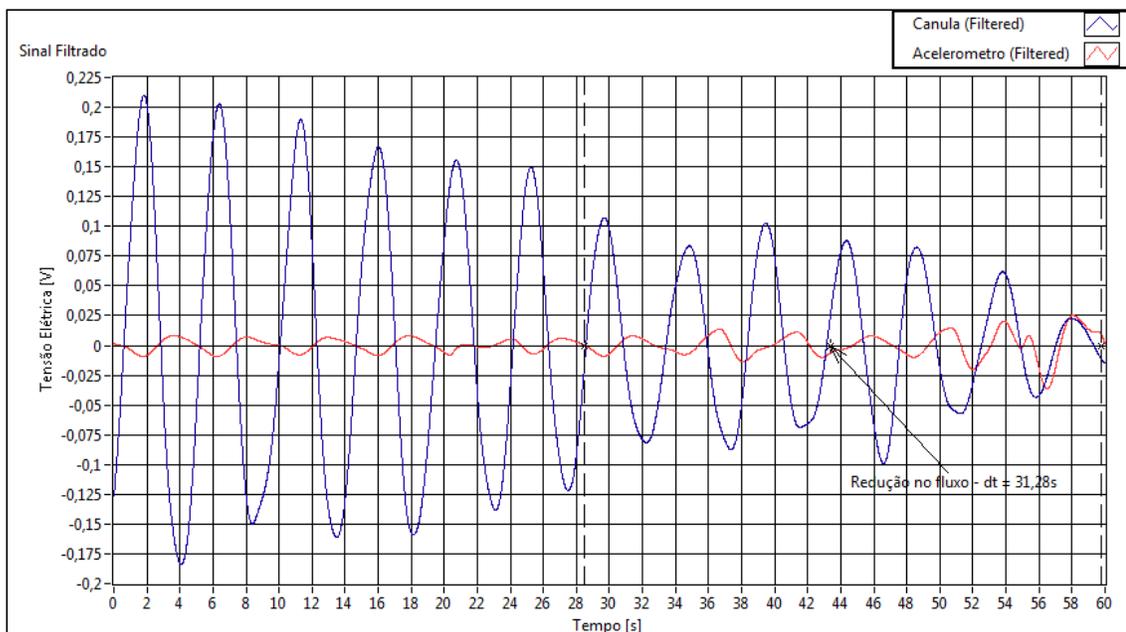


Figura 4.25 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=31,28s$.

Na continuação do ensaio, é possível observar a ocorrência da redução do fluxo respiratório, após episódios de ronco por parte da voluntária. Os episódios de ronco foram caracterizados pela grande variação na tensão elétrica adquirida pelo sistema. Os gráficos das figuras 4.26, 4.27, 4.28 e 4.29 ilustram alguns destes eventos.

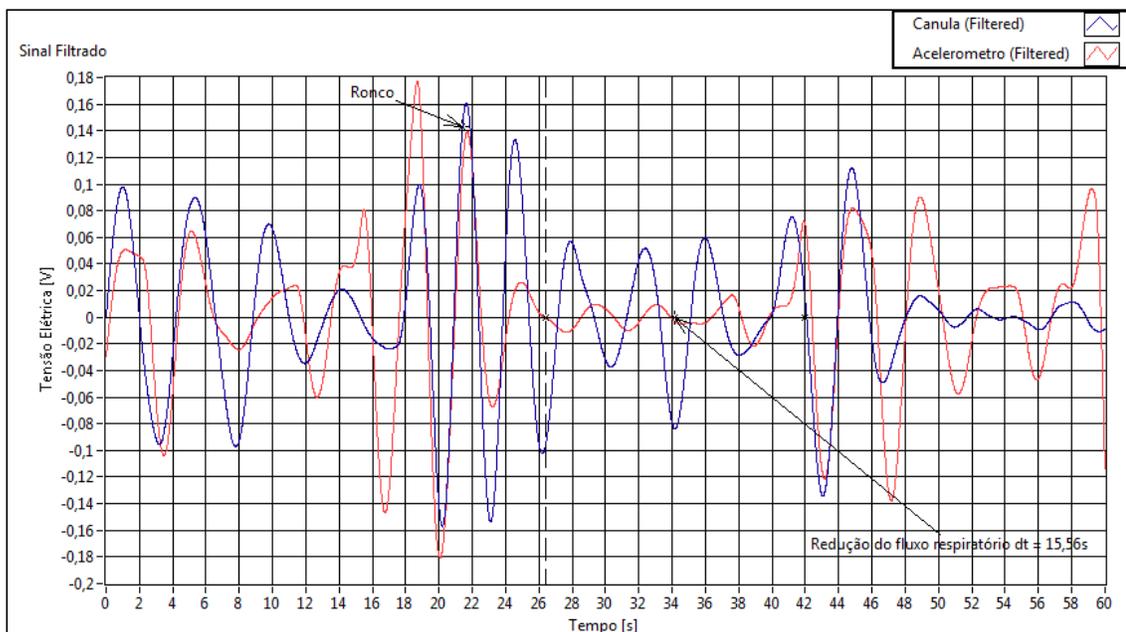


Figura 4.26 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=15,56s$.

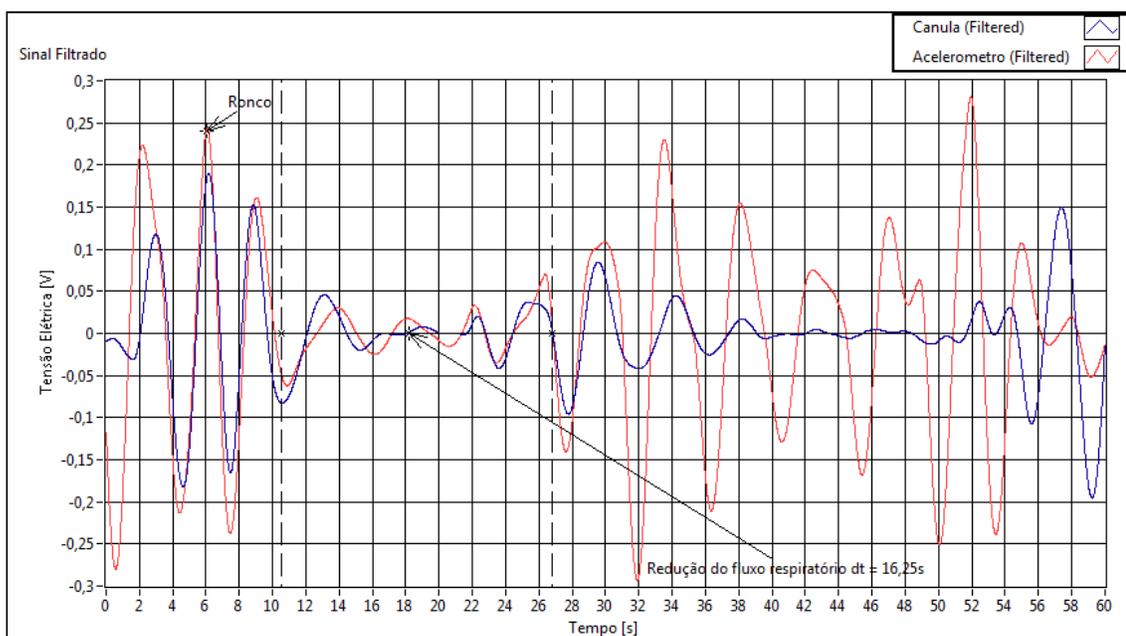


Figura 4.27 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=16,25s$.

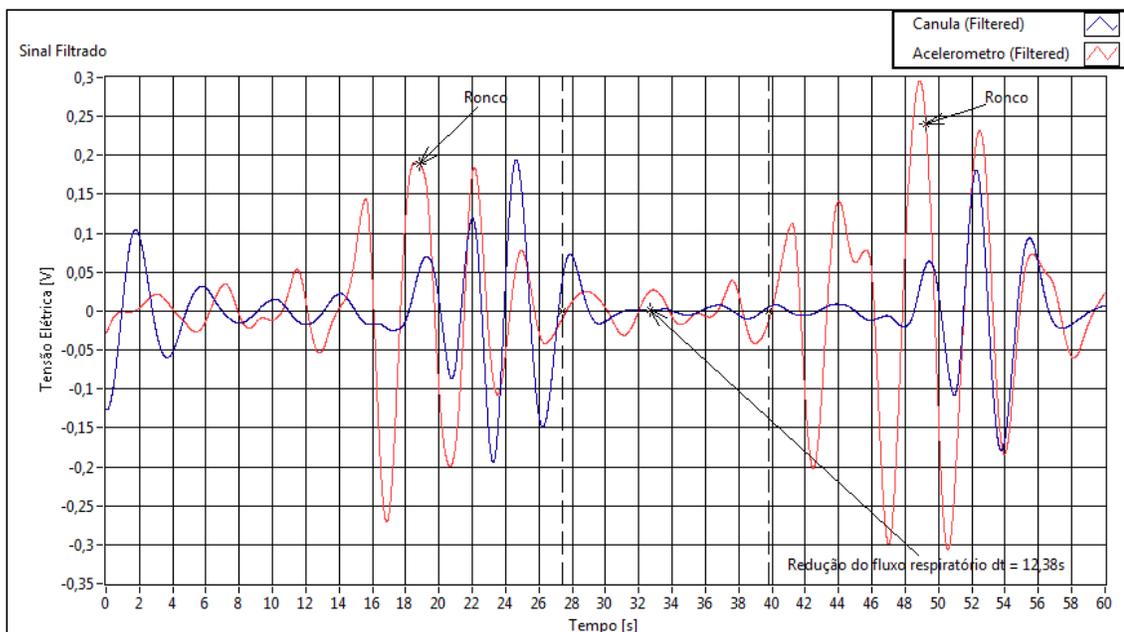


Figura 4.28 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=12,38s$.

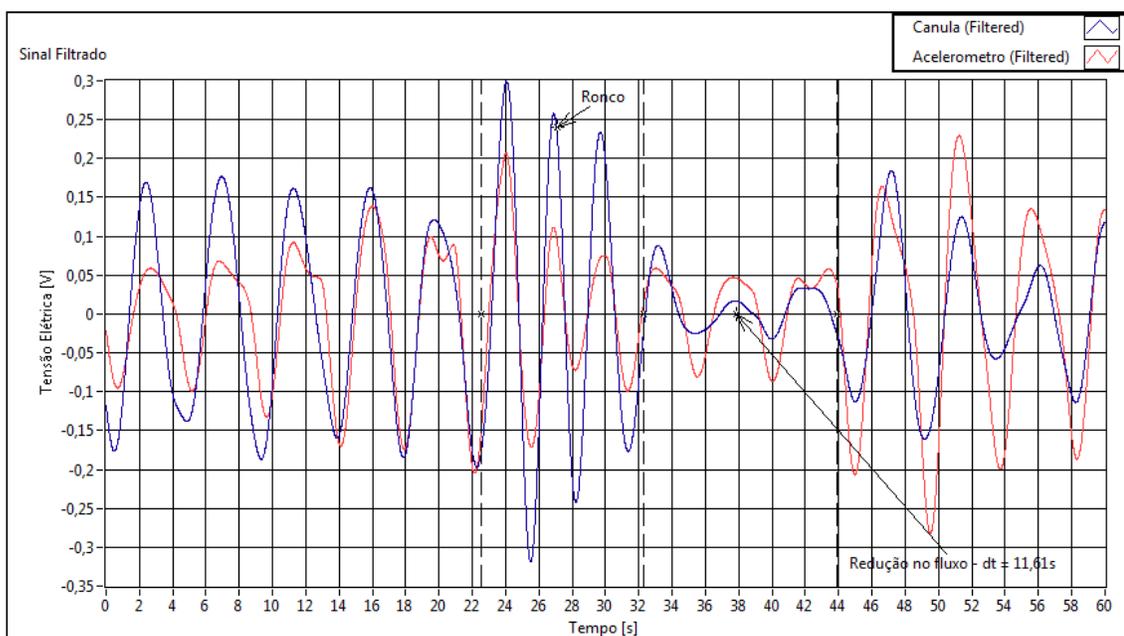


Figura 4.29 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=11,61s$.

No segundo ensaio realizado com a voluntária dormindo, o procedimento de calibração foi realizado, obtendo os seguintes parâmetros: menores picos de respiração para a cânula de 74,83mV e de 4,43mV para o acelerômetro.

No processamento, foram obtidos os seguintes resultados: tempo de aquisição de 99 minutos, a taxa de respiração média por minuto captada pela cânula foi de 13,03 respirações por minuto e 15,31 respirações por minuto pelo acelerômetro. O número de apnéias identificadas pelo software foi de 36 apnéias pela cânula e 24 apnéias pelo acelerômetro. Os gráficos das figuras 4.30, 4.31, 4.32, 4.33, 4.34 e 4.35 ilustram alguns momentos em que foram registradas as reduções de fluxo respiratório.

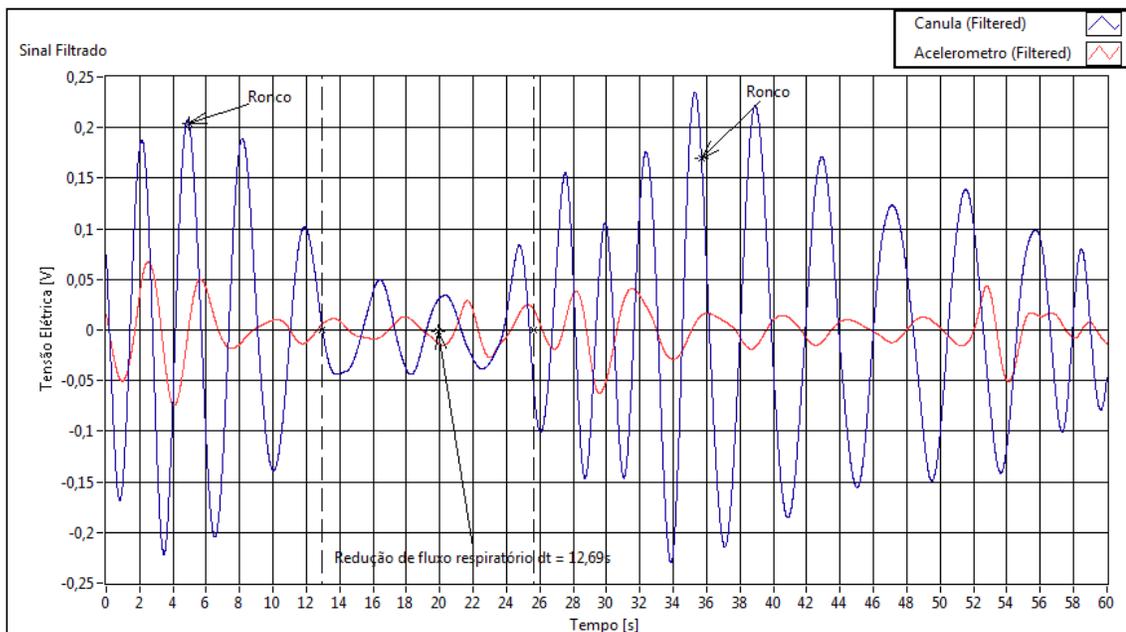


Figura 4.30 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=12,69s$.

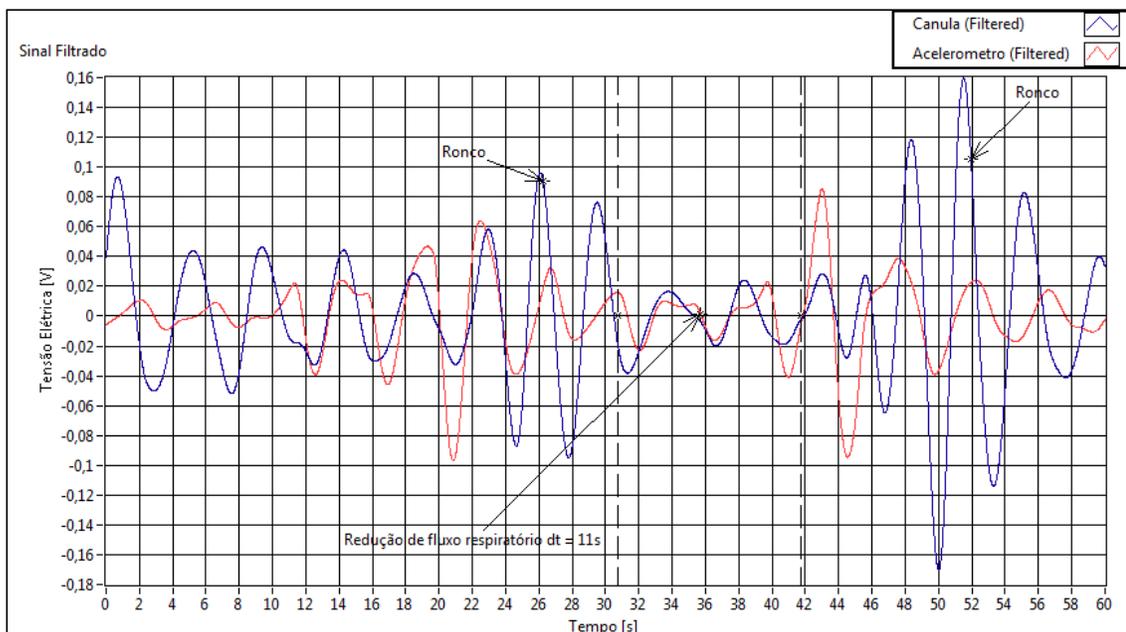


Figura 4.31 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=11s$.

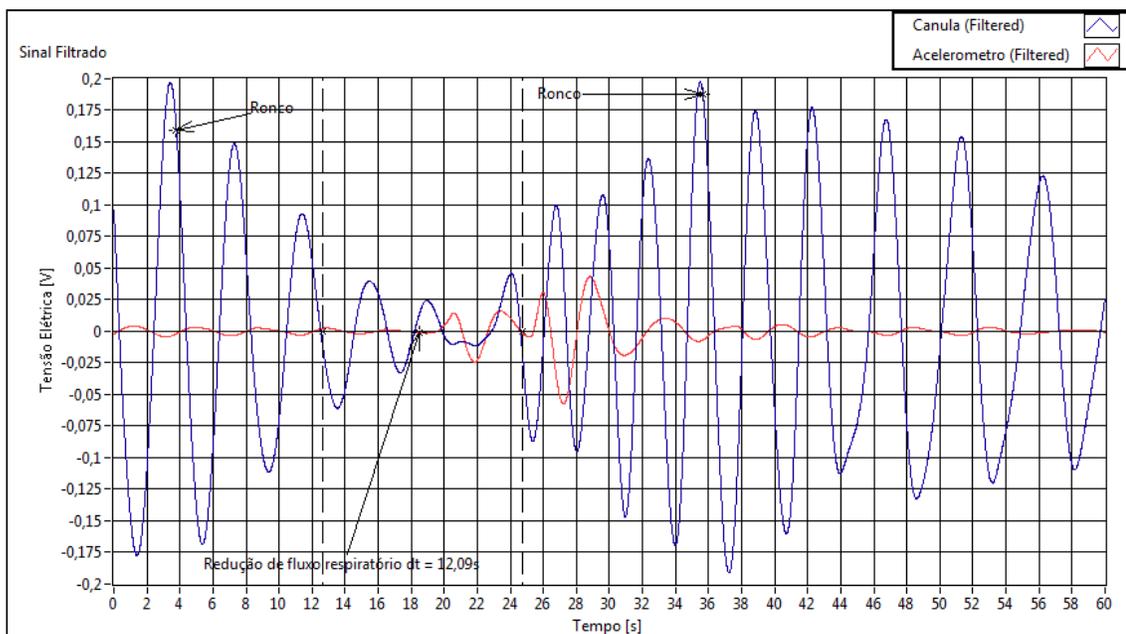


Figura 4.32 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=12,09s$.

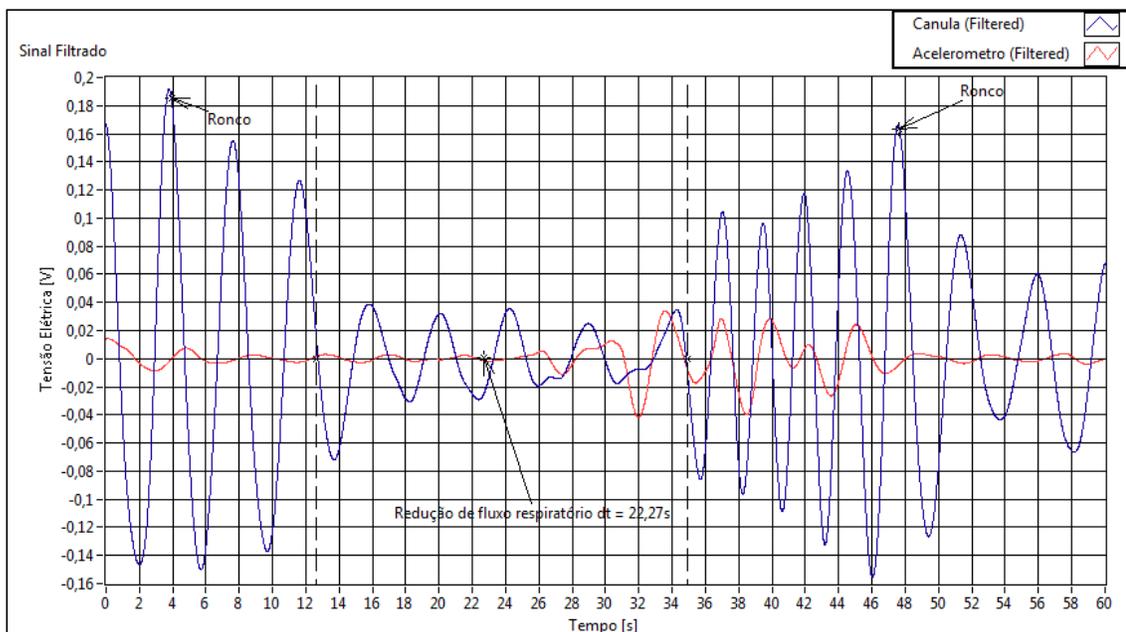


Figura 4.33 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=22,27s$.

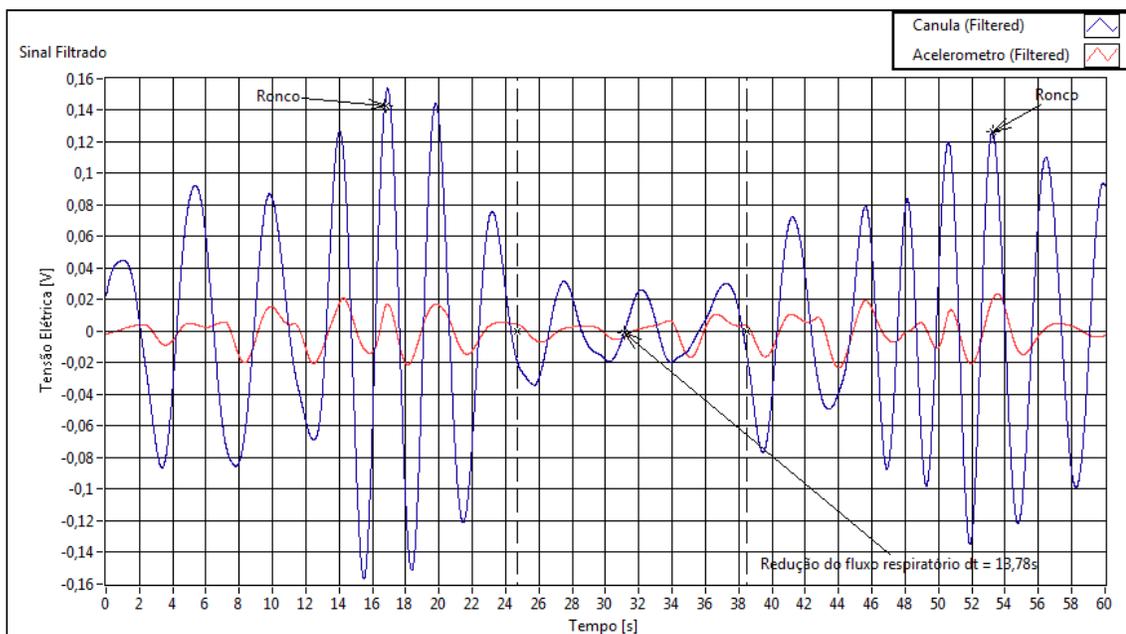


Figura 4.34 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t=13,78s$.

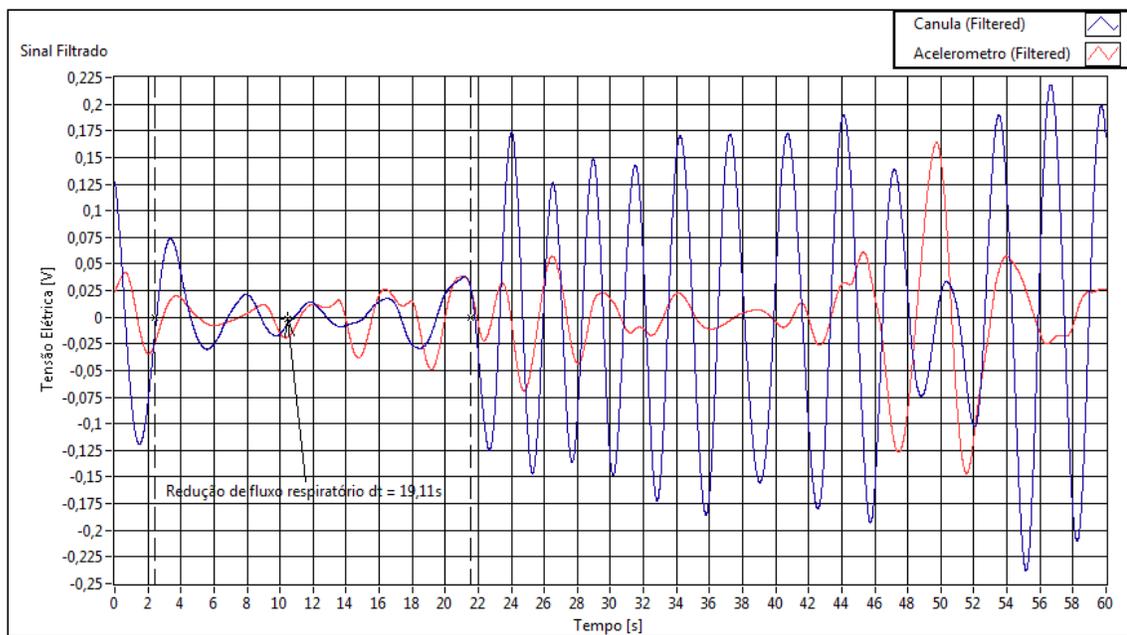


Figura 4.35 – Resultados obtidos do processamento do sinal respiratório $\Delta t = 19,11s$.

5 CONCLUSÕES

O sistema proposto tinha como objetivo principal desenvolver e avaliar dois protótipos de sensores de atividade respiratória com enfoque em detecção de ocorrência de eventos de Apnéia Obstrutiva do Sono.

Através dos ensaios realizados, foi possível observar que a respiração possui uma forma de onda com comportamento periódico como era de se esperar. Todavia, enquanto o indivíduo dorme, percebe-se uma diminuição na amplitude destes sinais, bem como uma variação em sua periodicidade.

Nos ensaios realizados com a voluntária 1 acordada, mesmo forçando uma parada respiratória, não foi possível caracterizar a cessação completa da respiração através da cânula e sim a redução no fluxo respiratório. O acelerômetro também captou os sinais que caracterizam a redução do fluxo respiratório. Os sensores também captaram os eventos de redução de fluxo respiratório nos ensaios realizados com a voluntária 2.

Nos ensaios realizados com a voluntária 3 (diagnosticada como portadora de SAOS) dormindo, os gráficos apresentados mostram que não ocorreram eventos de cessação completa da respiração e sim reduções do fluxo respiratório, o que caracteriza eventos de hipopnéia do sono e que foram captados pelos termistores. Mesmo com estas reduções no fluxo respiratório, os sinais derivados do acelerômetro apresentaram alterações de acordo com a ocorrência de colapso nas vias aéreas, já que podem existir movimentos abdominais involuntários, devido aos esforços repetidos que o indivíduo executa para restabelecer a respiração.

De acordo com a pesquisa realizada e os resultados observados, os termistores e o acelerômetro utilizados são adequados à aplicação, uma vez que identificaram os eventos de redução e cessação de fluxo respiratório.

6 TRABALHOS FUTUROS

Para dar continuidade a este trabalho, seria importante avaliar a resposta do acelerômetro em uma mesa vibratória (*shaker*) adequada. O que não foi possível realizar em função de limitações do laboratório de graduação.

Também seria interessante programar um software robusto utilizando técnicas de inteligência computacional, com o intuito de treinar a rede para identificar eventos de apnéia obstrutiva.

Desenvolvimento de uma máscara respiratória, para medir a diferença de temperatura dentro da máscara (onde o indivíduo respira) e fora da máscara (temperatura ambiente) e assim comparar o resultado desta disposição com a cânula respiratória e termistores utilizados.

Outra proposta para trabalhos futuros seria avaliar a resposta do acelerômetro em seus três eixos, assim como correção do eixo de referência possibilitando a visualização dos sinais independente da posição em que o paciente estiver deitado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALDRICH M. S. Sleep Medicine New York: Oxford University Express 1999. 408p.
- AMERICAN ACADEMY OF SLEEP MEDICINE. ICSD - International classification of sleep disorders, revised: Diagnostic and coding manual. American Academy of Sleep Medicine, 2001.
- BALBANI , A. P. S., G. G. S. FORMIGONI Ronco e síndrome da apnéia obstrutiva do sono Rev. Ass. Med. Brasil 1999; 45(3): 273-8.
- BALBINOT, A.; BRUSAMARELLO, V. Instrumentação e Fundamentos de Medidas – Volumes I e II, Editora LTC: Rio de Janeiro, RJ, Brazil, 2007.
- BEZERRA, M.L.S.; VARGAS, A. C.; STUCKUS, M.Z.O.; NASSER, J.A. Transtornos do Sono Uma Revisão da sua Dimensão Revista Pratica Hospitalar ano V, Número 29, Rio de Janeiro, 2003.
- BITTENCOURT L. R. A., F. M. HADDAD, C. D. FABBRO, F.D CINTRA, L.RIOS Abordagem geral do paciente com síndrome da apnéia obstrutiva do sono Rev. Bras. Hipertens.vol.16(3):158-163, 2009.
- BUSTAMANTE, G. Monitorização Polissonográfica – Aspectos Gerais Simpósio: Distúrbios Respiratórios do Sono Capítulo II 39 (2): 169-184, Medicina, Ribeirão Preto, 2006.
- DAEHN, N.; CARLSON, L.; HROBSKY, R.; THAM, J. A Device to Monitor Flow, End Tidal Carbon Dioxide, and Nasal Pressure During Pediatric Sleep Studies, Dept. of Biomedical Engineering, University of Wisconsin, Madison, 2009.
- DANGELO J. G., FATTINI C. A. Anatomia Humana Básica – 2ª Edição Editora Atheneu, 2002.
- DRAKE, R. VOGL, W. MITCHELL, A. W. M. Gray's Anatomy for Students Elsevier Health Sciences, 2005.
- FALIE, D., ICHIM, M., Sleep Monitoring and Sleep Apnea Event Detection using a 3D camera 8th International Conference on Communications (COMM), Bucharest, 2010.
- FARRÉ, R., MONTSERRAT, J.M., ROTGER, M., BALLESTER, E. NAVAJAS, D. Accuracy of thermistors and thermocouples as flow-measuring devices for detecting hypopnoeas ERS Journals Ltd European Respiratory Journal ,1998.
- FERNANDES R.M.F. O sono normal. Medicina (Ribeirão Preto) 2006; 39 (2): 157-168.
- FERRON, M, RANCANO, J Grande Atlas do Corpo Humano: anatomia, histologia, patologias Barueri SP Manole, 2007.

GUYTON, A. C, HALL, J. E. Textbook of Medical Physiology 11th Edition Elsevier Inc Philadelphia, Pennsylvania, 2006.

JIN, A., YIN, B. MORREN, G. DURIC, H. AARTS, R.M. Performance Evaluation of a Tri-axial Accelerometry-based Respiration Monitoring for Ambient Assisted Living 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009.

JUNIOR, E ; COSTA, E. Desenvolvimento de um Conjunto Transdutor/Monitor de Apnéia para Utilização em UTI Neonatal. Dissertação de Mestrado, UNICAMP, Campinas, 2004.

HEALTH National Institutes of, National Heart, Lung and Blood Institute, NIH Curriculum Supplement Series - Grades 9-12 Sleep, Sleep Disorders, and Biological Rhythms. 2008.

LANDA, P. G.; SUZUKI, H. S. Síndrome da Apnéia e Hipopnéia Obstrutiva do Sono e o Enfoque Fonoaudiológico: Revisão de Literatura Ver. CFAC. 2009 Jul-Set 11(3): 507-515.

LEW, K. Respiratory System Marshall Cavendish Benchmark, 2010.

MADER , S. Understanding Human Anatomy & Physiology, Fifth Edition The McGraw-Hill Companies, 2004. 458p.

MANCINI M. C, ALOE F, TAVARES S. Apnéia do sono em obesos. Arq. Bras Endocrinol. Metal. 2000; 44(1):81-90.

MARTINEZ, D. Como vai seu sono? Porto Alegre: Editora Age, 2000. 158p: il.

MARTINEZ, D. Prática da medicina do sono. São Paulo: Fundo Editorial Byk, 1999. 276p; il.

MITHUN, J. A., RAJKUMAR,V.V. , SHANMUGAPRIYA Apnea Detecting Sensors Bioengineering Conference, 2006. Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast.

MOORE, K L.; DALLEY II, A F.. Anatomia orientada para a clínica. 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogar: 2001.

MORILLO D. S., OJEDA J. L. R.,FOIX, L. F. C., JIMÉNEZ A. L. An Accelerometer-Based Device for Sleep Apnea Screening IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol. 14, Nº. 2, Março, 2010

MÜLLER M. R.; GUIMARÃES, S.S. Impacto dos transtornos do sono sobre o funcionamento diário e a qualidade de vida Estudos de Psicologia I Campinas I 24(4) I 519-528 I outubro - dezembro 2007.

QUINTELA M. M., M. V. FILHO, A.H. YOSHIDA, F.M. FLÓRIO, R.H. L. MOTTA Aparelhos de avanço mandibular para apnéia obstrutiva do sono: evoluções técnicas e protocolos clínicos Revista Ortodontia SPO 2009; 42(1): 50-8.

REIMÃO, R. Sono: Estudo Abrangente São Paulo Atheneu, 1996.

REIMÃO, R. JOO, S.H. Mortalidade da apnéia obstrutiva do sono Rev. Assoc. Med. Bras. vol.46 n.1 São Paulo Jan./Mar. 2000.

SILVA G.A.; GIACON L.A.T. Síndrome das Apnéias/Hipopnéias Obstrutivas do Sono (SAOS): 39 (2): 185-194. Medicina, Ribeirão Preto, 2006.

SILVA, G.; SANDER, H.; ECKELI, A.L.; FERNANDES, R.; COELHO, E.; NOBRE, F.; Conceitos básicos sobre síndrome da apnéia obstrutiva do sono Rev. Bras. Hipertens. vol.16(3):150-157, 2009.

SOUZA, Romeu R. de, Anatomia Humana; 1. ed.. São Paulo: ed. Manole; 2001.

SPENCE, Alexandre P.. Anatomia Humana Básica. 2. ed. São Paulo: Manole, 1991.

TORTORA, GERARD J. Corpo Humano – Fundamentos de Anatomia e Fisiologia 4ª Ed. Porto Alegre, 2000 Artmed Editora

TORTORA, GERARD J. GRABOWSKI, S. R. Corpo Humano – Fundamentos de Anatomia e Fisiologia 6ª Ed. Porto Alegre: Artmed Editora. 2006. 619p.

TUFIK, S. Medicina e Biologia do Sono 1ª Edição Instituto do Sono Barueri: Editora Manole, 2008. 483p.

WHITTEMORE S. Your Body How It Works - The Respiratory System Chelsea House Publishers, 2004.

XAVIER M. M. Avaliação fisioterapêutica para apnéia obstrutiva do sono na população curitibana Dissertação de Mestrado Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2001.

APÊNDICE I

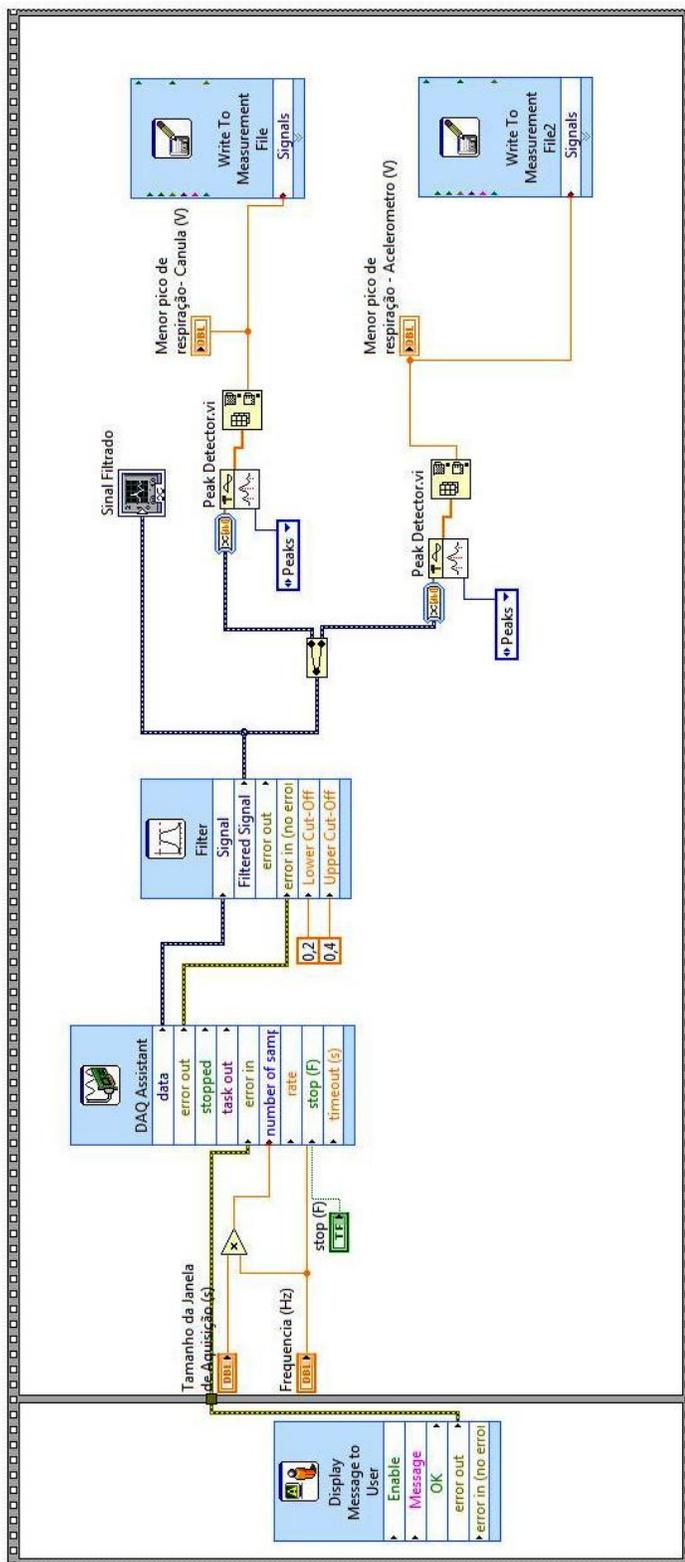
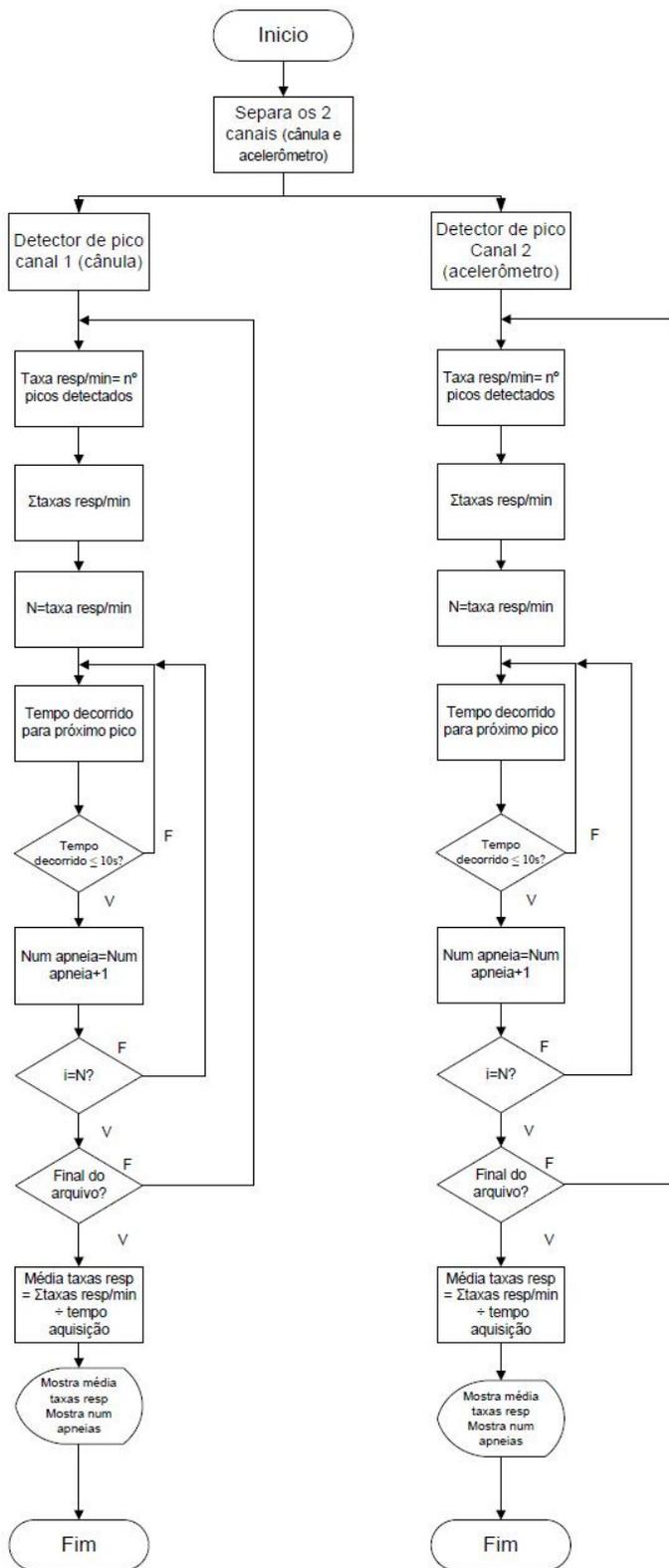


Diagrama de blocos da rotina de calibração dos sinais respiratórios.

APÊNDICE II



Fluxograma da rotina de processamento dos sinais respiratórios.

APÊNDICE III

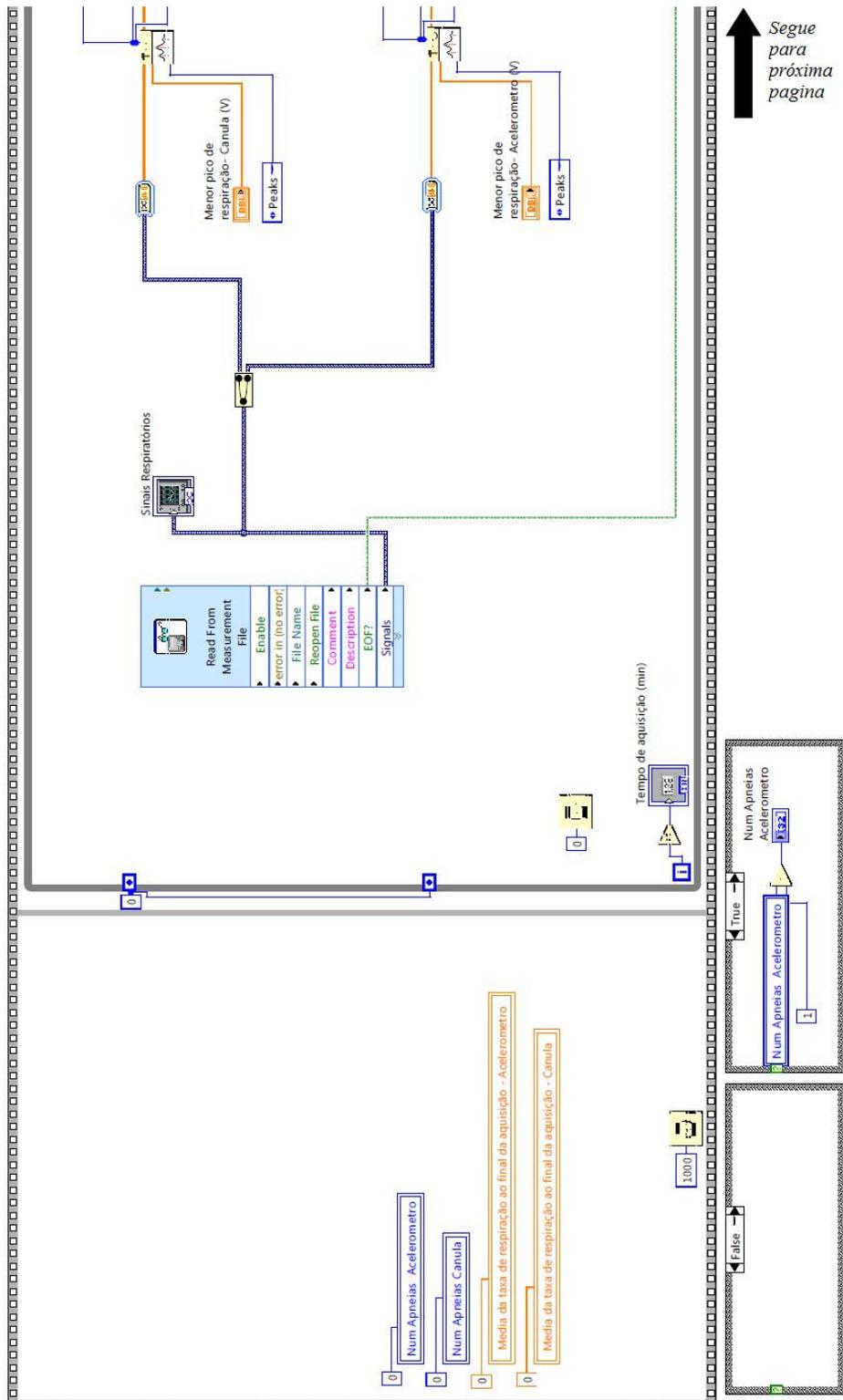
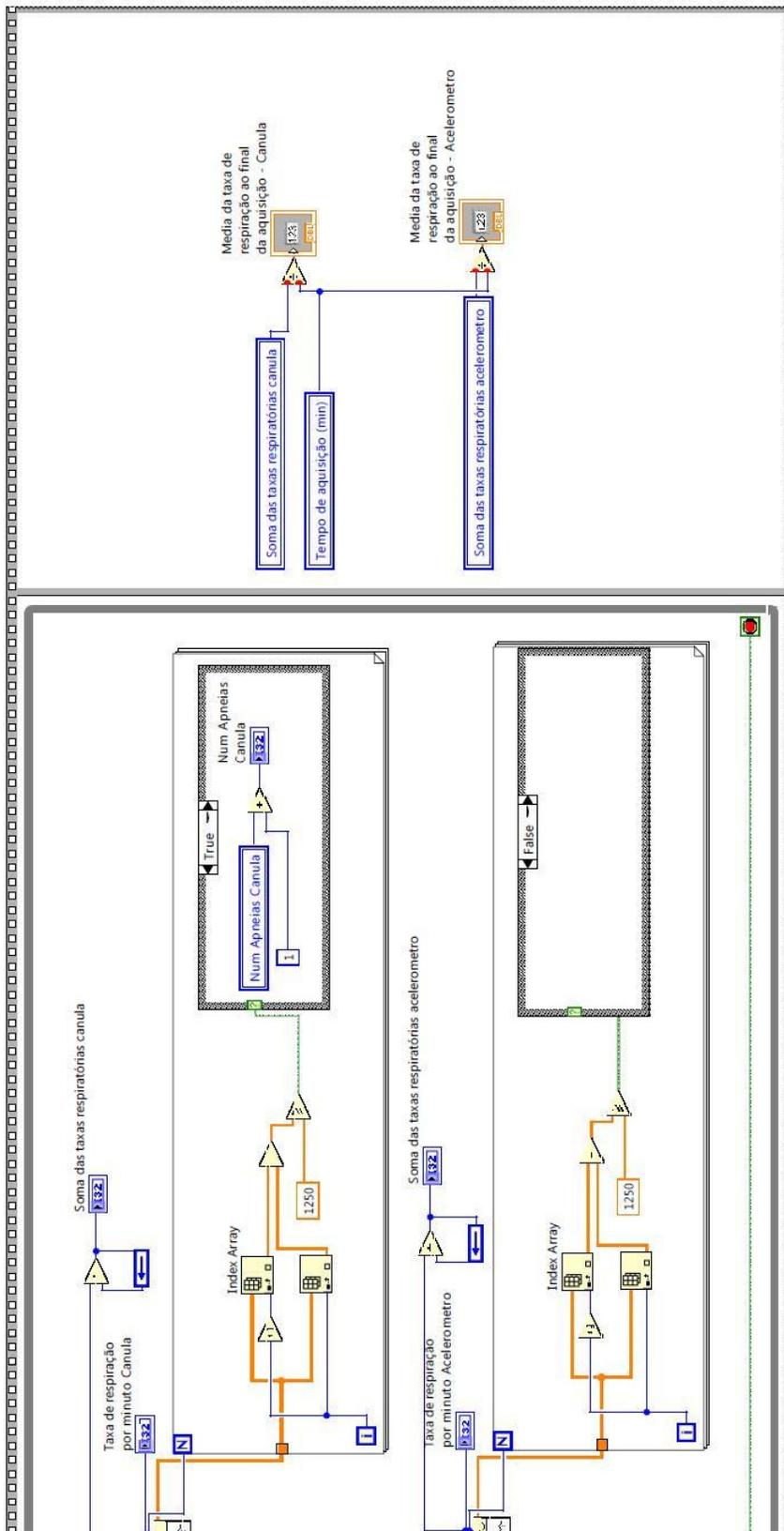


Diagrama de blocos da rotina de processamento dos sinais respiratórios (parte 1).




 Continuação
 Anexo III

Diagrama de blocos da rotina de processamento dos sinais respiratórios (parte 2).