

UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**SISTEMA PARA MONITORAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA,
RESPIRATÓRIA E DETECÇÃO DA APNÉIA**

MAXWELL MOURA COSTA

CAMPINA GRANDE – PB

Março – 2004

MAXWELL MOURA COSTA

**SISTEMA PARA MONITORAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA,
RESPIRATÓRIA E DETECÇÃO DA APNÉIA**

Dissertação submetida ao
Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica da
Universidade Federal de Campina
Grande, em cumprimento às
exigências para obtenção do grau
de Mestre.

Orientadores: Prof. Dr. Raimundo Carlos Silvério Freire

Prof. Dr. José Felício da Silva

CAMPINA GRANDE – PB

Março – 2004



C837s

Costa, Maxwell Moura

Sistema para monitoracao da frequencia cardiaca, respiratoria e deteccao da apneia / Maxwell Moura Costa. - Campina Grande, 2004.

82 f. : il.

Dissertacao (Mestrado em Engenharia Eletrica) - Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciencias e Tecnologia.

1. Apneia 2. Impedancia Toracica 3. Eletrocardiograma 4. Frequencia Cardiaca e Respiratoria 5. Dissertacao I. Freire, Raimundo Carlos Silverio II. Silva, Jose Felicio da III. Universidade Federal de Campina Grande - Campina Grande (PB) IV. Título

CDU 621.3.011.21:612.216(043)

**SISTEMA PARA MONITORAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA,
RESPIRATÓRIA E DETECÇÃO DA APNÉIA**

MAXWELL MOURA COSTA

Dissertação Aprovada em 01.03.2004

RAIMUNDO CARLOS S. FREIRE

RAIMUNDO CARLOS SILVÉRIO FREIRE, Dr., UFCG
Orientador

JOSÉ FELÍCIO DA SILVA

JOSÉ FELÍCIO DA SILVA, Dr., UFCG
Orientador

JOÃO BOSCO DE AQUINO SILVA

JOÃO BOSCO DE AQUINO SILVA, Ph.D., UFPB
Componente da Banca

GLAUCO FONTGALLAND

GLAUCO FONTGALLAND, Dr., Professor Colaborador - DEE/UFCG
Componente da Banca

CAMPINA GRANDE - PB
Março - 2004

DEDICATÓRIA

Dedico aos meus pais Deoclecio
(*in memoriam*) e Filomena, a
todos os meus irmãos e irmãs
com todo o meu amor e carinho.

AGRADECIMENTOS

- A DEUS, inteligência SUPREMA e causa primeira de todas as coisas, sem Ele nada teria sentido;
- Ao meu pai Deoclecio Alves Costa (*in memoriam*), a minha mãe Filomena Maria M. Costa, ao Wendell, ao Deoclecio Jr., a Priscilla, a Marcelle e a minha avó Marcela da Costa pelo apoio fundamental, carinho e paciência demonstradas durante todo este período de minha vida;
- Ao meu avô Silvino Fernandes de Moura e a minha avó Maria Auxiliadora de Albuquerque Moura pela acolhida e carinho demonstrados a mim e ao meu irmão Wendell nesta fase de nossas vidas;
- Ao orientador Professor Dr. Raimundo Carlos Silvério FREIRE pela oportunidade.
- Ao Professor Dr. José FELÍCIO da Silva pela amizade, pelos conhecimentos adquiridos, pelo trabalho: o meu reconhecimento e gratidão;
- Aos meus Amigos do Programa de Graduação e Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFCG: Livia de Souza Camurça Lima, Diana Nobre, Elvio, Marcelo Lucena, Cleonilson Protásio, Francisco Santos, Antenor Barbosa, Luis Brunelli, Guilherme, Ricardo Brandão, Ligia, Rômulo, Aléssio, Cida, Adail, professores e COPELE;
- Aos meus Amigos do LABMEC: José Fábio Lima do Nascimento, Marcília Nóbrega, Andréa Cândido, Walter Fialho, Walderi Jr. e professores pela amizade, André Fernandes Garcia (pela disposição inflexível), Prof.º Cláudio (pelo apoio), Waldemi (pelo apoio);
- A todos que de uma forma ou de outra foram os meus incentivos para a realização deste trabalho.

Muito Obrigado!

Resumo

O objetivo da pesquisa para esta dissertação é o de realizar um estudo que possibilite o desenvolvimento de um sistema para a monitoração da frequência respiratória e detecção da apnéia obstrutiva do sono. A ausência de movimentos respiratórios, que é a apnéia, caracteriza uma interrupção no fluxo de ar que vai aos pulmões, isto resulta em uma diminuição na concentração de oxigênio no sangue, causando sérios e irreversíveis problemas com severas conseqüências sem a possibilidade de tratamento, podendo até levar o paciente a seu óbito. Existe varias maneiras de realizar a medida do fluxo respiratório, estas estão divididas em métodos diretos e métodos indiretos. Dentre os quais foi escolhido o método indireto, qual seja, a técnica da impedância torácica para realizar tais objetivos. Este método foi escolhido pela possibilidade de se utilizar os mesmos eletrodos para obter também o sinal de ECG (Eletrocardiograma). O desempenho prático do circuito foi testado em pacientes com apnéia central, tendo um bom desempenho.

Abstract

The purpose of the research for this dissertation is to make a study that allows the development of a system to monitor the respiratory frequency and detection of the obstructive apnea of the sleep. The lack of respiratory movements, which is the apnea, characterizes an interruption in the flow of air that goes to the lungs, this result in a diminution in the amount of oxygen in the blood, causing serious and irreversible problems with severe consequences without the possibility of treatment, and also can leave the patient to its obit. There are many ways to accomplish the measure of the respiratory flow, these are divided in direct and indirect methods. Among these, it was chosen the indirect method, the technique of the thoracic impedance to accomplish these objectives. This method was chosen by possibility of utilize the same electrodes to obtain also the signal of ECG (Electrocardiogram). The practical performance of the circuit was tested in patients with central apnea, tends a good performance.

SUMÁRIO

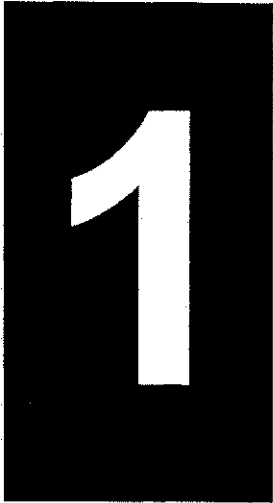
1 INTRODUÇÃO	01
1.1 – Método Utilizado.....	04
1.2 – Objetivo.....	09
1.3 – Organização da Dissertação.....	10
2 APNÉIA	11
2.1 – Apnéia.....	12
2.2 – Tipos de Apnéia.....	13
2.3 – Sinais e Sintomas.....	16
2.4 – Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido.....	17
2.5 – Tratamento.....	18
3 MÉTODOS DE MONITORIZAÇÃO DA APNÉIA	22
3.1 – Métodos Diretos de Monitorização Respiratória.....	23
3.2 – Métodos Indiretos de Monitorização Respiratória.....	27
4 IMPEDÂNCIA TORÁCICA E O ELETROCARDIOGRAMA	34
4.1 – Variação da Impedância Torácica.....	35
4.1.1 – Princípio Básico da Técnica de Impedância Torácica.....	36
4.1.2 – Limitações.....	37
4.2 – Eletrocardiograma (ECG).....	38
4.2.1 – Principal Função de um Eletrocardiógrafo.....	39
4.2.2 – O Sinal do Eletrocardiógrafo.....	39
4.2.3 – Disfunções Cardíacas.....	40
4.2.3.1 – Ritmos Sinusais Anormais.....	41
4.2.3.2 – Ritmos Anormais Resultantes de Bloqueio na Cond. do Impulso.....	41
4.2.3.3 – Ritmos Anormais Resultantes de Movimentos Circulares.....	42
4.2.3.4 – Outras anormalidades.....	42
5 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA	43
5.1 – Aquisição de Sinais na Medicina.....	44

5.2 – Hardware Referente à Respiração.....	45
5.2.1 – Oscilador Senoidal.....	45
5.2.2 – Filtro Passa-Faixa.....	48
5.2.3 – Eléttodos.....	48
5.2.4 – Isolamento Eléttico.....	50
5.2.5 – Condicionamento do Sinal.....	52
5.3 – Hardware Referente ao Eletrocardiograma.....	54
5.3.1 – Aquisição dos Dados.....	54
5.3.2 – Condicionamento do Sinal.....	55
5.4 – Sistema de Aquisição de Dados e o LabView.....	59
5.4.1 – Sistema de Aquisição de Dados.....	59
5.4.2 – Plataforma LabView.....	60
5.5 – Resultados Obtidos.....	61
6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES	63
6.1 – Conclusões.....	64
6.2 – Sugestões Para trabalhos Futuros.....	65
BIBLIOGRAFIA	66
APÊNDICES	72
ANEXOS	80

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Forma de onda típica da variação da impedância torácica. (Adaptado de Bronzino, 1986).....	02
Figura 1.2 – Diagrama monitor de Apnéia utilizando a técnica da variação da impedância torácica. (Adaptado de Bronzino, 1986).....	06
Figura 1.3 – (a) Forma de onda da portadora; (b) Forma de onda do sinal inspirado e expirado quando da respiração; (c) Forma de onda do sinal resultante (Adaptado de Bronzino, 1986).....	07
Figura 1.4 – Representação do circuito equivalente a Técnica da Impedância Torácica.....	08
Figura 2.1 – Apnéia Central - Não há obstrução da passagem de ar (Adaptado de ALMEIDA, 2003).....	14
Figura 2.2 – Apnéia Obstrutiva - Obstrução da passagem de ar (Adaptado de ALMEIDA, 2003).....	14
Figura 2.3 – Tipos de Apnéias (SBPT, 2004).....	15
Figura 2.4 – Aparelho CPAP (Adaptado de ALMEIDA, 2003).....	19
Figura 2.5 – Aparelhos Intra-oral (Adaptado de ALMEIDA, 2003).....	20
Figura 3.1 – Técnica Sensor de temperatura. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997).....	25
Figura 3.2 – Técnica Medição do Som. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997).....	25
Figura 3.3 – Técnica Pneumotacógrafo. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997).....	26
Figura 3.4 – Técnica Dióxido de Carbono. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997).....	27
Figura 3.5 - A colocação de um elástico sobre o tórax e o abdômen de um infante, mede o esforço respiratório para medir sinais de respiração. (Adaptado de NEUMAN et alli, 1984).....	28

Figura 3.6 – Exemplo de um detector de movimento para medir a respiração pela colocação de um ímã permanente acima do tórax ou do abdômen do neonatal. (Adaptado de NEUMAN et alli, 1984).....	29
Figura 3.7 – Técnica Eletromiografia. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997).....	31
Figura 3.8 – Técnica Medida do Som da Respiração. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997).....	32
Figura 4.1 – (a) Sinal modulador; (b) Sinal Portadora; (c) Sinal Modulado em Amplitude.....	37
Figura 4.2 – Forma de onda típica de um sinal de ECG.....	40
Figura 5.1 – Oscilador Senoidal Ponte de Wien com amplitude de saída de 5 v e freqüência de oscilação de 100 kHz.....	47
Figura 5.2 – Filtro Passa-Faixa.....	48
Figura 5.3 – Elétrodos em contato com a pele.....	49
Figura 5.4 – Transformador de Pulso.....	51
Figura 5.5 – Amplificador.....	52
Figura 5.6 – Detector de envoltória.....	53
Figura 5.7 – Filtro passa-altas; Amplificador não-inversor.....	53
Figura 5.8 – Filtro para Isolar o Sinal Cardíaco do Respiratório.....	54
Figura 5.9 – Esquema elétrico: monitor cardíaco.....	56
Figura 5.10 – Amplificador de Instrumentação.....	57
Figura 5.11 – Filtro Ativo Notch 60 Hz.....	58
Figura 5.12 – Acoplamento Óptico e saída para o PC.....	58
Figura 5.13 – Eletrocardiograma.....	61
Figura 5.14 – Movimento Respiratório.....	61



INTRODUÇÃO

As doenças respiratórias são hoje responsáveis pela sexta causa de mortalidade nos seres humanos em todo o mundo. Estima-se que nos próximos 17 anos essas doenças estejam entre os três primeiros causadores de mortalidade (MURRAY e LOPEZ, 1997).

É importante que as doenças respiratórias sejam analisadas, pois provocam alterações na qualidade de vida do paciente, ocasionando distúrbios respiratórios.

Dentre esses, tem-se a apnéia que é caracterizada por episódios de oclusão, total ou parcial, da passagem de ar pelas vias aéreas, durante o sono, ocorrendo deste modo à ausência de movimentos respiratórios (Rev. Associação Médica Brasileira, 2000). Logo, é importante realizar uma monitoração da dinâmica respiratória para obtenção de parâmetros que possam auxiliar na detecção da mesma.

Mostra-se na Figura 1.1 a variação da impedância torácica com relação ao tempo, na qual pode-se observar a ocorrência da apnéia. Observa-se que um indivíduo em um primeiro instante desenvolve movimentos respiratórios normais, e em um determinado momento há uma parada desses movimentos respiratórios por um período denominado T, para caracterizar a ocorrência da apnéia faz-se necessário que este período tenha ao menos 10 segundos de duração.

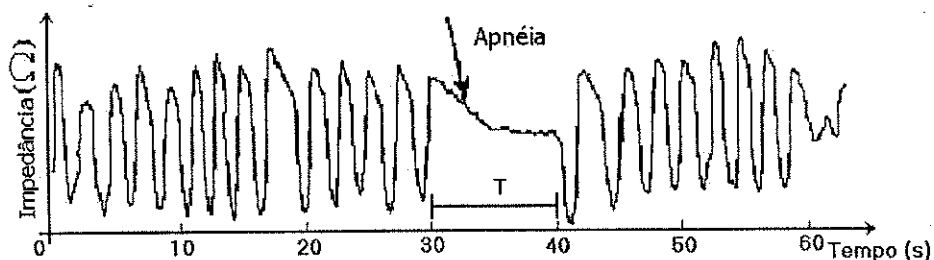


Figura 1.1 – Forma de onda típica da variação da impedância torácica.
(Adaptado de Bronzino, 1986)

A ausência de movimentos respiratórios causa uma interrupção no processo ventilatório, resultando em uma concentração baixa de oxigênio no sangue, com uma concentração baixa de oxigênio, o Sistema Nervoso Central (SNC) aumenta o batimento cardíaco para tentar normalizar esse fluxo de oxigênio, em consequência disso há um aumento do batimento cardíaco, que pode acarretar sérios e irreversíveis problemas ao coração do portador desta patologia.

Um despertar freqüente durante o sono pode ser percebido nos pacientes que possuem esta patologia. Isso acarreta uma fragmentação do sono, podendo ser ou não percebida pelo paciente, originando sonolência excessiva durante o dia, fadiga, perda de memória e diminuição do raciocínio. Estes desgastes fisiológicos elevam o risco de acidentes automobilísticos e industriais fatais ou, com um menor risco, perdas na produção devido à sonolência.

Os mais atingidos pela ocorrência da apnéia são as crianças recém nascidas, principalmente as prematuras que podem desenvolver a Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido (SMSR) (Bronzino, 1986). Além destas, estudos mostram que quase 5% da população humana sofre dessa doença e sua ocorrência aumenta até 30% nos homens acima de 70 anos em países industrialmente desenvolvidos (Rev. Associação Medica Brasileira, 2000; VÁRADY *et alli*, 2002; VÁRADY *et alli*, 2001).

A parada do fluxo de ar que vai aos pulmões, como observado na Figura 1.1, por uma duração de no mínimo 10 segundos e a ocorrência com freqüência maior do que cinco vezes por hora, já caracteriza a apnéia (VÁRADY *et alli*, 2002; VÁRADY *et alli*, 2001; HAJA *et alli*, 1999).

A apnéia pode ser classificada de três formas diferentes: Apnéia Central (AC), causada pela falta no controle respiratório, desempenhado pelo Sistema Nervoso Central (SNC); Apnéia Obstrutiva do Sono (AOS), causada por uma oclusão nas vias aéreas superiores; e Apnéia Mista (AM), no qual aspectos relacionados a apnéia central e obstrutiva encontram-se presentes.

Existe ainda uma versão de apnéia suave que é a hipopnéia. Esta é caracterizada pela diminuição dos movimentos respiratórios para valores abaixo da metade de referência, que é estabelecida como a primeira avaliação dos movimentos respiratórios quando um equipamento de medição é ligado ao paciente e os próximos movimentos são avaliados a partir desta medida (VÁRADY *et alli*, 2002).

De posse do conhecimento do tipo da patologia que o paciente possui, diversos tratamentos podem ser utilizados para melhorar o estado de saúde do paciente. Para os adultos, nos casos da ocorrência de apnéia obstrutiva do sono (AOS) o abandono de ingestão de bebidas alcoólicas, a utilização de aparelhos ortodônticos, a realização de procedimentos cirúrgicos, e ainda, a pressão positiva contínua nasal (CPAP) são os tratamentos utilizados para a redução da impedância nas vias aéreas superiores, enquanto que o tratamento da apnéia central está associado à perda de peso, se o paciente for obeso, e a uma intervenção com drogas para a prevenção da sua ocorrência (LEMES e MELO, 2002).

1.1 Método Utilizado

O desenvolvimento tecnológico da Engenharia Eletrônica está possibilitando o desenvolvimento de novos instrumentos que podem permitir uma monitorização e uma melhor avaliação do paciente, fazendo com que diagnósticos mais conclusivos da patologia, possam auxiliar os médicos na hora de escolher o melhor tratamento.

Como a atividade respiratória não gera nenhum sinal elétrico prontamente detectável, a monitorização da atividade respiratória requer da Engenharia Eletrônica a utilização de um transdutor que permita relacionar proporcionalmente alguma característica do fluxo respiratório com uma grandeza elétrica.

Logo, a monitorização da apnéia pode ser realizada por meio de métodos diretos ou indiretos:

- Métodos diretos: mede-se o movimento ou outras propriedades do fluxo de ar, dentro ou fora dos pulmões, por um acoplamento do sensor à via aérea. Pode ser citado como métodos diretos: detecção do fluxo naso bucal por termistores ou pneumotacômetro; método mecânico da turbulência de ar nos sons, da traquéia ou nasal, utilizando dispositivos acústicos como os microfones, etc;

- Métodos indiretos: mede-se variáveis relacionadas com o movimento de ar, podendo o transdutor ser montado sobre ou perto da superfície do corpo. Pode ser citado como métodos indiretos: dispositivos mecanicamente baseados em cintas elásticas posicionadas em torno do tórax e/ou do abdômen; método da impedância torácica pode detectar uma variável, proporcional ao movimento de ar, utilizando eletrodos posicionados na superfície do tórax; etc;

A monitorização dos movimentos respiratórios se faz necessária, pois no caso da ocorrência da apnéia será imprescindível realizar uma intervenção para que o paciente retorne a respirar.

A escolha de um método indireto de monitorização está associada ao fato dos equipamentos utilizados não envolverem contato com a via aérea ou com o fluxo de ar dos pulmões.

Nesta dissertação, escolheu-se o método indireto. Dentre as técnicas utilizadas optou-se pela variação da impedância torácica para o desenvolvimento de um sistema que monitore a frequência respiratória possibilitando determinar a ocorrência da apnéia e possibilitando, ainda, determinar o batimento cardíaco.

O diagrama em blocos de um monitor de apnéia utilizando essa técnica, está apresentado na Figura 1.2. Nesta figura pode-se observar a

utilização: de um oscilador que fornece uma tensão com forma de onda senoidal, que é aplicada ao paciente pela utilização de um par de eletrodos, este interliga o corpo do paciente ao restante do circuito gerando assim uma corrente que circula pelo corpo; de um circuito detector constituído de um diodo retificador, e de um circuito RC responsável pela reconstrução do sinal resultante da variação da impedância do tórax do paciente; de um filtro passa-baixas para eliminar componentes de alta frequência; de um filtro passa-altas para eliminar o nível dc presente neste ponto do circuito; de um amplificador; de um detector de entrada no qual os sinais são separados para poder indicar a forma de onda do sinal resultante, indicar a taxa com que o paciente está respirando e para realizar uma verificação da ocorrência ou não de apnéia.

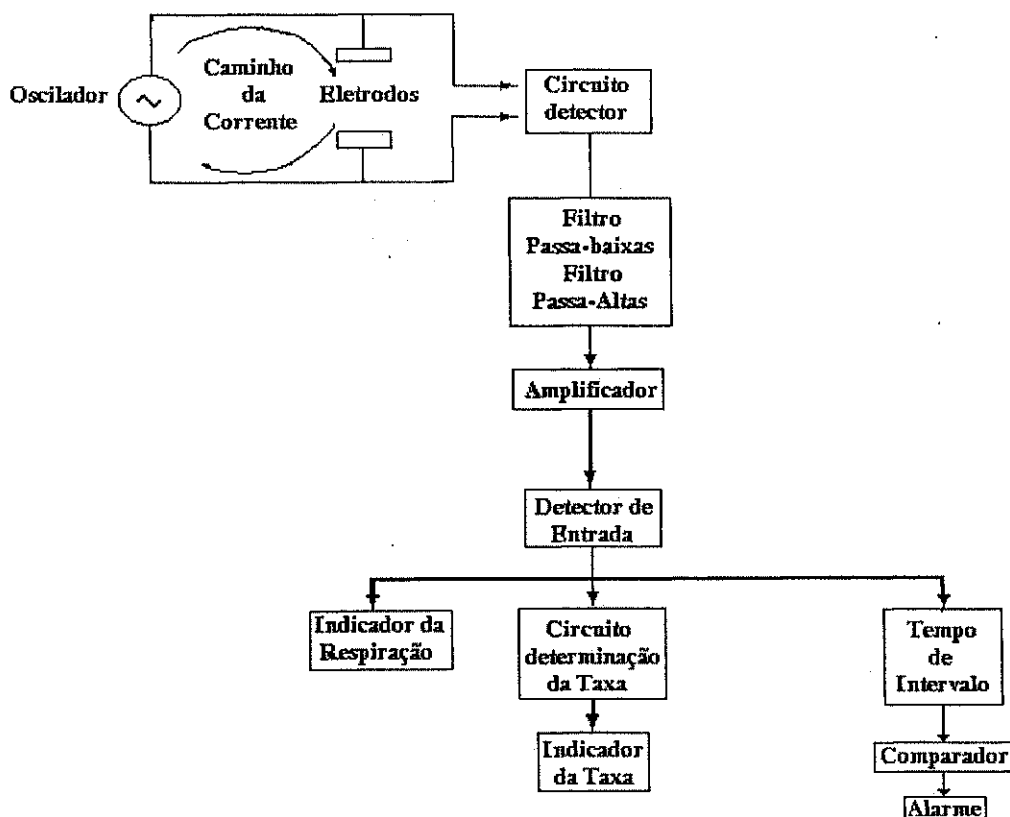


Figura 1.2 – Diagrama monitor de Apnéia utilizando a técnica da variação da impedância torácica. (Adaptado de Bronzino, 1986)

A técnica de variação da impedância torácica consiste na passagem de uma corrente com forma de onda senoidal, chamada de portadora, pelo corpo do paciente, como representado na Figura 1.3.a. As várias estruturas envolvidas, como os pulmões e o coração, irão modular a portadora, num processo semelhante ao utilizado na modulação em amplitude, como representado na Figura 1.3.b. Gerando assim um sinal composto, portadora mais sinal modulante proveniente da variação da impedância torácica do paciente, como representado na Figura 1.3.c (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984).

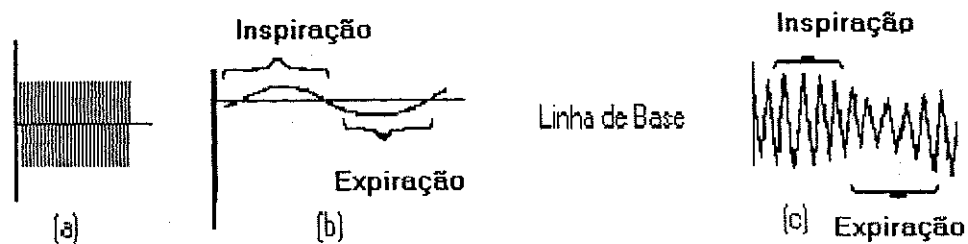


Figura 1.3 – (a) Forma de onda da portadora.

(b) Forma de onda do sinal inspirado e expirado quando da respiração;

(c) Forma de onda do sinal resultante (Adaptado de Bronzino, 1986)

O sinal recuperado é tratado de forma a obter os sinais da variação das estruturas envolvidas. Como a impedância do tórax do paciente muda quando ocorre a respiração, a tensão de saída é o proporcional elétrico da variação da impedância do tórax.

Mostra-se na Figura 1.4 uma representação de um equivalente elétrico da técnica da impedância torácica, na qual:

- V_e é a tensão de entrada em volts correspondente ao gerador de forma de onda senoidal;
- R_1 e R_2 são resistências iguais, em Ω ;
- V_0 é a tensão de saída em volts correspondente à variação do tórax do paciente;
- R é a impedância do tórax do paciente, sem respirar, em Ω ; e
- dR é a variação da impedância do tórax devido a respiração, em Ω ;

$$V_0 = \frac{R + dR}{(R_1 + R_2) + (R + dR)} V_e \quad (1.1)$$

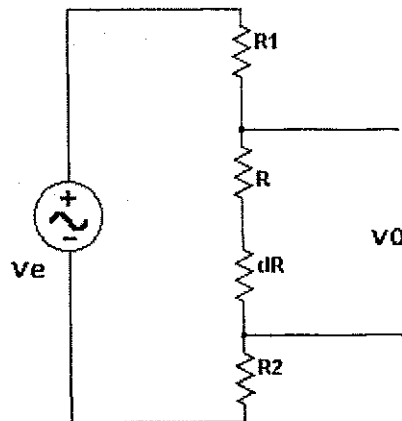


Figura 1.4 – Representação do circuito equivalente a Técnica da Impedância Torácica

1.2 Objetivo

O objetivo proposto é analisar e desenvolver um sistema capaz de monitorar a frequência cardíaca e respiratória, utilizando para tanto a técnica da variação da impedância elétrica torácica, para detectar assim a apnéia.

1.3 Organização da Dissertação

Concluída a introdução de modo a situar o problema e a maneira de execução do projeto, apresenta-se esta dissertação de mestrado em mais cinco capítulos, além dos apêndices.

No Capítulo 02 são apresentados os fundamentos teóricos sobre a apnéia e a hipopnéia, suas definições, seus tipos de ocorrência (Central, Obstrutiva e Mista), os sinais e sintomas que podem ser verificados no paciente, a Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido (SMSR) e as formas de tratamento utilizadas em adultos.

No Capítulo 03 são apresentados os métodos de monitorização da apnéia, as formas existentes para a detecção desta patologia. A atividade respiratória pode ser relacionada proporcionalmente a uma grandeza elétrica utilizando-se de transdutores conectados diretamente a via aérea superior (VAS) que são denominados de métodos diretos ou utilizando-se de transdutores que medem variações relacionadas com o movimento do ar que vai aos pulmões que são denominados de métodos indiretos.

No Capítulo 04 é apresentada a técnica de variação da impedância torácica, suas limitações e a importância da determinação do Eletrocardiograma, além de discriminar algumas disfunções associadas ao coração.

No Capítulo 05 é apresentado o projeto e determinação do hardware e software utilizados para o desenvolvimento do sistema para a monitoração dos

movimentos respiratórios, do eletrocardiograma e por consequência a detecção da apnéia.

No Capítulo 06 é apresentada à conclusão, as discussões e as sugestões para trabalhos futuros.

Finalmente tem-se o apêndice no qual apresenta-se o cálculo realizado para projetar cada uma das etapas constitutivas do hardware implementado e o esquema eletrônico desenvolvido para realizar a aquisição dos dados pelo microcomputador.

2

APNÉIA

Neste capítulo, apresenta-se o fundamento teórico sobre a Apnéia (evento caracterizado pela parada do fluxo de ar que vai aos pulmões) e a Hipopnéia (evento caracterizado pela redução em ao menos 50% do fluxo de ar que chega aos pulmões), são determinados os tipos de suas ocorrências (Central – evento caracterizado pela ausência completa do esforço respiratório causada pela alteração do estímulo proveniente do sistema nervoso central; Obstrutiva – evento caracterizado pela completa obstrução das vias aéreas superiores; e Mista – evento caracterizado pela presença de componente central e obstrutiva), os sinais e sintomas associados à ocorrência da apnéia (sonolência diurna, deterioração intelectual, declínio no rendimento, irritabilidade, transtorno da personalidade do paciente, etc.). Apresenta-se a Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido (SMSR) e as formas de tratamento utilizadas em adultos que sofrem deste mal (CPAP, perda de peso, terapia posicional, suspensão da ingestão de álcool, utilização de aparelho oral, cirurgias, etc.).

2.1 Apnéia

A palavra apnéia é originada do grego *a + pnea*, que significa: sem respirar. Apnéia é por definição a interrupção respiratória (parada do fluxo de ar que vai aos pulmões) durante o sono, por alguns instantes, normalmente um período que tenha ao menos 10 segundos de duração (ABEYRATNE *et alli*, 2001; FU-CHUNG *et alli*, 1997; HAJA *et alli*, 1999; VÁRADY *et alli*, 2001; VÁRADY *et alli*, 2002).

A hipopnéia é uma versão suave da apnéia, este evento é caracterizado pela redução em ao menos 50% do fluxo de ar que chega aos pulmões, levando a uma diminuição do oxigênio no sangue. Não havendo, portanto uma parada dos movimentos respiratórios (VÁRADY *et alli*, 2001; VÁRADY *et alli*, 2002).

Indivíduos são considerados portadores da Apnéia do Sono quando o índice de Apnéia mais Hipopnéia é superior a 5 eventos por hora. Usualmente,

utiliza-se a sigla IAH para referir-se ao Índice de Apnéia mais Hipopnéia. É considerado Síndrome da Apnéia do Sono (SAS) normal um IAH inferior a 5 ocorrências/hora, um IAH de 6 a 15 é avaliado SAS leve, um IAH de 16 a 30 é considerado SAS médio e um IAH superior a 30 é avaliado SAS grave (MIRABET, 2003).

Quando há a ocorrência da apnéia sempre existe uma diminuição do nível de oxigênio no sangue, porque existe uma diminuição do transporte de oxigênio dos pulmões, e o cérebro, para evitar maiores complicações, desperta a pessoa, mesmo que ela não perceba. Quanto maior for este acontecimento, pior será seu problema.

A saturação de oxigênio no sangue cai durante a apnéia, porque nenhuma troca de gases ocorre. Isto tem um significativo alcance clínico, se a saturação de oxigênio no sangue diminuir abaixo de 95% do nível de saturação antes do episódio da apnéia e esta durar mais de 10 s. O evento de saturação ativa o sistema nervoso central (VÁRADY *et alli*, 2002), resultando em um aumento progressivo no ritmo do batimento do coração e da pressão sanguínea, que pode forçar e possivelmente prejudicar aspectos do sistema cardiovascular (VÁRADY *et alli*, 2002).

2.2 Tipos de Apnéia

A apnéia e a hipopnéia são classificadas em três tipos: central, obstrutiva e mista, sendo as duas últimas as mais freqüentes e comuns (FU-CHUNG *et alli*, 1997).

- A Apnéia central ocorre como resultado de uma disfunção do sistema nervoso central (SNC) em gerar o estímulo para os músculos da caixa torácica, não iniciando o esforço respiratório. Deste modo o fluxo e esforço respiratório cessam em conjunto. Na figura 2.1 pode-se observar que a passagem de ar pelas vias superiores não é obstruída

(FU-CHUNG *et alli*, 1997; TOLLE, 1980; SANDERS, 1980; VÁRADY *et alli*, 2001).



Figura 2.1 – Apnéia Central – Não há obstrução da passagem de ar
(Adaptado de ALMEIDA, 2003)

- A Apnéia Obstrutiva do Sono (AOS) ocorre quando ao manter o esforço respiratório, o fluxo de ar não chega a atingir os pulmões em decorrência da obstrução das vias aéreas superiores (VAS), como representado na Figura 2.2 (FU-CHUNG *et alli*, 1997 TOLLE, 1980; SANDERS, 1980; VÁRADY *et alli*, 2001).



Figura 2.2 – Apnéia Obstrutiva – Obstrução da passagem de ar
(Adaptado de ALMEIDA, 2003)

- A Apnéia Mista ocorre quando inicialmente não existe esforço inspiratório, mas subsequente quando o esforço é iniciado a apnéia persiste em decorrência do colapso da via aérea, ocorrendo assim uma componente inicial central, seguido de uma componente obstrutiva, resultando na interrupção da respiração (TOLLE, 1980; SANDERS, 1980; VÁRADY *et alli*, 2001).

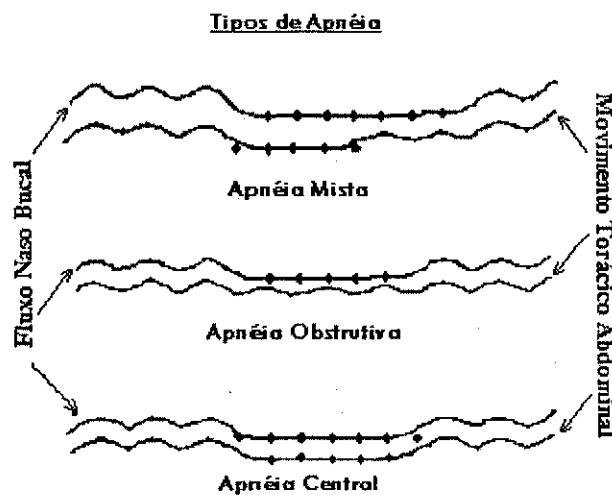


Figura 2.3 - Tipos de Apnéias (SBPT, 2004)

Pode-se diferenciar os tipos de apnéia pela determinação dos movimentos da caixa torácica e/ou abdominal e do fluxo de ar nasal, como pode ser observado nas curvas que se encontram na Figura 2.3:

- No caso da apnéia ser central, não existe um esforço dos músculos da caixa torácica e/ou abdominal, e também não existe um fluxo de ar nasal.

- No caso da apnéia ser obstrutiva, há uma obstrução do fluxo de ar nasal conduzindo a um aumento do movimento da caixa torácica e/ou abdominal, tentando acabar com a obstrução nas vias aéreas.
- No caso de ser apnéia mista, não existe um esforço dos músculos da caixa torácica e/ou abdominal, e não existe também um fluxo de ar nasal, quando o esforço dos músculos da caixa torácica e/ou abdominal é iniciado a apnéia contínua em consequência da obstrução da via aérea, observando assim uma componente central e logo após uma componente obstrutiva.

2.3 Sinais e Sintomas

A síndrome da apnéia obstrutiva do sono é caracterizada pela obstrução completa ou parcial recorrente das vias aéreas superiores durante o sono, resultando em períodos de apnéia, dessaturação de oxihemoglobina e despertares freqüentes com consequente sonolência diurna.

A sonolência diurna é responsável por sérias consequências. A ocorrência de sonolência durante o dia está ligada a maior probabilidade de um paciente sofrer acidentes tanto no trânsito como no trabalho, fato já demonstrado nos estudos de ABEYRATNE *et alli*, 2001.

A fragmentação do sono, devido a um freqüente despertar durante a noite, causa à falta de sono restaurador produzindo um aumento na atividade do Sistema Nervoso Central (SNC), podendo conduzir ao desenvolvimento da deterioração intelectual, declínio no rendimento, irritabilidade e transtorno da personalidade do paciente (VÁRADY *et alli*, 2001).

A falta de oxigenação que acompanha a apnéia pode conduzir ainda ao desenvolvimento em longo prazo de numerosas complicações irreversíveis, tais como: hipertensão arterial e pulmonar, arritmias, enfarto do miocárdio, morte

súbita, impotência sexual, diabetes, obesidade, etc (ABEYRATNE *et alli*, 2001; VÁRADY *et alli*, 2001).

Aproximadamente 10% das pessoas que sofrem da apnéia obstrutiva do sono ao despertarem apresentam um alto e interrompido ronco, como normalmente é desconhecida desta pessoa, uma maior atenção do médico é requerida (ABEYRATNE *et alli*, 2001).

A apnéia de origem central é, em geral, mais raras, exceção feita aos pacientes com insuficiência cardíaca congestiva e nos recém-nascidos. Nos recém-nascidos os sinais e sintomas mencionados anteriormente, nem sempre podem ser observados, porém a apnéia é muito comum nesta época, desta forma uma maior observação deve ser realizada nesta fase da vida, para que não ocorra o óbito do recém nascido.

2.4 Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido

Nos primeiros três dias de vida a apnéia pode se desenvolver em 70% dos casos com mortalidade de 90%, enquanto que em apnéias tardias, com aparecimento na quarta semana de vida, o prognóstico é mais favorável (HOBEL, 1977).

A maior parte das apnéias, às vezes curtas, não é importante, mas alguns bebês precisam de uma vigilância especial em virtude da possibilidade de desenvolver a Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido (SMSR) (GASIN, 2003).

A Síndrome da Morte Súbita do Recém-Nascido (SMSR) é a morte inesperada de uma criança aparentemente sã, que permanece sem explicação mesmo depois da autópsia (GASIN, 2003).

Por meio da realização de uma autópsia, da investigação do momento do falecimento e da revisão do histórico familiar pode-se esclarecer a

causa da morte do recém nascido, diagnosticando a ocorrência ou não de SMSR (GASIN, 2003).

A sua incidência é de 2 casos sobre cada 1.000 recém-nascido, sendo atualmente uma das causas de morte mais importante em crianças entre 1 mês e 1 ano de idade. É impossível prognosticá-la, já que o primeiro sintoma que aparece é o seu óbito (GASIN, 2003).

A monitorização da respiração é uma forma de prevenção que tem por objetivo o de avisar quando da ocorrência da apnéia. Sendo assim um importante apoio tanto para pais como para o pediatra (GASIN, 2003).

As causas do SMSR são ainda desconhecidas, embora existam diversas teorias sobre o assunto. A maioria dos investigadores acredita que os bebês que morrem do SMSR nasceram com uma ou várias características que os tornam mais vulneráveis às situações de grandes mudanças, tanto internas como externas, que surgem na vida normal de um bebê (GASIN, 2003).

Um ponto importante é a saúde e o comportamento da mãe durante a gravidez, estes também podem influir no aparecimento da SMSR. Por exemplo: tem menos de 20 anos, fumar, possuir anemia, ter um pouco aumento de peso durante a gravidez, possuir um histórico de doenças sexualmente transmissível, infecção urinária, dependente de drogas, etc, podem influenciar na ocorrência de SMSR. Por esta razão, deixar de fumar, comer adequadamente e procurar realizar um bom pré-natal pode conduzir a um parto mais saudável (GASIN, 2003).

2.5 Tratamento

Os Pacientes que possuem um índice elevado de apnéia mais hipopnéia [IAH], devem receber algum tipo de tratamento urgente, principalmente aqueles que apresentam sonolência excessiva durante o dia.

Diversos fatores relacionados à anatomia craniofacial, hipertrofia muscular, aumento dos tecidos moles por deposição de gordura podem predispor ao colapso das vias aéreas durante o sono, provocando a apnéia obstrutiva.

Os tipos de tratamento seguintes são observados no tratamento da Apnéia obstrutiva do sono:

- **Terapia posicional:** para pacientes no qual obstrução está associada à posição corporal durante o sono, existe estratégia de fixação de bolas de tênis ou golfe na parte dorsal de pijamas, top ou camisolas, tornando desconfortável esta posição, fazendo com que o paciente mude de posição. Outra maneira seria a colocação de travesseiros em posições específicas de modo que o paciente mantenha uma melhor posição encontrada. Esta tem obtido sucesso em alguns pacientes (MIRABET, 2003).
- **CPAP:** o CPAP é um aparelho ventilatória, na qual uma pressão positiva contínua é aplicada nas vias aéreas superiores (VAS) mantendo-a aberta. Os pacientes devem utilizá-lo todas as noites quando forem dormir, utilizando para isso de uma máscara nasal. Um exemplo do equipamento pode ser visto na Figura 2.5 (MIRABET, 2003; ALMEIDA, 2003).

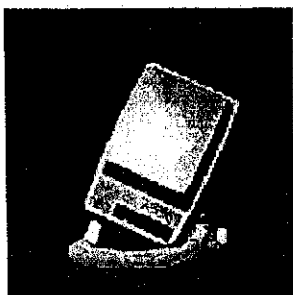


Figura 2.4 - Aparelho CPAP (Adaptado de ALMEIDA, 2003)

- **Suspensão da ingestão de álcool:** a suspensão definitiva de ingestão de álcool tem obtido uma relevante melhora no quadro do paciente. Os pacientes que ingerem álcool durante o dia tornam-se mais sonolentos à noite do que o normal, reduzindo o tônus da musculatura das vias aéreas superiores e tornam a ocorrência de apnéia mais severa (MIRABET, 2003).
- **Aparelho oral:** em pacientes que possuem uma leve a moderada intensidade de apnéia, sem obesidade mórbida associada, a utilização de aparelhos orais, pode ocasionar uma diminuição na ocorrência da mesma. Este aparelho, que é prescrito por um dentista, pode ser indicado para: reposicionar a mandíbula, reter a língua ou outras modalidades, como representado na Figura 2.4 (MIRABET, 2003; ALMEIDA, 2003).



Figura 2.5 - Aparelhos Intra-oral (Adaptado de ALMEIDA, 2003)

- **Cirurgias específicas:** para os pacientes que possuem uma lesão nas vias aéreas superiores (obstrução nasal, tonsilas aumentadas e adenóides) cirurgias serão indicadas por especialistas de garganta, nariz e pescoço quando necessário (MIRABET, 2003; ALMEIDA, 2003).

Enquanto que uma disfunção do sistema nervoso central (SNC) em gerar o estímulo para os músculos da caixa torácica provoca a apnéia central. Os seguintes tipos de tratamento são observados no tratamento da Apnéia Central:

- **Perda de peso:** um programa de peso orientado, no qual o paciente não necessita regredir ao seu biótipo específico para obter uma melhora no quadro. Apesar da perda de peso poder levar a cura do paciente, verificou-se que isso raramente acontece permanentemente (MIRABET, 2003).

3

MÉTODOS DE MONITORIZAÇÃO DA APNÉIA

Neste capítulo são apresentados os métodos de monitorização da apnéia, as formas existentes para a detecção desta patologia. A atividade respiratória pode ser relacionada proporcionalmente a uma grandeza elétrica utilizando-se de transdutores conectados diretamente a via aérea superior (VAS) que são denominados de métodos diretos ou utilizando-se de transdutores que medem variações relacionadas com o movimento do ar que vai aos pulmões que são denominados de métodos indiretos.

Enquanto a medição da respiração pode parecer, a primeira vista, uma tarefa relativamente direta, na prática isto muda de situação. Isto se deve ao fato da atividade respiratória não gerar nenhum sinal elétrico prontamente detectável a monitorização da função respiratória, desta forma a utilização de um transdutor de alguma espécie é requerida para transformar uma grandeza física em uma grandeza elétrica proporcional.

Diversas técnicas têm sido empregadas para a monitorização da função respiratória, pode-se destacar a técnica da impedância torácica (McCally 1963, Gonzáles 1977, Daily 1969, Kira 1971, Pallet 1965, Southall 1980, Stein 1979, Wilson 1982), cintas elástica posicionadas em torno do tórax (Strong 1970, Bruckert 1983), termistores posicionados nas narinas (Strong 1970, Bruckert 1983), análise do som traqueal (Peirick 1983, Heemels 1986, Gross 1987) e detectores de movimento empregando radar (Franks 1976).

3.1 Métodos Diretos de Monitoração Respiratória

Nos métodos diretos a medição do fluxo, ou do volume ou da mudança na composição dos gases durante a inspiração e a expiração será realizada, de modo que o sensor possa ser posicionado diretamente na via aérea superior (VAS) ou imediatamente adjacente. Desta forma, os métodos diretos são considerados invasivos (NEUMAN *et alli*, 1984).

Geralmente, os métodos diretos só podem ser utilizados quando o sensor puder ser conectado a uma via aérea artificial, tal como uma nasal ou

traqueal cânula (tubo para inserção em uma cavidade do corpo) ou uma máscara cobrindo a boca ou o nariz do paciente (NEUMAN *et alli*, 1984).

O fluxo pode ser determinado realizando a medida na queda de pressão por uma resistência fixa aplicada a via aérea como em um pneumotacógrafo. Também podem ser usadas medidas menos quantitativas de fluxo. Diferentes métodos são descritos abaixo.

1. Métodos Térmicos: detecta as variações de temperatura entre o ar inspirado e o ar expirado, pode ser utilizado de modo a obter uma representação da função respiratória. Existem duas maneiras diferentes de aplicar sensores de temperatura, são elas: medir o resfriamento de um sensor de temperatura (normalmente um pequeno termistor, com uma massa baixa) pré-aquecido, resfriado pelo fluxo de ar inspirado e expirado, e o outro é detectar a diferença de temperatura entre o ar inspirado e o ar expirado (NEUMAN *et alli*, 1984);

1.1 Método 1: circular uma pequena corrente pelo termistor de modo a aquecê-lo.

Com a passagem de ar, inspirado e expirado, por meio do sensor ocorrerá seu resfriamento, pois seu calor será extraído. As variações na temperatura ocasionarão uma variação na resistência elétrica do termistor, que será detectado e processado. Se, no entanto nenhum ar fluir dos pulmões, o termistor irá esquentar, e isto indicará que o paciente não está mais respirando (NEUMAN *et alli*, 1984);

1.2 Método 2: consiste na passagem de ar fresco pelo sensor quando da inspiração (entrada de ar aos pulmões, temperatura ambiente), e da passagem de ar morno durante a expiração (saída de ar dos pulmões, temperatura do corpo) (NEUMAN *et alli*, 1984);

No primeiro caso tem-se duas vezes a taxa real da respiração, enquanto que no segundo caso tem-se o modelo de respiração real. Este último é o preferido pelos investigadores que utilizam o sentido da temperatura. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.1 (NEUMAN *et alli*, 1984);

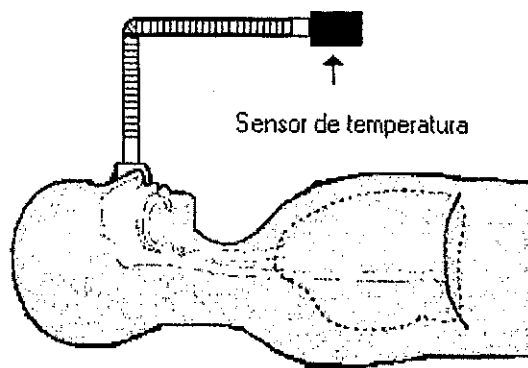


Figura 3.1 – Técnica Sensor de temperatura. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997)

2. Método Acústico: um pequeno tubo é colocado na via aérea (usualmente somente no nariz). Este tem um pequeno microfone próximo a sua extremidade. O ar que passa pelo tubo aberto produz uma turbulência local que gera som. Este som é detectado pelo pequeno microfone, convertendo-o em um sinal elétrico. Esse sinal pode então ser processado de modo a determinar a taxa de respiração. Esta técnica detectará ambos os fluxos de ar, inspirado e expirado, portanto dará um modelo que terá duas vezes o valor da respiração real. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.2 (NEUMAN et alli, 1984);

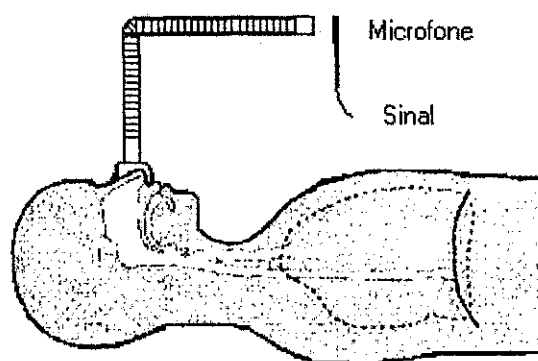


Figura 3.2 – Técnica Medição do Som. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997)

3. Método Diferencial de Pressão: Utiliza-se do Pneumotacógrafo. Este sensor de medida de fluxo utiliza um diferencial de pressão para permitir estipular o fluxo respiratório. É o método tradicional de medida direta do fluxo respiratório, este pode ser utilizado para determinar a taxa real da respiração. Neste método tem-se uma conexão direta à via aérea de um tubo que adiciona um espaço morto ao sistema, representando um problema maior nas medidas com recém nascidos do que em adultos. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.3 (NEUMAN *et alli*, 1984; Fu-Chung Yen *et alli*, 1997);

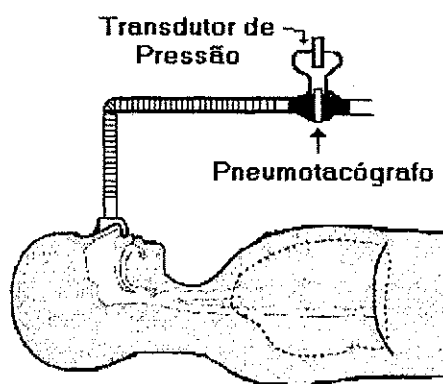


Figura 3.3 – Técnica Pneumotacógrafo. (Adaptado de Fu-Chung Yen *et alli*, 1997)

4. Método da Composição dos Gases: o gás que passa por meio das vias aéreas pode também ser utilizado para determinar diretamente o fluxo respiratório. O ar expirado possui uma maior concentração de dióxido de carbono que o ar inspirado. Sensores especiais de dióxido de carbono (CO₂), com resposta rápida, têm sido desenvolvidos, e estes são capazes de medir o ar expirado dos pulmões. Uma cânula (tubo) é posto na boca ou na narina do paciente, de modo que o gás que circula pelo tubo passará pelo sensor de CO₂, que vai detectar uma variação na concentração de dióxido de carbono. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.4 (NEUMAN *et alli*, 1984);

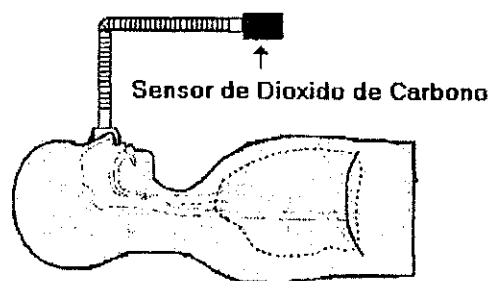


Figura 3.4 – Técnica Dióxido de Carbono. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997)

3.2 Métodos Indiretos de Monitoração Respiratória

Existe uma vasta variedade de sensores indiretos de respiração. A principal vantagem que estes têm sobre os métodos diretos de medição é que eles são geralmente mais fáceis de serem acoplados ao paciente, sendo menos prováveis de interferir com modelos da respiração natural, isto é, não envolvem o contato com a via aérea ou com o fluxo de ar dos pulmões (NEUMAN *et alli*, 1984).

Dentre os principais métodos para monitorar a respiração, utilizando os métodos indiretos, podem ser citados:

1. Método do Deslocamento do Esforço com Sensores Conectados: utiliza sensores de movimentos conectados ao infante para adquirir o movimento de várias partes de corpo causado pelo esforço da respiração. Os sensores são usualmente conectados ao tórax e/ou abdômen do paciente para que se possa medir estes movimentos.

Estes sensores incluem um sensor de medida do deslocamento de esforço, utilizando para tanto um extensômetro para realizar medidas submetidas a pequenos esforços. Por exemplo, a medida de esforço reflete num pequeno deslocamento ou esforço em um condutor elétrico com mudanças em sua resistência elétrica. Por afixar a medida de esforço em pontos diferentes no tórax ou abdômen do infante, as mudanças na resistência elétrica quando o medidor é

esticado devido ao movimento de respiração, pode ser realizada e processada usando circuitos de medição de resistência eletrônico simples. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.5 (NEUMAN *et alli*, 1984).

Dispositivos mecanicamente baseados em cintas elásticas posicionadas em torno do tórax e/ou do abdômen são considerados de uma confiabilidade mais baixa devido ao possível deslocamento das cintas elásticas (NIH, 1987).

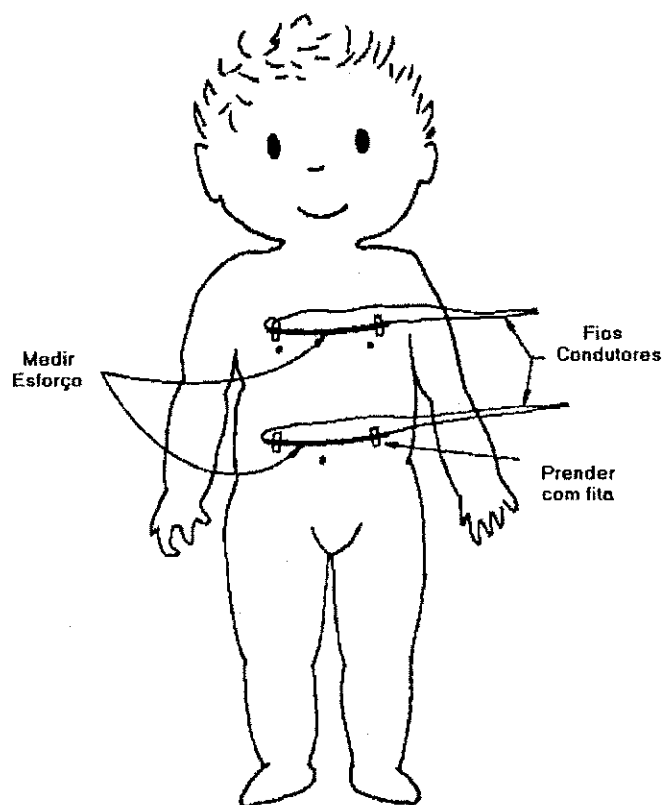


Figura 3.5 – A colocação de um elástico sobre o tórax e o abdômen de um infante, mede o esforço respiratório para medir sinais de respiração. (Adaptado de NEUMAN *et alli*, 1984)

Outro tipo de sensor é o magnético. A utilização de um magnetômetro (instrumento para se determinar o momento magnético de um ímã) pode ser utilizada para verificar o deslocamento de um ímã permanente sobre um paciente, que devido a seus esforços respiratórios altera o posicionamento do mesmo. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.6. Esta técnica é utilizada principalmente em pesquisa, ou às vezes no hospital para monitorar modelos de respiração do infante (NEUMAN *et alli*, 1984);

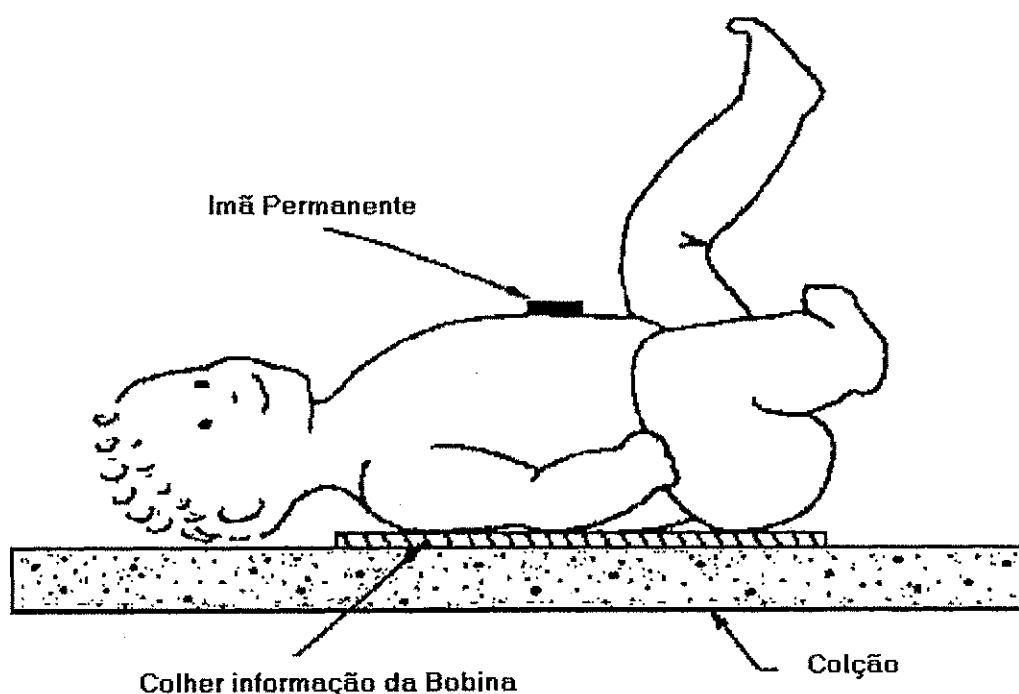


Figura 3.6 – Exemplo de um detector de movimento para medir a respiração pela colocação de um ímã permanente acima do tórax ou do abdômen do neonatal. (Adaptado de NEUMAN *et alli*, 1984)

2. Método do Deslocamento do Esforço com Sensores não Conectados:

Esses são sensores que podem detectar o movimento de respiração, por meio do esforço respiratório sem contato direto ao paciente ou fixação ao mesmo. Consiste nos dispositivos que podem detectar o movimento do infante quando colocado sob ele, ou como um sensor de movimento remoto. Exemplos destes sensores são o movimento do sentindo da almofada e o sensor de deslocamento de capacitância variável. O movimento detectado pela variação de uma almofada flexível colocado sob corpo do infante é o que produz um sinal elétrico em resposta a sua compressão. O centro de massa move com o movimento respiratório, resultando em uma compressão periódica da almofada, que gera os sinais elétricos relacionados ao esforço da respiração do infante (NEUMAN *et alli*, 1984).

3. Método da Tensão Muscular: Utiliza a eletromiograma (EMG) para determinar a tensão muscular do paciente. As atividades do EMG podem ser a do diafragma e a dos músculos intercostais no tórax. Estes podem ser detectados utilizando elétrodos ligados à superfície do tórax. Esses sinais podem ser medidos para determinar se os esforços respiratórios estão sendo realizados. Por possuir potenciais mais baixos que o eletrocardiograma, um processamento de sinais deve ser empregado para eliminar componentes de sinais indesejados, assim a análise dos seus resultados é problemática e consome muito tempo. No caso da utilização de EMG do diafragma, se faz necessário desligar os amplificadores durante um complexo de QRS (forma de onda principal do batimento cardíaco) do eletrocardiograma. Por possuir uma amplitude maior que os sinais do EMG, o complexo QRS irá saturar os amplificadores do EMG, fazendo com que exista uma perda considerável no sinal do EMG. Em prematuros a utilização do EMG dos músculos intercostais também não é uma boa opção. Quando os recém nascidos estão dormindo, os músculos intercostais não são utilizados, e o EMG intercostal indica uma ocorrência de apnéia mesmo se a criança estiver respirando normalmente. Logo, EMG não é aconselhável para a monitorização clínica da respiração. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.7 (NEUMAN *et alli*, 1984, KIRTLEY, 1999);

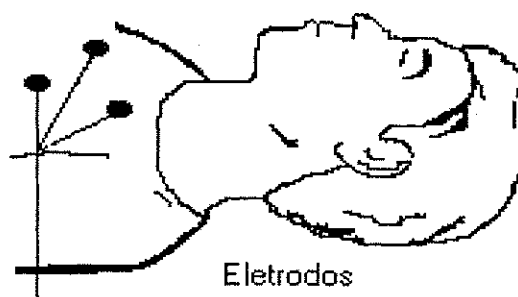


Figura 3.7 – Técnica Eletromiografia. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997)

4. Método Acústico: uma forma de detectar e realizar uma avaliação do diagnóstico físico da respiração consiste em escutar os sons do tórax por meio de um estetoscópio. A colocação do estetoscópio sobre várias partes da caixa torácica permite a um clínico escutar a ventilação de várias estruturas. Como por exemplo: quando o estetoscópio está sobre a traquéia, pode-se ouvir o som de gases fluindo, quando o estetoscópio esta sobre o pulmão pode-se ouvir sons produzidos indicando a inflação e a deflação dos alvéolos. Logo, a utilização de um microfone em miniatura, e de um sistema de gravação de som que possam ser ligados sobre a traquéia ou ao tórax, para detectar sons da respiração, possibilita a captura de sinais elétricos que serão processados para dar o modelo respiratório do paciente. Como esta técnica detecta o ar que circula por entre a traquéia, este pode perceber sinais de apnéia obstrutiva e apnéia central. Porém, sua desvantagem principal encontra-se no fato de detectar sons na vizinhança que possam mascarar o som da respiração. Embora a utilização de filtros pudesse minimizar o problema, não seria por completo eliminado. Um exemplo da utilização deste método pode ser observado na Figura 3.8 (NEUMAN *et alli*, 1984; ABEYRATNE *et alli*, 2001);

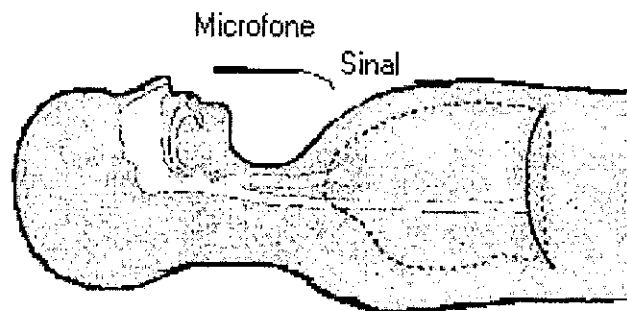


Figura 3.8 – Técnica Medida do Som da Respiração. (Adaptado de Fu-Chung Yen et alli, 1997)

5. Método de Pressão: a mudança na pressão dentro do tórax muda com o esforço respiratório (inspiração e expiração). Desta forma, a detecção da respiração pode ser realizada por meio de um sensor de pressão intratorácico. A variação na pressão intraesofágica pode ser medida pela colocação de um transdutor de pressão esofágico ou de um balão esofágico acoplado a um transdutor de pressão externo por meio de um tubo cheio de fluido. Este método tem um procedimento invasivo, mas é considerado um método indireto por não possuir um contato direto com a via aérea ou com os órgãos da respiração. Esta técnica é utilizada apenas com a finalidade de pesquisa e não é apropriado para a monitorar a função respiratória (NEUMAN *et alli*, 1984);

6. Métodos Elétricos: Utiliza a técnica da impedância elétrica torácica também conhecida como Impedância Pneumográfica. É um método muito utilizado em monitores respiratórios que desejam detectar a apnéia tanto em casa como nos hospitais (NEUMAN *et alli*, 1984), e por se tratar da técnica a ser desenvolvida neste trabalho, será descrito com mais detalhes no próximo capítulo;

Na Tabela 3.1, tem-se um resumo que consta os tipos diferentes de técnicas utilizadas para determinar os movimentos respiratórios que fora comentado, o método utilizado e a possibilidade de detectar apnéias obstrutivas e centrais.

Tabela 1 – Técnicas utilizadas para determinar movimentos respiratórios, métodos utilizados e possibilidade de determinar a ocorrência da apnéia obstrutiva e central.

Técnica	Método	Detector de apnéia obstrutiva e central
Sensor para Temperatura	Direto	Positivo
Medição do Som	Direto	Positivo
Pneumotacógrafo	Direto	Positivo
Sensor de CO ₂	Direto	Positivo
Sensores de movimento conectados	Indireto	Positivo / Negativo
Sensores de movimento não conectados	Indireto	Positivo / Negativo
Eletromiografia	Indireto	Negativo
Sons da Respiração	Indireto	Positivo
Pressão Esofágica	Indireto	Negativo
Impedância Elétrica Torácica	Indireto	Negativo

4

IMPEDÂNCIA TORÁCICA E O ELETROCARDIOGRAMA

Neste capítulo são apresentadas a Técnica da Variação da Impedância Torácica e suas limitações. Apresenta-se também o Eletrocardiograma (ECG), sua importância, além de discriminar algumas disfunções associadas ao coração.

A investigação de fenômenos físicos que possam transportar algum tipo de informação, cujo conhecimento seja valioso para o desenvolvimento do conhecimento em sua área, é de relevante importância para desvendar tal fenômeno. Assim, os sinais que podem ser associados ao fenômeno da ocorrência da apnéia serão objeto de nosso estudo.

Os sinais que estão presentes permanentemente no exterior e interior do nosso corpo, embora sejam de difícil determinação, serão medidos, processados e analisados de modo que possibilite o desenvolvimento de um sistema para a monitoração da frequência respiratória e detecção da apnéia do sono.

O método indireto utilizado para realizar este objetivo foi o da variação da impedância torácica. Este método possibilita a utilização dos mesmos eletrodos utilizados para monitorar a frequência respiratória para obter também o sinal de ECG (Eletrocardiograma). Aos sinais gerados pelo corpo é dado o nome de sinais bioelétricos (BRONZINO, 1986).

4.1 Variação da Impedância Torácica

Dentre os métodos já mencionados, a técnica da variação da impedância torácica é a mais frequentemente utilizada para medição indireta da forma de onda e da taxa da respiração em recém nascidos (NEUMAN *et alli*, 1984). Por meio da medição da impedância nos tecidos biológicos, utilizando para tanto o biopotencial dos eletrodos, pode-se monitorar continuamente os esforços respiratórios e detectar a variação da impedância elétrica por meio do seu tórax, e por conseqüência determinar se há ocorrência ou não da apnéia em recém nascidos (BRONZINO, 1986).

A caixa torácica possui várias estruturas diferentes envolvidas que possuem propriedades diferentes e cada uma destas estruturas apresenta impedâncias elétricas diferentes (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984). A impedância vista entre o par de eletrodos, que são colocados nas laterais intercostais do tórax, é: a da pele, a dos músculos da parede do tórax, a das gorduras, a dos pulmões, a do coração, a do sangue e a do ar (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984).

A impedância elétrica do sangue é relativamente mais baixa do que a dos músculos e a das gorduras. A do ar que circula pelos pulmões é a maior impedância. E como as mudanças nas impedâncias são determinadas pelas mudanças na condutividade e admitância das várias estruturas envolvidas, a maior parte destas mudanças significantes ocorre nos pulmões, no coração e uma menor contribuição ocorre nos compartimentos vasculares de todos os tecidos envolvidos (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984).

4.1.1 Princípio Básico da Técnica de Impedância Torácica

Um sinal de corrente senoidal de amplitude constante e de baixa frequência é gerado e aplicado a um par de eletrodos colocados sobre a superfície do tórax do paciente. Esta corrente circula por entre o tórax, fazendo com que a variação da impedância vista entre o par de eletrodos cause uma modificação na amplitude da tensão do sinal de baixa frequência. A tensão de saída (Figura 4.1c) será da forma de uma modulação em amplitude (AM) do sinal de baixa frequência (portadora – Figura 4.1b), pela impedância vista entre o par de eletrodos (modulador – Figura 4.1a). Será necessário então demodular este sinal, por meio de um circuito detector e filtros, para obter a forma de onda real da respiração (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984).

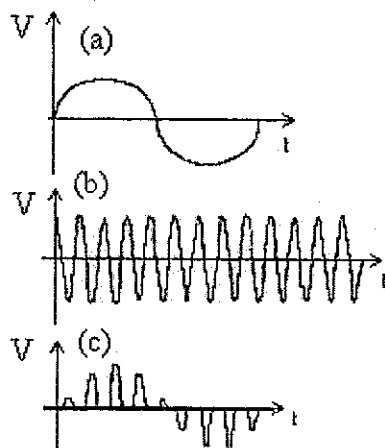


Figura 4.1 - (a) Sinal modulador;
(b) Sinal Portadora;
(c) Sinal Modulado em Amplitude

A frequência desta senoide está entre 20 kHz e 100 kHz, para minimizar a impedância associada com o interfaceamento entre os elétrodos e a pele do paciente. Além da sensibilidade do tecido ser bem menor nesta faixa de frequência, evitando irritações. A corrente que é fornecida para circular pelo corpo é geralmente $50 \mu\text{A}$ (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984).

Existe uma baixa possibilidade de ocorrer choques elétricos ou estimulações elétricas que possam levar o paciente a ter até uma fibrilação cardíaca ou queimaduras devido à circulação da corrente nesta faixa de frequência e utilizando baixas correntes (NEUMAN *et alli*, 1984).

4.1.2 Limitações

Uma primeira limitação desta técnica que pode interferir na detecção da respiração esta associada aos movimentos do corpo durante o sono. Estes movimentos podem dificultar e até alterar as medições necessárias para a detecção da apnéia. Outra limitação está na relação pele-elétrodo (BRONZINO, 1986; NEUMAN *et alli*, 1984).

Esta técnica possui, além disso, uma outra limitação significativa: quando o paciente sofre de uma obstrução da via aérea superior e ainda possui esforço respiratório, resultando num movimento do tórax (apnéia obstrutiva), a técnica da variação da impedância torácica indicará que o paciente continua respirando, quando na verdade o fluxo de ar aos pulmões está paralisado (NEUMAN *et alli*, 1984).

4.2 Eletrocardiograma (ECG)

O Eletrocardiograma (ECG) é um dos exames mais comuns da prática cardiológica. Este exame surgiu na mesma época em que se descobriu que existe nas células do corpo humano um fluxo constante de moléculas de sódio, cloro, cálcio, potássio. Estas moléculas têm uma carga elétrica e seu fluxo é capaz de produzir uma corrente de energia que por sua vez pode ser medida (GUYTON, 1997).

O eletrocardiograma é um exame que se propõe a medir o fluxo desta corrente elétrica, referente às células do coração, assim se pode ter noção da atividade das células cardíacas. Por exemplo, um coração acometido por infarto tem em si uma região onde as células musculares encontram-se inativas, logo nesta região não haverá fluxo elétrico, o que pode ser detectado pelo ECG (GUYTON, 1997).

O registro desta atividade elétrica deve ser de forma gráfica de modo a possibilitar uma melhor averiguação por parte do médico, pode ser registrado por equipamento chamado de eletrocardiógrafo de pena, registrado com osciloscópios, registro em microcomputadores, etc.

Se um paciente queixa-se de que seu coração está descompassado, podemos submetê-lo ao ECG que em tempo real irá mostrar graficamente este descompasso, sua natureza e frequência, devendo o mesmo ser desenhado em um papel especialmente preparado para ser estudado ou

armazenado em um microcomputador para que possa processar o ECG posteriormente.

4.2.1 Principal Função de um Eletrocardiógrafo

Com todo o conhecimento adquirido desde sua invenção, o eletrocardiograma tornou-se um exame capaz de revelar importantes informações, a ponto de tornar-se indispensável nos exames periódicos de avaliação clínica. Basicamente, um eletrocardiógrafo, tem as seguintes funções:

- Amplificar as diferenças de potenciais na pele do paciente (oriundas da atividade elétrica do coração);
- Determinar a frequência cardíaca;
- Observar aumentos nas câmaras cardíacas;
- Observar normalidades na posição anatômica do coração;
- Observar processos obstrutivos nas artérias coronárias;
- Observar atividade da musculatura cardíaca;
- Rejeitar interferências fisiológicas e do ambiente;
- Apresentar o sinal devidamente processado ao operador na forma de registro em papel (eletrocardiógrafo), display ou TRC (monitor);

4.2.2 O Sinal do Eletrocardiógrafo

O eletrocardiograma (ECG) é um potencial elétrico resultante medido sobre a superfície do corpo humano, sendo relacionado às contrações rítmicas do coração. O ECG é cíclico e compreende diversas formas de onda relevantes, conhecidas como P, Q, R, S e T. A Figura 4.2 apresenta um ciclo

típico de ECG para um paciente normal. A forma do sinal de ECG é variável e depende da técnica empregada na coleta (GUYTON, 1997).

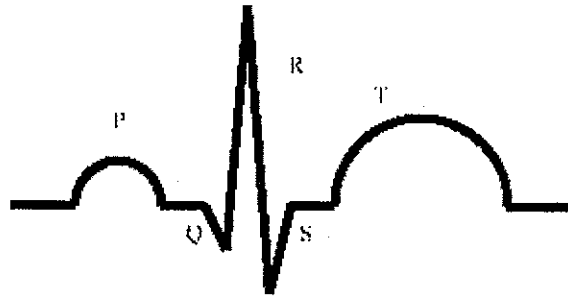


Figura 4.2 - Forma de onda típica de um sinal de ECG

Um ECG normal é composto de uma onda P, um "complexo QRS" e uma onda T. O complexo QRS é constituído na verdade por três ondas separadas, são elas a onda Q, a onda R e a onda S (GUYTON, 1997).

A onda P é produzida pelas correntes elétricas geradas pela despolarização atrial antes da contração, o complexo QRS origina-se pelas correntes geradas quando da despolarização ventricular antes da contração e a onda T é originada pelas correntes geradas, quando da recuperação do estado de repolarização ventricular (GUYTON, 1997).

4.2.3 Disfunções Cardíacas

Quando doenças cardíacas ou deficiências estão presentes, a morfologia da forma de onda do eletrocardiograma (ECG) pode ser substancialmente modificada. Logo, utilizando o eletrocardiograma pode-se identificar a anormalidade e realizar o melhor tratamento. As disfunções cardíacas mais freqüentes são decorrentes de atividade elétrica anormal. Algumas destas anormalidades são comentadas a seguir.

4.2.3.1 Ritmos Sinusais Anormais

Os principais ritmos sinusais anormais são o taquicardia, bradicardia e a arritmia sinusal:

- **Taquicardia:** Ritmo cardíaco rápido, mais rápido do que 100 batimentos por minuto. O eletrocardiograma é todo normal exceto por causa da frequência com que ocorre o batimento cardíaco. Este é normalmente causado pelo aumento da temperatura corpórea, pela estimulação do coração pelos nervos autônomos, e pelas condições tóxicas do coração (GUYTON, 1997);
- **Bradicardia:** Ritmo cardíaco lento, inferior a 60 batimentos por segundo. O eletrocardiograma também é normal exceto pela baixa frequência com que ocorre o batimento cardíaco (GUYTON, 1997);
- **Arritmia Sinusal:** É a variação da frequência cardíaca durante a respiração normal e a respiração profunda (GUYTON, 1997).

4.2.3.2 Ritmos Anormais Resultantes de Bloqueio na Condução do Impulso

Os tipos mais comuns de bloqueio na condução do impulso são o bloqueio sinoatrial e o bloqueio atrioventricular:

- **Bloqueio Sinoatrial:** Há uma cessação das ondas P, devido à parada dos átrios. Os ventrículos assumem um novo ritmo e o complexo QRS-T não se altera (GUYTON, 1997);
- **Bloqueio Atrioventricular:** Ocorre quando há uma diminuição do bloqueio da condução do impulso (estímulo elétrico) através dos átrios para os ventrículos (GUYTON, 1997);

4.2.3.3 Ritmos Anormais Resultantes de Movimentos Circulares

Os tipos mais comuns de movimentos circulares são o Flutter Atrial e a fibrilação ventricular e atrial:

- **Flutter Atrial:** Grande quantidade de ondas P. A frequência da contração atrial (ondas P) ocorre num ritmo de 2:1 ou 3:1 da frequência da contração ventricular (ondas QRS-T) (GUYTON, 1997);
- **Fibrilação:** Não há um padrão eletrocardiográfico para determinar a fibrilação ventricular, o eletrocardiograma é extremamente grosseiro, sem tendência a qualquer tipo de ritmo. Na fibrilação atrial só existe o complexo QRS (GUYTON, 1997);

4.2.3.4 Outras anormalidades

- **Infarto:** Necrose de um tecido muscular, conseqüente à parada de circulação de uma artéria que o irrigava, desordenando a contração (GUYTON, 1997);
- **Parada Cardíaca:** Cessaçãõ de todos os impulsos rítmicos do coração, ou seja, não existe nenhum ritmo espontâneo.

5

IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA

Neste capítulo, apresentam-se o projeto e determinação do hardware e software utilizados para o desenvolvimento do sistema para a monitoração dos movimentos respiratórios, do eletrocardiograma e por consequência a detecção da apnéia obstrutiva do sono. Quanto ao hardware, serão analisados os vários circuitos utilizados para a implementação da parte respiratória, como da parte cardíaca. O software implementado utilizou-se da plataforma LabView para realizar a aquisição, o controle e a apresentação dos dados.

5.1 Aquisição de Sinais na Medicina

Nos últimos anos, a monitorização eletrônica tem tido um importante aspecto para o cuidado intensivo de pacientes com doenças criticamente sérias. Esta monitorização envolve a aplicação de uma instrumentação eletrônica que possibilite indicar os sinais vitais e outros sinais do organismo, continuamente.

Usualmente, tal monitorização fornece uma indicação em tempo real de uma variável fisiológica, com alarmes para indicar quando a variável extrapola além dos seus limites considerados.

Pela frequência e relevância do problema se faz necessário a monitorização contínua nos recém nascidos e nos adultos que correm o risco de apresentarem a apnéia, com o objetivo de evitar o óbito ou prevenir seqüelas neurológicas futuras.

Assim, o desenvolvimento de um equipamento que possa alertar quando da ocorrência da apnéia, se faz necessário. Para este trabalho optou-se por implementar um sistema capaz de determinar a apnéia em recém nascidos.

O sistema proposto utilizará a técnica de detecção da Variação da Impedância Torácica de modo que possibilite monitoração dos movimentos respiratórios, monitoração do eletrocardiograma e por consequência a detecção da apnéia obstrutiva do sono.

5.2 Hardware Referente à Respiração

Conhecendo-se a Técnica da Impedância Torácica, deve-se inicialmente ser projetado um oscilador, de modo que esta onda senoidal possa ser aplicada através do tórax do paciente, recuperando assim a variação destas estruturas envolvidas quando o paciente estiver respirando.

Sabendo que nosso corpo gera sinais bioelétricos, e que estes sinais refletem as variáveis fisiológicas, estas variáveis podem ser medidas por meio de eletrodos posicionados, por exemplo, sobre a superfície da pele de modo a resolver problemas biológicos.

Após serem captados pelos eletrodos, os sinais biológicos passam por um isolamento, que faz o papel de segurança dos equipamentos médicos, para garantir a integridade física do paciente, evitando, por exemplo, choques elétricos.

Uma vez isolados, faz-se necessário um condicionamento deste sinal. Desta forma ele será amplificado e filtrado de modo a condicioná-lo para poder ser mais bem visualizado.

Em todos os circuitos que utilizem amplificadores operacionais optou-se por empregar o circuito integrado TL084 da Texas Instruments, que tem seus circuitos de entrada com transistores de efeito de campo (JFET – Junction Field Effect Transistor), garantindo alta impedância de entrada e baixa corrente de polarização.

5.2.1 Oscilador Senoidal

A primeira etapa a ser projetada para a utilização da técnica da impedância torácica é o oscilador senoidal. Este oscilador deve gerar uma forma de onda senoidal padronizada para ser aplicada ao paciente.

Para tanto foi empregado o oscilador com ponte de Wien, como representado na Figura 5.1. Este é composto basicamente por um amplificador operacional conectado à configuração não-inversora, com ganho de malha fechada dependente de r_D .

A resistência r_D é a resistência dreno-para-fonte do transistor BF245A quando uma tensão aplicada entre dreno e fonte, v_{DS} , é pequena. Fazendo o dispositivo operar como um resistor linear cujo valor é controlado por v_{GS} . Esta resistência garante a estabilização da amplitude do sinal de saída do oscilador senoidal, uma vez que este faz parte da malha de realimentação do circuito.

Uma malha RC ($R1C1$ e $R2C2$) é conectada ao terminal não-inversor do amplificador determinando a frequência de oscilação do circuito, conforme a expressão:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (5.1)$$

Esta malha RC foi configurada de modo que o sinal de referência, na saída do operacional, tenha uma frequência de aproximadamente 100 kHz, com uma tensão de saída de 5 v. No APÊNDICE 1, apresenta-se os cálculos.

Para os valores empregados, $R = 1,6 \text{ k}\Omega$ e $C = 1 \text{ nF}$, tem-se na saída do operacional $f_0 = 99,52 \text{ kHz}$.

A tensão de controle do JFET, v_{GS} , é gerada a partir do detector de pico constituído por D1, R5, R6 e C3. O diodo D1 ceifa o semi-ciclo positivo, por R5 e R6 formam um divisor de tensão que carrega C3 com uma tensão negativa.

A constante de tempo de diminuição da tensão no capacitor C3, que é aplicada ao gatilho do JFET, é maior do que a do circuito.

Se a tensão na saída do operacional diminuir, tem-se uma menor tensão negativa sobre o gatilho do JFET, diminuindo assim o valor de r_D (da resistência dreno-para-fonte do JFET), elevando assim o ganho de malha fechada, aumentando a amplitude do sinal de saída. Quando a tensão de saída do operacional aumentar tem-se o efeito inverso: uma maior tensão negativa sobre o gatilho, aumentando o valor de r_D , diminuindo o ganho de malha fechada e portanto diminuindo a amplitude do sinal de saída.

O sinal gerado neste estágio é aplicado a entrada do filtro passa-faixas de segunda ordem descrito na subseção 5.3.2.

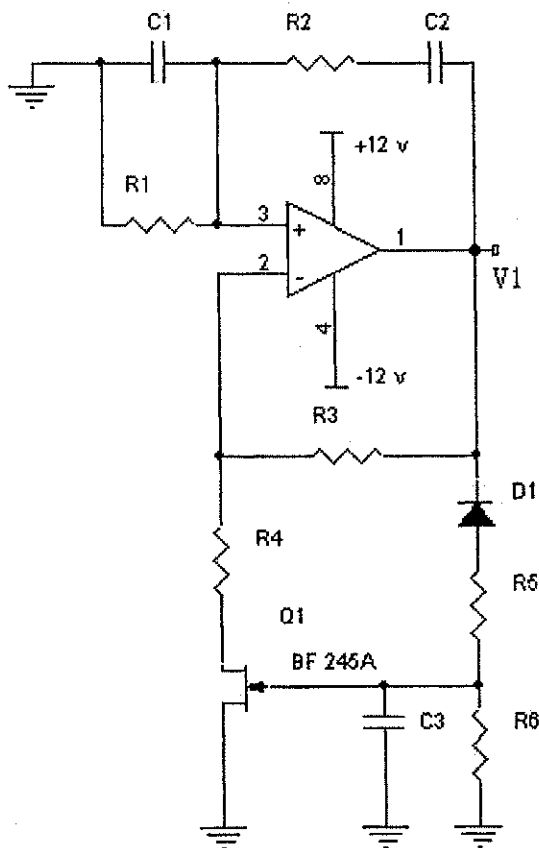


Tabela 2 – Componentes Oscilador

Componentes	Valores
R1	1,6 k Ω
R2	1,6 k Ω
R3	68 k Ω
R4	30 k Ω
R5	3,3 M Ω
R6	1 M Ω
C1	1 nF
C2	1 nF
C3	2,2 μ F
Q1	BF245A

Figura 5.1 – Oscilador Senoidal Ponte de Wien com amplitude de saída de 5 v e frequência de oscilação de 100 kHz

5.2.2 Filtro Passa-Faixa

Um filtro passa-faixa passivo foi implementado aproveitando a estrutura do transformador de pulso, que tem uma indutância de 6,7 mH.

Este transformador de pulso é utilizado para realizar o isolamento elétrico entre a fonte de alimentação do circuito e o paciente, garantindo assim a integridade do paciente. A implementação é a de um filtro de 2º ordem usando ressonadores RLC, como representado na Figura 5.2. No APÊNDICE 2, apresenta-se os cálculos.

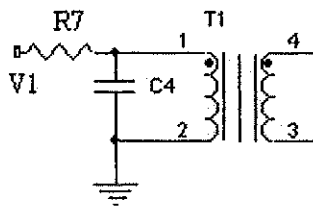


Tabela 3 – Componentes Filtro 2º ordem

Componentes	Valores
R7	1 k Ω
C4	390 pF
T1	PT4

Figura 5.2 – Filtro Passa-Faixa

O sinal gerado na saída deste estágio é aplicado ao paciente por meio dos elétrodos conectados ao tórax como descrito na subseção 5.3.3.

5.2.3 Elétrodos

Nas suas formas mais simples, os elétrodos usados para medir biopotenciais são contatos de metal que podem ser postos sobre o corpo ou inserido no mesmo, no qual os fluidos podem ser considerados como eletrólitos. Quando um metal entra em contato com uma solução eletrolítica, uma reação eletroquímica produz uma diferença de potencial (tensão) entre o metal e a solução.

Quando um eletrodo entra em contato com a superfície da pele, uma quantidade de resistência elétrica aparece na interface pele-eleto

confiabilidade na aquisição dos sinais fisiológicos requer que os elétrodos mantenham bons contatos com a pele, já que a camada mais superficial da pele consiste de uma grande quantidade de células mortas, juntamente com uma certa quantidade de óleo e sujeira.

A resistência elétrica natural da pele é grande se comparado com a resistência dos fluidos do corpo. Faz-se então necessário, antes da aplicação do elétrodo, uma preparação ou tratamento do local onde o elétrodo será colocado, de modo que a resistência possa ser diminuída.

Uma pasta ou gel deve ser aplicado entre o elétrodo e a pele, de modo que se forme uma ponte entre os íons do corpo e a superfície do elétrodo, e se assegure um baixo valor de resistência interfacial entre pele-elétrodo.

Na Figura 5.3 observa-se uma seção transversal de duas lâminas que são usadas como elétrodos biopotenciais, em contato com a pele, que age como um eletrocito. A diferença de potencial entre os terminais dos elétrodos em contato com o corpo é chamada de tensão equivalente do elétrodo.

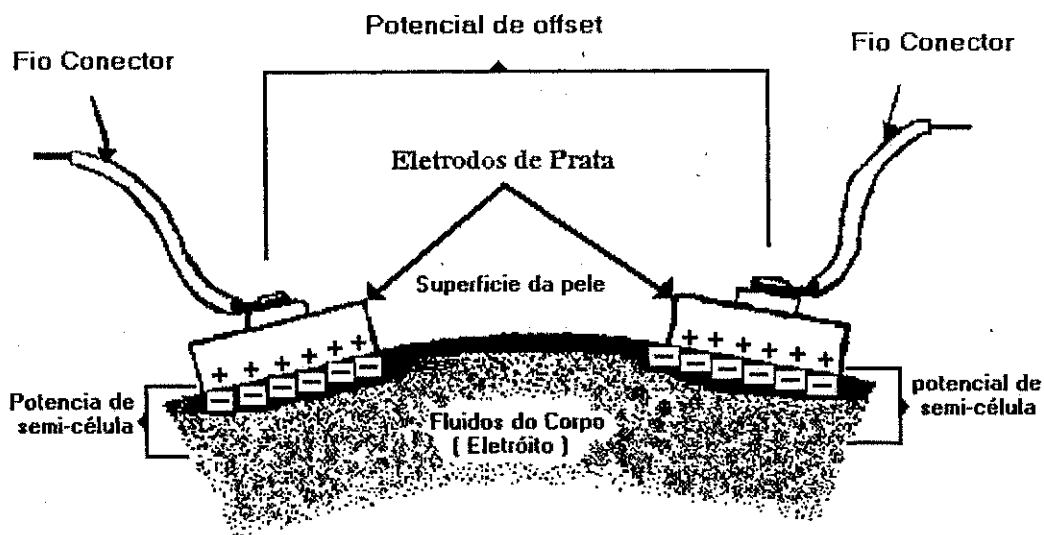


Figura 5.3 - Elétrodos em contato com a pele

O tamanho e tipo de eletrodo a ser usado são também importantes na determinação da resistência elétrica. Grandes eletrodos tendem a baixar a resistência. A superfície dos eletrodos geralmente tem resistência de 2 k Ω a 10 k Ω , enquanto pequenos eletrodos finos têm resistência elevada (NEUMAN, *et alli*, 1984).

5.2.4 Isolamento Elétrico

Interligar um paciente a um circuito elétrico, que é alimentado pela rede elétrica, constitui-se um problema sério para o projetista. Já que a passagem de uma corrente elevada através de seu corpo poderá causar a morte do paciente.

Dois efeitos distintos podem ser manifestados pela corrente elétrica em excesso que atravessa o corpo de uma pessoa:

1. Disfunção dos órgãos vitais, como coração e o sistema nervoso central;
2. Alterações e disfunções nos tecidos, por efeito de queimaduras;

A periculosidade da corrente elétrica é de difícil determinação, pois ela depende de diferentes fatores:

1. Percurso da corrente ao atravessar o corpo;
2. Intensidade da corrente que atravessa o corpo;
3. Duração deste contato;
4. Condições físicas da pessoa;
5. Frequência e forma de onda da corrente;

Estudos têm comprovado que correntes de 1 mA podem ser sentidas pelo indivíduo como uma sensação de formigamento entre as partes em contato. Correntes entre 1 mA e 10 mA o indivíduo percebe com maior intensidade seus efeitos, mas se desejar poderá se separar deste contato, esta faixa de corrente não é mortal. Para correntes acima de 10 mA, dependendo da duração do contato, pode provocar sérios e irreversíveis danos ao indivíduo (BOSSI e SESTO, 1978).

Tendo em vista os aspectos mencionados, foi utilizado um isolamento a transformador de pulso, no qual pode-se isolar as etapas do oscilador, do corpo do paciente e dos circuitos condicionadores, evitando riscos que podem levar o paciente ao óbito. Na Figura 5.4 tem-se a representação do esquema desenvolvido.

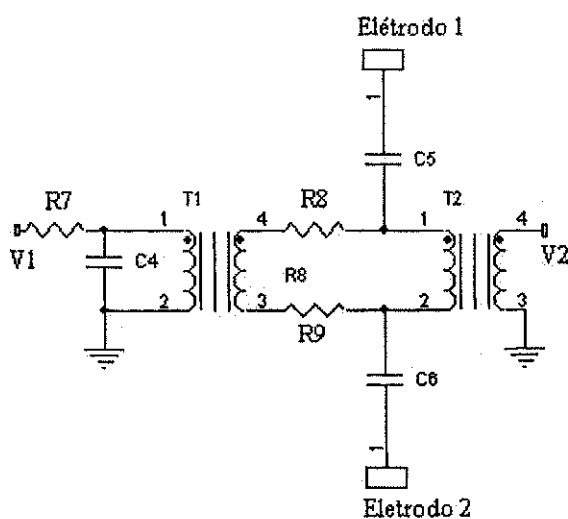


Tabela 4 – Componentes do Isolamento

Componentes	Valores
R7	1 k Ω
R8	4,7 k Ω
R9	4,7 k Ω
C4	390 pF
C5	47 nF
C6	47 nF
T1	PT4
T2	PT4

Figura 5.4 - Transformador de Pulso

O Os valores das resistências R8 e R9 são iguais e valem 4,7 k Ω . O que deve dar uma corrente máxima circulando pelo corpo do paciente de 532 μ A.

O sinal gerado neste estágio é aplicado a entrada do condicionador de sinais como descrito na subseção 5.3.5.

5.2.5 Condicionamento do Sinal

Uma vez recuperado o sinal na saída do segundo transformador de pulso (T2) deve-se realizar uma proteção nesta tensão de saída. E como o sinal recebido pela etapa de condicionamento possui um baixo nível de tensão, fez-se necessário realizar uma amplificação neste sinal.

Desta forma, a proteção foi realizada pela utilização de um circuito na configuração não-inversora com ganho $A = 10,1$. Como representado na Figura 5.5.

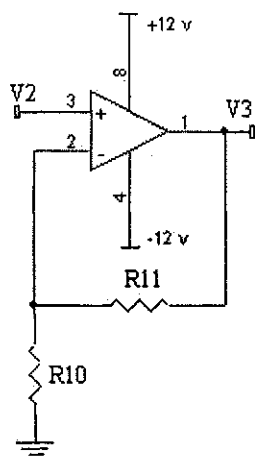


Tabela 5 – Componentes do Amplificador

Componentes	Valores
R10	1 k Ω
R11	9,1 k Ω

Figura 5.5 – Amplificador

Em seguida tendo na saída do amplificador inversor o sinal da portadora modulado pelo sinal da variação da impedância do tórax, faz-se necessário retirar a informação básica correspondente ao movimento respiratório, que se caracteriza pela envoltória do sinal AM, como mencionado na seção 4.1.1.

Esta função de extrair o sinal correspondente aos movimentos torácicos é desenvolvido por um detector de envoltória. Na Figura 5.6 tem-se o circuito correspondente ao detector de envoltória.

O diodo D2 funciona como uma chave síncrona deixando passar só um semiciclo da forma de onda. O circuito R12C7 colocado após o diodo serve para realizar um filtro passa baixa, reconstruindo o proporcional respiratório.

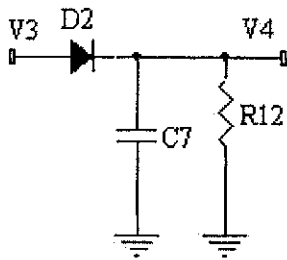


Tabela 6 – Componentes detector de envoltória

Componentes	Valores
R12	22 k Ω
C7	100 nF
D2	1N4148

Figura 5.6 – Detector de envoltória

O sinal recuperado pelo detector de envoltória passa por um buffer e na saída deste apresenta um nível DC (valor médio) indesejado que é filtrado por um filtro passa-altas de 1º ordem constituído pelos componentes C8 e R13, eliminando desta forma o nível DC.

Como a faixa de tensão dos valores de entrada do conversor A/D da placa de aquisição de dados no PC pode ser ajustada para +/- 5 v, o sinal da saída do filtro passa-altas deve ser amplificado para que possa determinar uma maior variação possível do sinal dos movimentos torácicos, o ganho neste estágio é de aproximadamente $A = 250$. Na Figura 5.7 pode-se ver uma representação do circuito.

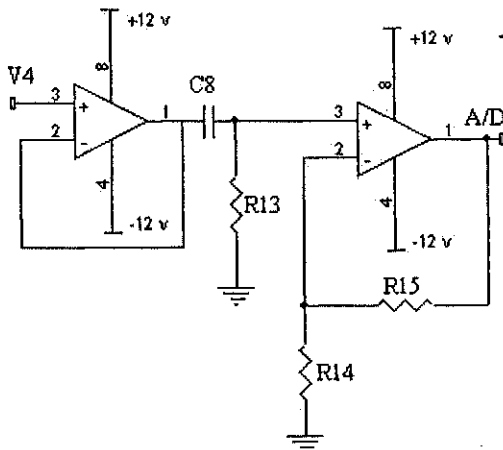


Tabela 7 – Componentes Filtro e Amplificador

Componentes	Valores
R13	1 M Ω
R14	3,3 k Ω
R15	820 k Ω
C8	330 nF

Figura 5.7 – Filtro passa-altas; Amplificador não-inversor

5.3 Hardware Referente ao Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) é um potencial elétrico, resultante da atividade mecânica do músculo cardíaco (contrações rítmicas do coração), medida sobre a superfície do corpo humano. O ECG é cíclico e compreende diversas formas de onda relevantes, conhecidas como P, Q, R, S e T. A Figura 4.2 apresenta um ciclo típico de ECG para um paciente normal.

5.3.1 Aquisição dos Dados

A forma do sinal do eletrocardiograma é variável e dependente da técnica empregada na coleta. Como o sinal está sendo adquirido junto com o sinal respiratório e este apresenta uma indutância L que é um curto-circuito para baixas frequências, como é o caso do sinal do ECG, faz-se necessário utilizar dois capacitores $C5$ e $C6$ para isolar o sinal cardíaco do respiratório. Como representado na Figura 5.8.

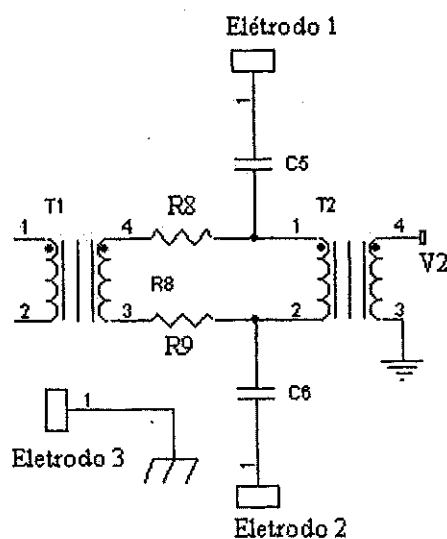


Figura 5.8 – Filtro para Isolar o Sinal Cardíaco do Respiratório

Os valores de C5 e C6 são de 47 nF, estes valores foram escolhidos porque para altas frequências sua impedância é quase nula ($X_C = 33 \text{ j}\Omega$), comparada as outras impedâncias associadas, enquanto que para baixas frequências sua impedância é bem elevada ($X_C = 33.88 \text{ jk}\Omega$).

5.3.2 Condicionamento do Sinal

A primeira etapa do condicionamento do sinal de ECG é eliminar o nível dc presente na entrada dos filtros passa-altas de 1º ordem, em seguida um buffer (amplificador não-inversor de ganho unitário) é utilizado para isolar a saída dos filtros passa-altas da entrada dos filtros passa-baixas, este elimina as altas frequências presentes, como representado na Figura 5.9.

Como a amplitude do sinal de saída dos filtros passa-baixas é da ordem de 4 mv, a utilização de um amplificador de instrumentação (AI) torna-se necessário. Este deve ter uma alta taxa de rejeição de modo-comum (CMRR), deve ser ideal para amplificação de sinais de baixo nível em sistemas com presença de ruído.

Por estes motivos o amplificador de instrumentação de precisão utilizado foi o INA114, da Burr-Brown. Este é projetado para ter uma baixa corrente de polarização de entrada da ordem de 2 nA, consumo de corrente inferior a 3 mA, tensão de off-set e de deriva térmica muito baixas, além de possuir um alto CMRR, suas entradas são protegidas individualmente por transistores FET para tensões de até +/- 40 v, seu circuito é apresentado na Figura 5.10.

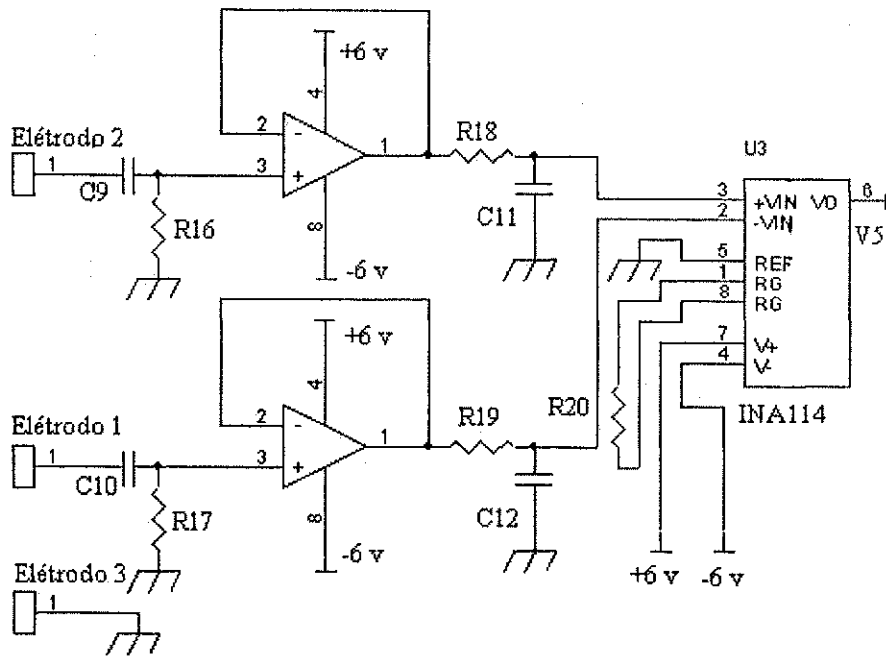


Figura 5.9 – Esquema elétrico: monitor cardíaco

Tabela 8 – Componentes Filtros e Amplificador de Instrumentação

Componentes	Valores
R16	10 M Ω
R17	10 M Ω
R18	10 k Ω
R19	10 k Ω
R20	120 Ω
C9	330 nF
C10	330 nF
C11	100 nF
C12	100 nF
U3	INA114

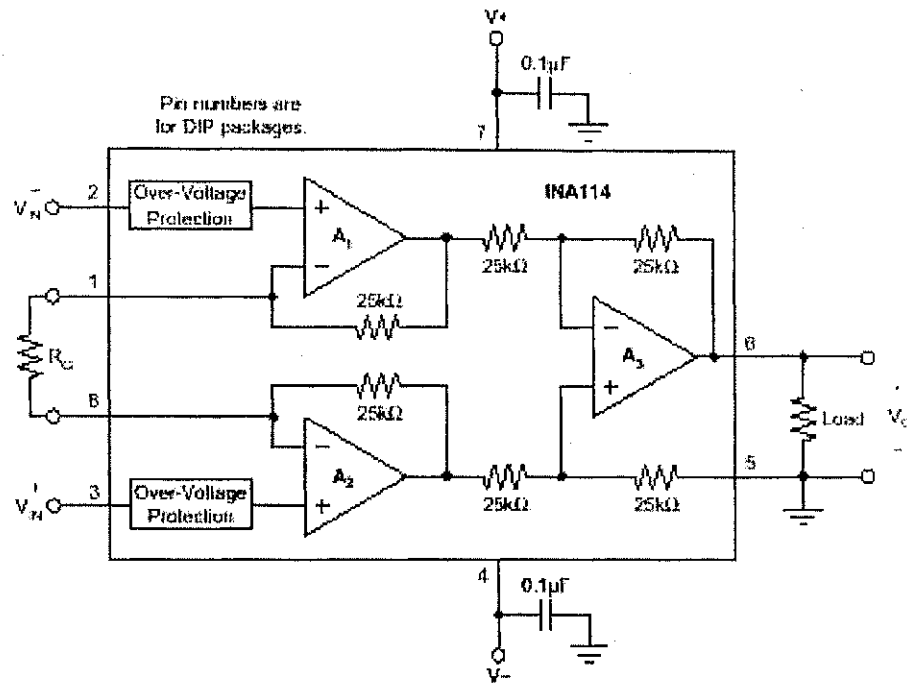


Figura 5.10 – Amplificador de Instrumentação

O amplificador INA114 possui um ganho regulável por apenas um resistor, conectado nos pinos 1 e 8. Sua curva de ganho é determinada pela expressão:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (5.2)$$

Da saída do circuito da Figura 5.9 o sinal é composto pelo sinal de ECG e pelo ruído de 60 Hz, para eliminar este sinal indesejado foi implementado um filtro ativo notch com frequência de corte em 60 Hz, como representado na Figura 5.11.

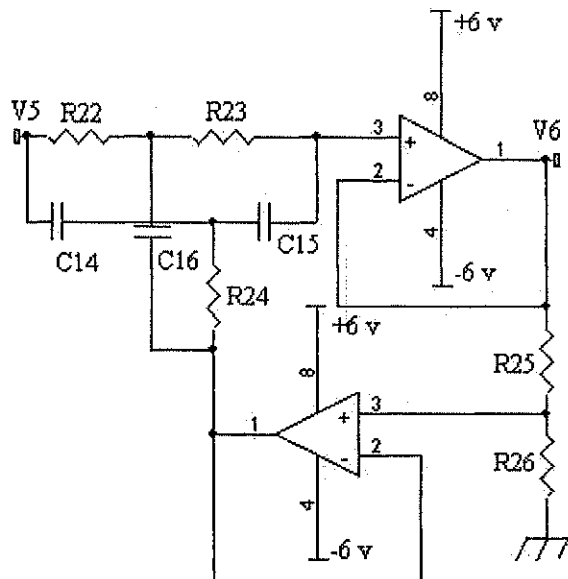


Figura 5.11 – Filtro Ativo Notch 60 Hz

Tabela 9 – Componentes Filtros Notch

Componentes	Valores
R22	12 M Ω
R23	12 M Ω
R24	Pot10 k Ω
R25	1,8 k Ω
R26	8,2 k Ω
C14	220 nF
C15	220 nF
C16	440 nF

Da saída do filtro notch o sinal de ECG passa por um foto acoplador que serve para isolar o paciente, feito isso o sinal passa por um filtro passa-altas onde é retirado o nível DC (valor médio), em seguida este sinal é amplificado para se adequar ao valor de entrada de tensão da placa de aquisição, como representado na Figura 5.12.

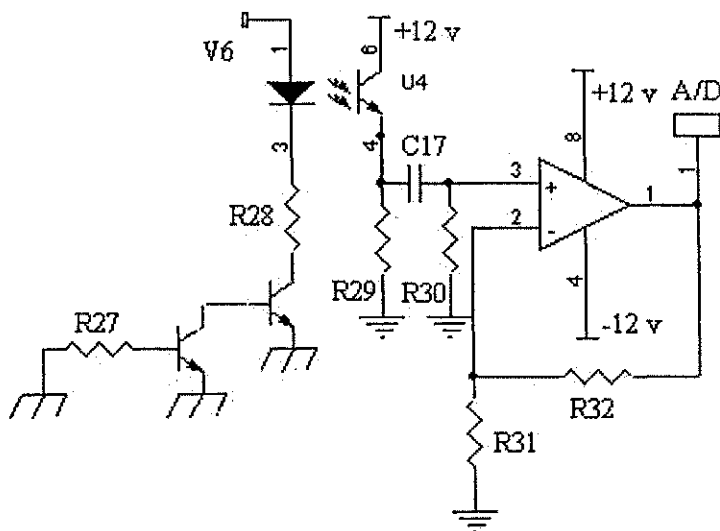


Figura 5.12 – Acoplamento Óptico e saída para o PC

Tabela 10 – Componentes do Acoplamento óptico

Componentes	Valores
R27	1 k Ω
R28	1 k Ω
R29	150 Ω
R30	10 M Ω
R31	1 k Ω
R32	Pot 10 k Ω
C17	330 nF

5.4 Sistema de Aquisição de Dados e o LabView

5.4.1 Sistema de Aquisição de Dados

A aquisição de dados foi realizada por uma placa denominada DAC-801/802, fabricada pela QUATEK. Esta placa de aquisição de dados é composta pelos seguintes elementos: entradas analógicas, conversores A/D e D/A, saídas analógicas, entradas e saídas digitais, contadores e temporizadores.

As especificações de entradas analógicas fornecem informações básicas sobre as características e a precisão do sistema de aquisição de dados. As especificações básicas que podem ser informados:

- **Número de Canais** – O número de canais de entrada analógica é especificada pelas entradas single-ended e diferenciais. Entradas single-ended são todas referenciadas a um terra comum, enquanto que entradas diferenciais, cada entrada tem seu próprio terra; os erros causados por ruídos são reduzidos. Com um número total de 8 canais;
- **Taxa de amostragem** – Parâmetro que determina a frequências com que as conversões serão realizadas. Uma taxa de amostragem muito rápida adquire mais dados num tempo determinado e podem, portanto gerar uma representação do sinal original. Este parâmetro é medido em função de amostras por segundo (samples per second, samples/s). A faixa máxima de amostragem desta placa é de 40 kHz.
- **Resolução e faixa de escala** - Cada versão da placa possui sua própria faixa de ganho selecionado por software, podendo ser de 1, 10, 100 e 1000. A série 800 apresenta entradas analógicas que convertem este dado da forma analógica para digital com uma resolução de 12 bits;

5.4.2 Plataforma LabView

No presente trabalho experimental utilizou-se um software através de um sistema denominado LabView (*LabVIEW*: marca registrada da National Instruments, Texas, Estados Unidos da América) para controlar as medidas dos sinais cardíaco e respiratório que foram conectados ao computador através de uma placa de aquisição, como comentado anteriormente

LabView é uma plataforma flexível de desenvolvimento de software desenvolvida pela Nacional Instruments. Através de uma interface gráfica com objetos funcionais ou instrumentos virtuais é possível obter soluções customizadas de controle, aquisição, análise e apresentação de dados sem ter uma rígida estruturas de código de programação como C, C++, MatLab entre outras.

É uma linguagem de programação gráfica (G) que ao invés de utilizar linhas de instrução, como conhecidas linguagens de programação, utiliza ícones para realizar a aquisição, o controle e a apresentação dos dados. Assim, o LabView dispõe de uma flexibilidade de uma linguagem de programação sem a dificuldade e complexidade associada, em relação a linguagens de programação baseadas na estrutura do código, onde a instrução determina a execução do programa.

O LabView é amplamente utilizado em vários segmentos da indústria, tais como: Telecomunicações, Fabricação Automotiva, Semicondutores, Biomédica, Aeroespacial e Eletrônica. Este possui uma completa integração para a comunicação com uma grande variedade de interfaces e dispositivos de hardware, como: GPIB, RS-232, RS-485, etc. Sua principal característica está no fato de existirem *drivers* de software prontos para a comunicação com uma grande variedade de dispositivos e instrumentos.

5.5 Resultados Obtidos

Inicialmente foram realizadas as montagens do hardware e os ajustes necessários para conectar os sinais à entrada da placa de aquisição (ajuste do filtro notch de 60 Hz, utilizando para tanto um gerador de função TEKTRONICS, modelo CFG280 e um osciloscópio digital KIKUSUI, modelo COR 5501U e ajustes na amplitude no sinal de saída).

Após as montagens e os ajustes realizou-se a aquisição dos sinais simultaneamente, estes sinais foram coletados e armazenados no computador para o devido processamento, de modo que os resultados pudessem ser apresentados de forma a proporcionar uma boa visualização ao operador. Nas Figuras 5.13 e 5.14 pode-se observar respectivamente os sinais referentes ao eletrocardiograma e o referente ao movimento respiratório.

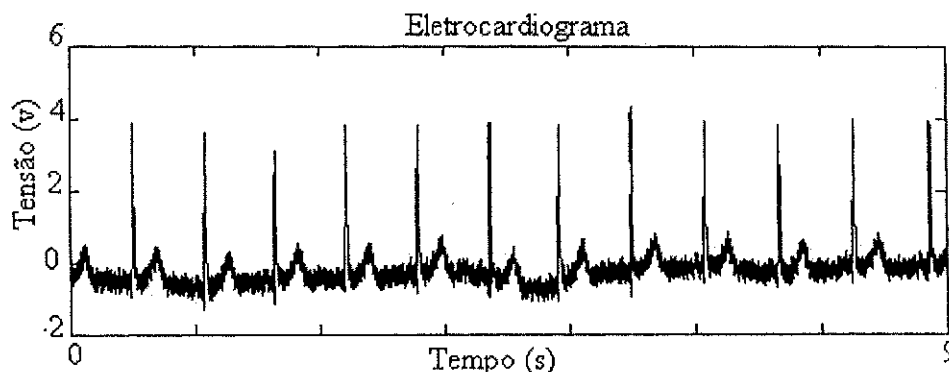


Figura 5.13 – Eletrocardiograma

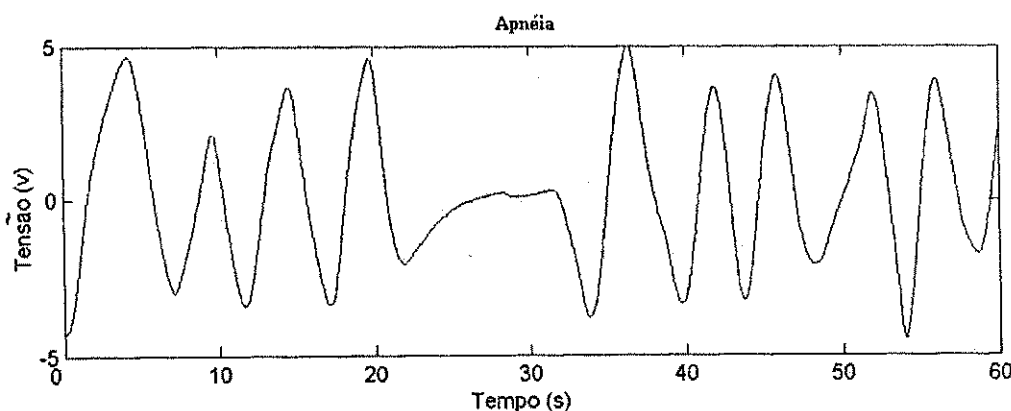


Figura 5.14 – Movimento Respiratório

Observa-se na Figura 5.14 a respiração normal (aproximadamente 0-20 s e entre 33-60 s) e uma parada dos movimentos respiratórios (entre aproximadamente 21-32 s) durante uma apnéia forçada.

6

CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Neste capítulo são apresentadas conclusões obtidas durante o desenvolvimento do protótipo, bem como algumas sugestões propostas para trabalhos futuros.

6.1 Conclusões

- A não identificação do distúrbio do sono pode contribuir para o fracasso terapêutico do tratamento;
- Ao realizar uma revisão interdisciplinar foi possível desenvolver um sistema que permite uma avaliação não-invasiva (utilizando-se para tanto do método indireto denominado de Técnica da Impedância Torácica) qualitativa e quantitativa possibilitando assim a monitoração dos movimentos respiratórios, do eletrocardiograma e por conseqüência a detecção da apnéia central;
- No caso da apnéia ser obstrutiva, há uma obstrução do fluxo de ar nasal conduzindo a um aumento do movimento da caixa torácica e/ou abdominal, tentando acabar com a obstrução nas vias aéreas; Há ainda uma diminuição na taxa do batimento cardíaco. Logo, uma variação nestas taxas pode ser considerada como uma ocorrência de apnéia obstrutiva;
- A técnica utilizada apresenta como principal inconveniente à exposição do paciente a correntes elétricas para a captação dos movimentos da caixa torácica;
- Um protocolo de estudo deve ser redigido e enviado ao comitê de ética de pesquisa em humanos, de acordo com a resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, para liberar a utilização do sistema em uma unidade hospitalar, para poder validar o equipamento;

6.2 Sugestões Para trabalhos Futuros

Este trabalho possibilita continuar uma linha de pesquisa em instrumentação biomédica, sendo que vários trabalhos, tanto para início de nova instrumentação como para melhoramento do sistema atual, são sugeridos a seguir:

- Um equipamento dedicado poderia ser desenvolvido a partir deste sistema, de modo que estes sinais vitais pudessem ser visualizados em uma tela de cristal líquido, facilitando a observação do pessoal especializado;
- Uma ficha de acompanhamento deve ser desenvolvida contendo: alguns dados concernentes à criança (sexo, período de gestação, peso, etc); alguns dados referentes aos hábitos da mãe durante a gestação (ter menos de 20 anos, fumar, possuir anemia, ter um pouco aumento de peso durante a gravidez, possuir um histórico de doenças sexualmente transmissível, infecção urinária, dependente de drogas e procurou realizar um bom pré-natal, etc) e alguns eventos importantes (início e término da monitoração, disparos do alarme, se estes disparos correspondem ou não a ocorrência de apnéia, reconhecimento da ocorrência de apnéia pelo pessoal competente em que o sistema não alarmou, etc);
- Novos sistemas podem ser desenvolvidos permitindo um estudo comparativo utilizando outras técnicas;
- Vários sistemas como este poderiam ser utilizados em berçários onde os dados pudessem ser transmitidos a um único computador central, por fibra óptica ou telemetria, onde seria realizado todo processamento necessário;

BIBLIOGRAFIA

1. ABEYRATNE, U. R., PATABANDI, C. K. K., PUVANENDRAN, K., “Pitch-Jitter Análisis of Snoring Sound for the Diagnosis of Sep Apnea”, Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, Istanbul, Turkey, 2001.
2. ALMEIDA, Gomes R. de, “Apnéia do Sono – Por que ocorre apnéia do sono?”. Endereço site internet:
http://www.saudeemmovimento.com.br/conteudos/conteudo_exibe.asp?cod_noticia=81, acessado em: 2003.
3. ALMEIDA, Gomes R. de, “Apnéia do Sono – Tipos de tratamento”. Endereço site internet:
http://www.saudeemmovimento.com.br/conteudos/conteudo_exibe.asp?cod_noticia=82, acessado em: 2003.
4. BOSSI, A., SESTO E., “Instalações Elétricas”, Hemus. São Paulo, Brasil, 1978.
5. BRONZINO, Joseph D., “Biomedical Engineering and Instrumentation”. USA, Boston/PWS Publishers,1986.
6. DESAGER, K. N., BUHR, W., WILLEMEN, M., VAN BEVER, H. P., DE BACKER, W., VERMEIRE, P. A., LÂNDSEÉR, F.J., “Measurement of total respiratory impedance in infants by forced oscillation technique”. J. Appl. Physiol. 1991, 71(2), 770-776.
7. EYLES, J.G., PIMMEL, R.L., “Estimating Respiratory Mechanical parameters in parallel Compartment models”. IEEE Trans. on Biomedical Engineering Vol. BME - 28, N° 4, 1981.

8. YEN, F. C., BEHBEHANI, K., LUCAS, E. A., BURK, J. R., AXE, J. R., "A Noninvasive Technique for Detecting Obstructive and Central Sleep Apnea". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 44, Nº 12, 1997.
9. GASIN, "Gases Industriais S.A.". Endereço site internet: <http://www.airproductsmedical.com/pt/apnea.htm>, acessado em: 2003.
10. GASIN, "Gases Industriais S.A.". Endereço site internet: <http://www.airproductsmedical.com/pt/subita.htm>, acessado em: 2003.
11. GUYTON, A. C., Tratado de Fisiologia Médica. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1997.
12. HAJA, T., BEHBEHANI, K., YEN, F. C., LUCAS, E. A., BURK, J. R., "Sleep Apnea Detection using Flow Spectral Analysis and Fuzzy Logic", Proceedings of the first Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Atlanta, EUA, 1999.
13. HOBEL, A., "Pathogenesis of neonatal apnea", Developmental Medicine and Child Neurology, 19: 676, 1977.
14. KATTWINKEL, J., "Neonatal apnea: Pathogenesis and therapy", J. Pediatr., 90: 342, 1977.
15. KATZ, R., LAWEE, M. S., NEWMAN, A., "Nonlinear Method for Automatic Detection and Monitoring of Obstructive Sleep Apnea", IEEE EMBC and CMBEC Physiological Systems, Modelling and Identification, 1995.
16. KIRTLEY, C.; "EMG Horometry for Quantification of Muscle Activity", European Medical e Bioengineering Conference, EMBEC'99, Viena, Nov. 5-8, 1999.

17. LORINO, H., MARIETTE, C., LORINO, A. M., HARF, A. **“Four and six parameter models of forced random noise respiratory impedance in normals”**, Eur. Resp. J. 2, 874 - 882, 1989.
18. MIRABET, Â. M., **“Distúrbios Respiratórios Relacionados ao Sono”**.
Endereço site internet:
http://www.fisioterapia.com.br/publicacoes/dist_sono.asp, acessado em 2003.
19. MURRAY, C.J.L. e LOPES, A.D., **“Alternative projections of mortality and disability by cause 1990-2020: global burden of disease study”**. The Lancet, vol.349: pp. 1489-1504, 1997.
20. NAZERAN, H., ALMAS, A., BEHBEHANI, K., BURK, J., LUCAS E., **“A Fuzzy Inference System for Detection of Obstructive Sleep Apnea”**, Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, Istanbul, Turkey, 2001. Rev. Assoc. Med. Bras. v.46 n.1 São Paulo jan./mar. 2000.
21. NEUMAN, M.R., HUCH, R. and HUCH, A.; **“The Neonatal Oxycardiorespirogram”**, CRC Critical Reviews in Bioengineering, 11: 77 - 112, 1984.
22. News from Optical Heart Rate Measurement. Endereço site internet:
[http://www1.fh-aalen.de/dti/Optical Heart Rate Measurement ,New Approach.htm](http://www1.fh-aalen.de/dti/Optical_Heart_Rate_Measurement_New_Approach.htm), acessado em: 2003.
23. NIH - National Institutes of Health. Consensus Development Conference on Infantile Apnea and Home Monitoring. Pediatrics 1987; 79:292-9.
24. PESLIN, R., FELÍCIO, da Silva J., DUVIVIER, C., CHABOT, F., **“Respiratory mechanics studied by forced oscillations during artificial ventilation”**. Aceito e em impressão por European Respiratory Journal.

25. ROTGER, M., PESLIN, R., DUVIVIER, C., Navajas D., GALLINA C.,
“Density dependence of respiratory input and transfer impedance in humans”, J. Appl. Physiol. 1988, 65(2), 928-933.
26. SANDERS, M. H., “Apnea associated with Sleep”, Vlinical Notes on Respiratory Diseases 19(3): 3-7, 1980.
27. SCHRADER, M., ZYWIETZ, C., EINEM, V., WIDIGER, B., JOSEPH, G.,
“Detection of Sleep Apnea in Single Channel ECGs from the PhysioNet Data Base”, IEEE Computers in Cardiology, 2000; 27: 263-266.
28. Seminários de Instrumentação Biomédica.
29. SBPT - Sociedade Brasileira de Pneumologia e Tisiologia, “Doenças Apnéia do Sono”. Endereço site internet: <http://www.sbpt.org.br/leigos/apneia.htm>, acessado em: 2003.
30. TOLLE, F. A., “Understanding the Sleep Apnea Syndromes”, Journal Indiana State Medical Association 73(1) : 21-6, 1980.
31. VAN NOORD, J.A. , CLÉMENT, J., VAN DE WOSESTIJNE, K.P., DEMEDTS, M. “Total respiratory resistance and reactance in patients with Asthma, Chronic Bronchitis, Emphysema”, Am. Rev. Respir. Disease 1991, 143, 922-927.
32. VÁRADY, P., BONGÁR, S., “Detection of Airway Obstruction and Sleep Apnea by Analyzing the Phase Relation of Respiration Movement Signals”, IEEE Instrumentation and Measurement, technology Conference, Budapest, Hungary, 2001.

33. VÁRADY, P., MICSIK, T., BENEDEK, S., BENYÓ, Z., **“A Novel Method for the Detection of Apnea and Hypopnea Events in Respiration Signals”**, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2002, Vol. 49, N° 9.
34. VÁRADY, P., NAGY, L., SZILÁGYI, L., **“On-line Detection of Sleep Apnea During Critical Care Monitoring”**, Proceedings of the 22rd Annual EMBS International Conference, Chicago, EUA, 2000.
35. YING, Y., PESLIN, R., DUVIVIER, C., GALLINA, C., FELÍCIO DA SILVA, J., **“Respiratory input and transfer mechanical impedances in patients with chronic obstructive pulmonary disease”**. Eur. Resp J. 1990, 3, 1186 – 1192.
36. WOUTERS, E.F.M., VERSCHOOF, A.C., POLKO, A. H., VISSER, B.F., **“Impedance measurements of the respiratory system before and after salbutamol in COPD patients”**, Respiratory Medicine 1989, 83, 309-313.

APÊNDICE

APÊNDICE 1 - Projeto Oscilador Senoidal

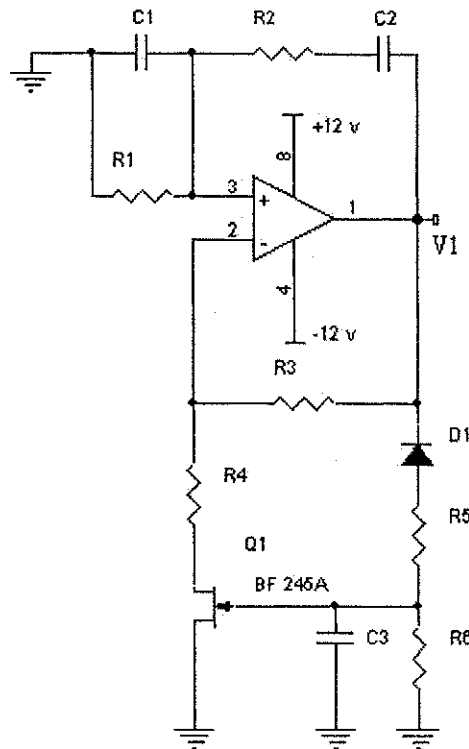


Figura A1.1 – Oscilador Senoidal Ponte de Wien

Sabendo que Z_1 é a impedância série de R2 e C2, e que Z_2 é a impedância paralela entre C1 e R1, e que os valores de $R1=R2=R$ e $C1=C2=C$, tem-se:

$$Z_1 = R + \frac{1}{sC} = \frac{1 + sRC}{sC} \quad Z_2 = \frac{R * \frac{1}{sC}}{R + \frac{1}{sC}} = \frac{R}{1 + sRC}$$

deve ser determinado agora o valor de tensão da entrada não-inversora:

$$v = \frac{Z_2}{Z_2 + Z_1} * v_e, \text{ desenvolvendo a equação é obtido: } v = \frac{sRC}{(1 + sRC)^2 + sRC} * v_e$$

o ganho de malha fechada do circuito pode ser determinado por:

$$v = \frac{1}{A} * v_0, \text{ onde A é o ganho, logo:}$$

$$\frac{1}{A} * v_0 = \frac{sRC}{(1 + sRC)^2 + sRC} * v_e, \text{ desenvolvendo e substituindo } s=j\omega, \text{ tem-se:}$$

$$\frac{v_0}{v_e} = A * \frac{jwRC}{(1 - w^2 R^2 C^2) + j3wRC}$$

Pelo critério de Barkhausen: $|H(jw)| = 1$ e $\angle H(jw) = 0$, tem-se:

- Para que $\angle H(jw) = 0$, tem-se: $\frac{v_0}{v_e} = a$ um número real, logo:

$$1 - w^2 R^2 C^2 = 0 \Rightarrow w = \frac{1}{RC} \Rightarrow f = \frac{1}{2\pi RC}$$

para $R = 1,6 \text{ k}\Omega$ e $C = 1 \text{ nF}$, tem-se: $f = 99,52 \text{ kHz}$

- Para que $|H(jw)| = 1$, tem-se: $\frac{v_0}{v_e} \downarrow_{w=\frac{1}{RC}}$, logo:

$$\frac{v_0}{v_e} \downarrow_{w=\frac{1}{RC}} = A * \frac{1}{3}, \text{ assim } A = 3.$$

Para especificar o valor de R_5 e R_6 é verificado que a tensão após o diodo $D1$ é de -4.3 V , especificando que o valor da tensão de gatilho do transistor seja da ordem de $v_G = -1 \text{ V}$, realizando um divisor de tensão, tem-se:

$$v_G = \frac{R_5}{R_5 + R_6} * (-4,3), \text{ assim } -1 = \frac{R_5}{R_5 + R_6} * (-4,3), \text{ tem-se:}$$

$$R_5 = 3,2999 * R_6: \quad R_6 = 1 \text{ M}\Omega \text{ e } R_5 = 3,3 \text{ M}\Omega$$

Para obter os valores de R_9 e R_{10} deve ser encontrado o valor de r_D . Através da característica de um transistor operando em pequenos sinais, tem-se:

$$V_{DS} = 100 \text{ mV e } I_D = 50 \mu\text{A}$$

$$r_D = \frac{V_{DS}}{I_D} = 2000 \Omega,$$

$$V_{DS} = \frac{r_D}{R_3 + R_4 + r_D} * V_0 \Rightarrow \frac{V_{DS}}{V_0} = \frac{r_D}{R_3 + R_4 + r_D} = \frac{1}{50}$$

$$\frac{v}{R_4 + r_D} = \frac{v_0 - v}{R_3} \Rightarrow A = \frac{v_0}{v} \text{ Desenvolvendo, tem-se:}$$

$$A = 3; A = \frac{R3 + R4 + r_D}{R4 + r_D}, \text{ é obtido } R3 = 2 * (R4 + r_D)$$

$$\frac{1}{50} = \frac{r_D}{R4 + r_D + 2 * (R4 + r_D)} = \frac{r_D}{3 * (R4 + r_D)}$$

$$\text{Assim, temos que: } R4 = \frac{47}{3} * r_D \text{ e } R3 = \frac{100}{3} * r_D$$

Como $r_D = 2000 \Omega$, então $R4 = 30 \text{ k}\Omega$ e $R3 = 68 \text{ k}\Omega$.

APÊNDICE 2 - Projeto Filtro RLC de 2º Ordem

Implementação de um filtro passivo de 2º ordem usando ressonadores LCR passa-faixa.

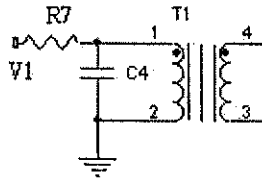


Figura A2.1 – Filtro Passa-Faixa de 2º ordem.

Do circuito tem-se que: A corrente total de entrada é dividida em outras duas correntes, logo: $I_T = I_1 + I_2$, onde:

$$\frac{V_e - V_o}{R7} = sC4 * V_o + \frac{1}{sL} * V_o, \text{ desenvolvendo tem-se:}$$

$$sL * (V_e - V_o) = s^2 C4 L R7 + R7 * V_o, \text{ assim: } \frac{V_o}{V_e} = \frac{sL}{s^2 C4 R7 L + sL + R7}$$

Função de transferência do filtro RLC de 2º ordem:

$$T(s) = \frac{s \left(\frac{1}{R7 C4} \right)}{s^2 + s \left(\frac{1}{R7 C4} \right) + \frac{1}{LC4}} = \frac{s \frac{\omega_0}{Q}}{s^2 + s \frac{\omega_0}{Q} + \omega_0^2},$$

Sabendo que $\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{LC4}}$, que $L = 6,7 \text{ mH}$ e que $f_0 = 100 \text{ kHz}$, temos:

$C4 = 378,44 \text{ pF}$ foi utilizado um capacitor de 390 pF .

O valor do Resistor $R7$ vai depender de quanto vai ser o Q (fator de qualidade do pólo), quanto maior for o valor de $R7$, maior será o valor de Q , mais próximos os pólos estarão do eixo $j\omega$, e mais seletivo se torna à resposta do filtro, como pode ser observado na figura A2.2. Como para este filtro não é necessário um Q alto, adotou-se $R7 = 1 \text{ k}\Omega$, dando um $Q = 0,24$.

$$Q = \omega_0 * C4 * R7$$

Este valor de Q resulta em:

$$\omega_1 = \omega_2 = \omega_0 \sqrt{1 + \frac{1}{4Q^2}} \pm \frac{\omega_0}{2Q} \text{ e } \omega = 2\pi f, \text{ tem-se:}$$

$$f_1 = 22,76 \text{ kHz e } f_2 = 439,33 \text{ kHz}$$

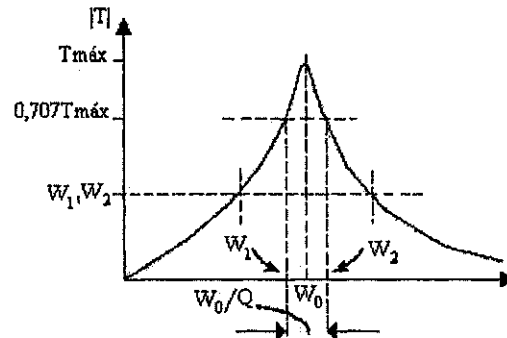


Figura A2.2 – Função de Transferência do filtro Passa-Faixa

O ganho na frequência central deste circuito é unitário.

$$a_1 = \frac{1}{R7 * C4}, \text{ na frequência central: } T(\omega_0) = \frac{a_1 * Q}{\omega_0} = \frac{1}{R7 * C4} * \frac{\omega_0 R7 C4}{\omega_0} = 1$$

APÊNDICE 3 – Condicionamento do Sinal Respiratório

A primeira etapa do condicionamento do sinal é um amplificador na configuração não inversora:

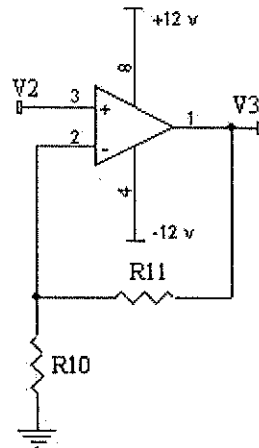


Figura A3.1 – Amplificador.

O ganho deste estágio é: $A_v = 1 + \frac{R11}{R10} = 1 + \frac{9,1 K}{1 K} = 10,1 V/V$

O segundo estágio é constituído pelo detector de envoltória:

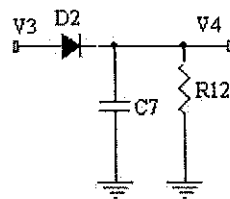


Figura A3.2 – Detector de envoltória.

O diodo D2 que funciona como uma chave síncrona, ceifa metade do ciclo e esta é realizada pelo diodo 1N4148. O filtro passa-baixas formado pelo capacitor C7 e o resistor R12 servem para reconstruir o sinal de baixa frequência (sinal respiratório). A constante de tempo deste circuito é dada

por: $R12C7 = \frac{1}{2\pi * f_{MAX}}$, onde f_{MAX} é a máxima freqüência do sinal modulante. Para

uma freqüência inferior a $f_{MAX} = 72$ Hz, pode-se ter $R12 = 22$ k Ω e $C7 = 100$ nF.

O sinal neste ponto é constituído do sinal modulante somada a um nível DC (valor médio) que é facilmente retirada por um filtro passa-altas, como será visto a seguir.

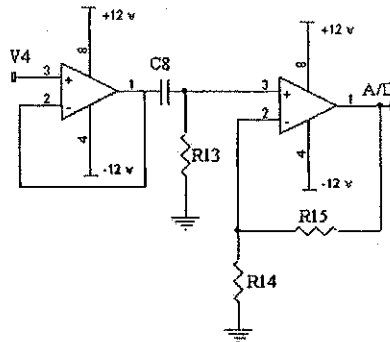


Figura A.3 – Filtro passa-alta; Amplificador não-inversor; Offset.

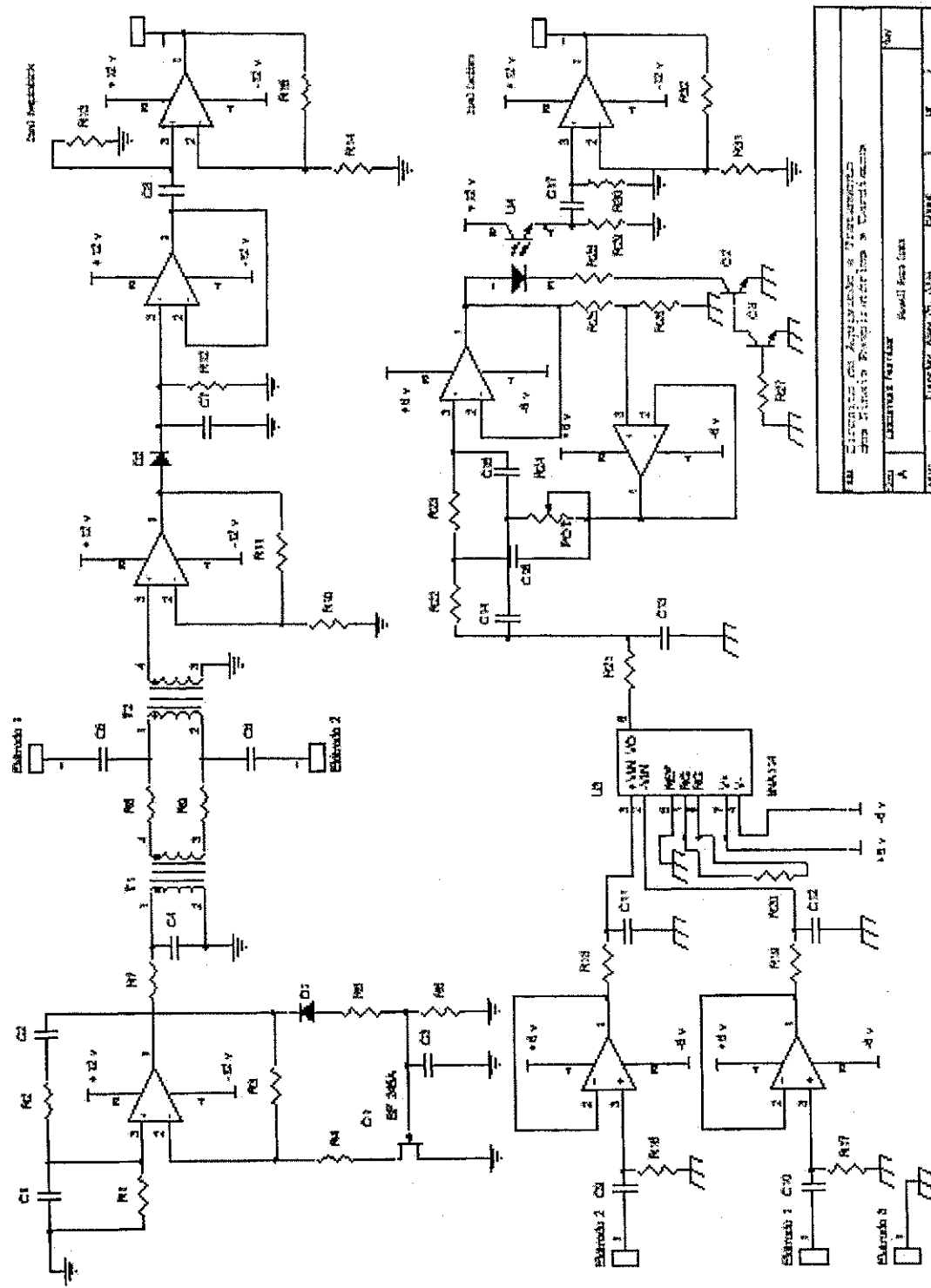
O filtro passa-altas é um filtro simples de 1º ordem: $\frac{V_0}{V_E} = \frac{1}{1 + sR13C8}$, sua

freqüência de corte é dado por: $f_0 = \frac{1}{2\pi * R13C8}$, adotando $C8 = 330$ nF e $R13 = 10$ M Ω ,

obtém-se $f_0 = 0,05$ Hz de freqüência de corte. O último estágio é constituído de um amplificador não-inversor TL081 onde, $R20 = 3,3$ k Ω e o resistor $R21$ é um resistor de 820 k Ω . O sinal neste ponto é adquirido pela placa de aquisição de dados.

ANEXOS

ANEXO 1 – Circuito de Aquisição e Tratamento dos Sinais Respiratórios e Cardíacos



ANEXO 2 – Tabela dos Componentes do Circuito Elétrico

Resistor		Capacitor		Semicondutor		Transformador de Pulso	
R1	1,6 k Ω	C1	1 nF	D1	1N4148	T1	PT4
R2	1,6 k Ω	C2	1 nF	D2	1N4148	T2	PT4
R3	68 k Ω	C3	2,2 μ F	Q1	BF245A		
R4	30 k Ω	C4	390 pF	Q2	BC548		
R5	3,3 k Ω	C5	47 nF	Q3	BC548		
R6	1 M Ω	C6	47 nF	U1	TL084		
R7	1 k Ω	C7	100 nF	U2	TL084		
R8	4,7 k Ω	C8	330 nF	U3	INA114		
R9	4,7 k Ω	C9	330 nF	U4	4N25		
R10	1 k Ω	C10	330 nF	U5	TL081		
R11	9,1 k Ω	C11	100 nF				
R12	22 k Ω	C12	100 nF				
R13	3,3 k Ω	C13	100 nF				
R14	820 k Ω	C14	220 nF				
R15	1 M Ω	C15	220 nF				
R16	10 M Ω	C16	440 nF				
R17	10 M Ω	C17	330 nF				
R18	10 k Ω						
R19	10 k Ω						
R20	120 Ω						
R21	10 k Ω						
R22	12 k Ω						
R23	12 k Ω						
R24	Pot 10k Ω						
R25	1,8 k Ω						
R26	8,2 k Ω						
R27	1 k Ω						
R28	1 k Ω						
R29	150 Ω						
R30	10 M Ω						
R31	1 k Ω						
R32	Pot 10k Ω						