

**MODELAGEM
COMPUTACIONAL
DE CONHECIMENTO**

Dissertação de Mestrado

Um Modelo de Eletrocardiógrafo Portátil de Baixo Consumo

Paulo César do Nascimento Cunha
paulo.cunha65@gmail.com

Orientador:
Prof. Dr. Cleumar da Silva Moreira

Co-Orientador:
Profa. Dra. Roberta Vilhena Vieira Lopes

Maceió, Abril de 2012

Paulo César do Nascimento Cunha

Um Modelo de Eletrocardiógrafo Portátil de Baixo Consumo

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Curso de Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento do Instituto de Computação da Universidade Federal de Alagoas.

Orientador:

Prof. Dr. Cleumar da Silva Moreira

Co-Orientador:

Profa. Dra. Roberta Vilhena Vieira Lopes

Maceió, Abril de 2012

Catálogo na fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central
Divisão de Tratamento Técnico
Bibliotecária Responsável: Helena Cristina Pimentel do Vale

C972u Cunha, Paulo César do Nascimento.
Um modelo de eletrocardiógrafo portátil de baixo consumo / Paulo César do Nascimento Cunha. – 2012.
57 f. : il.

Orientador: Cleumar da Silva Moreira.

Co-orientadora: Roberta Vilhena Vieira Lopes.

Dissertação (mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento) –
Universidade Federal de Alagoas. Instituto de Computação. Maceió, 2012.

Bibliografia: f. 55-57.

1. Microcontrolador. 2. ECG. 3. ZIGBEE. 4. Low Power. 5. Eletrocardiograma
6. Sistemas computacionais de diagnóstico. I. Título.

CDU: 004.78:612.171



UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALAGOAS/UFAL
Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento
Avenida Lourival Melo Mota, Km 14, Bloco 09, Cidade Universitária
CEP 57.072-900 – Maceió – AL – Brasil
Telefone: (082) 3214-1364



Membros da Comissão Julgadora da Dissertação de Mestrado de Paulo César do Nascimento Cunha, intitulada: “Um Modelo de ECG Portátil de Baixa Potência”, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas em 12 de abril de 2012, às 14h00min, na sala de aula do Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento.

COMISSÃO JULGADORA

Prof. Dr. Cleumar da Silva Morçira

IFAL – Coordenadoria de Eletrônica

Orientador

Profa. Dra. Roberta Vilhena Vieira Lopes

UFAL – Instituto de Computação

Orientadora

Prof. Dr. Leandro Dias da Silva

UFAL – Instituto de Computação

Examinador

Prof. Dr. Rômulo Pires Coelho Ferreira

IFAL – Coordenadoria de Eletrônica

Examinador

Prof. Dr. Pedro de Lemos Menezes

UNCISAL – Faculdade de Fonoaudiologia

Examinador

Maceió, abril de 2012.

Agradecimentos

A Jesus Cristo por tudo que acontece em minha vida. É Dele que vem a inspiração, capacidade de cursar uma pós-graduação e coragem de enfrentar as dificuldades imprevistas durante o curso.

A minha família, minha mãe e meu pai (em memória) , meus irmãos e principalmente minha irmã que sempre me incentivou, minha esposa Ana Paula, meus filhos: João Vitor e Pedro Lucas, amor da minha vida, que me encorajam a lutar por meus objetivos.

Ao professor Cleumar Moreira, assim como a professora Roberta Lopes por assumirem a responsabilidade de me orientar e co-orientar e por acreditarem no meu trabalho.

Ao corpo docente do Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento que participaram do meu desenvolvimento e aos secretários do programa de pós-graduação pela atenção.

Aos amigos e companheiros de mestrado, pelas muitas horas de convívio que muito contribuíram para o meu crescimento pessoal e intelectual.

A Dra. Maria Eliete Pinheiro, por todo incentivo na caminhada acadêmica.

A todos os membros da banca por contribuírem com a finalização deste trabalho.

A minha Mãe e professora, que sempre me ensina a trilhar pelos caminhos de Deus.

Obrigado!

Resumo

Apesar do rápido desenvolvimento da medicina, as doenças cardiovasculares ainda são uma das principais causas de morte no mundo. A identificação do paciente que apresenta um quadro de risco que pode decorrer a morte súbita é ainda um desafio. Os sistemas de monitoramento de sinais vitais vêm crescendo nos últimos anos, com aparelhos cada vez mais compactos, e uma gama de parâmetros que auxiliam a equipe médica a acompanhar o desenvolvimento do quadro clínico de seus pacientes. Este trabalho apresenta o modelo e o desenvolvimento de um Eletrocardiógrafo portátil, de baixo consumo para ser usado como entrada do sistema de monitoração dos sinais cardíacos, gerado no PROCAD NF-1493/2007. O objetivo desse aparelho é de promover a comunicação com o computador, possibilitando a análise do sinal do eletrocardiograma através de softwares desenvolvidos para pesquisas nesta área. Trabalhou-se neste projeto com um sistema de comunicação sem fio utilizando a tecnologia Zigbee com a faixa de comunicação de 2,4GHz, e um alcance de aproximadamente 70 metros sem barreira, Isso favorece a análise do sinal ECG com o paciente em locomoção. Para embasar a construção do referido sistema, o presente trabalho apresenta uma revisão de arquiteturas, estado da arte, em hardware, bem como um estudo e uma especificação do modelo de um ECG portátil de baixa potência, usado neste trabalho para auxiliar as pesquisas voltadas a monitoração de sinais vitais. Por fim, uma análise qualitativa do hardware construído é fornecida.

Abstract

In spite of the fast development of the medical sector, cardiovascular diseases are still the major cause of death in the world. The identification of the patient who presents a risk situation that may result in death is still a challenge. The number of systems to monitor vital signs has increased in the last years, with more compact devices, and a range of parameters that help the medical team to monitor the development of the patients' clinical situation. This work presents the modeling and development of a low-power portable ECG to be used as input of the system to monitor cardiac signals, generated in PROCADNF-1493/2007. The aim of this device is to promote a communication with a computer enabling the analysis of the ECG signal using a software for research in this area. It was used a wireless communication system using the Zigbee technology with the band of 2.4GHz and a range of approximately 70 meters without a wall. This promotes the analysis of the ECG in movement, in which the patient has the possibility to move. To support the construction of such system, this work presents an architecture review, a state-of-the-art in hardware, as well as a study and a model specification of a low-power portable ECG used to aid the research that aim the monitoring of vital signs. Finally, a qualitative analysis of the constructed hardware is provided.

Lista de Figuras

2.1	As ilustrações médicas supõem que o paciente está de frente para o observador, sendo assim direita e esquerda correspondem à direita e esquerda do paciente, por este motivo esquerda e direita, aqui, parecem invertidos. (HOWSTUFFWORKS, 2010)	6
2.2	Distribuição das válvulas em relação aos átrios e aos ventrículos (HOWSTUFFWORKS, 2010).	7
2.3	O Sistema Elétrico do Coração. (HOWSTUFFWORKS, 2010)	8
2.4	Padrões de potencial de ação durante o deslocamento do impulso elétrico do nó sinusal para o ventrículo. (MOREIRA & CHAVES, 2002)	9
2.5	Esta figura mostra os estágios enumerados na tabela abaixo, contendo o passo a passo do Ciclo Cardíaco. Adaptado de (FERREIRA, 2011)	9
2.6	Configuração do triângulo equilátero de Einthoven, apresentando como vértices os 3 pontos básicos para aplicação dos eletrodos. (ANDREÃO, 2004)	11
2.7	Derivações Unipolares não aumentadas de Frank Wilson. (MOREIRA & CHAVES, 2002)	12
2.8	Topologia dos circuitos elétricos de Goldberger. (ANDREÃO, 2004)	13
2.9	Posições dos eletrodos exploradores em função das derivações precordiais e posição do eletrodo indiferente conectado ao termino central de Wilson. (ANDREÃO, 2004)	14
2.10	Sinal ECG nas 12 derivações. (AMSTERDAN, 2010)	15
2.11	Relação entre o estímulo cardíaco e o início do surgimento das ondas no eletrocardiograma (ANDREÃO, 2004)	15
2.12	Apresentação de um eletrocardiograma padrão composto por ondas, intervalos e segmentos (ANDREÃO, 2004).	16
2.13	Galvanômetro de fio onde foi registrado o primeiro eletrocardiograma humano, onde temos o próprio Einthoven no experimento (AQUILINA, 2006).	17
2.14	Esquema de ligação para derivação bipolar. (a) Derivação I (b) Derivação II (c) Derivação III (d) Derivação do vetor cardíaco a partir das 3 derivações (BUTTON, 2002)	18
2.15	Derivações Precordiais (ANDREÃO, 2004)(BUTTON, 2002).	18
2.16	Esquemas de ligação para Derivação Aumentada (BUTTON, 2002).	19
2.17	Eletrodo utilizado para aquisição de sinais cardíacos (BUTTON, 2002).	19
2.18	a) Amplificador não-inversor, b) Amplificador inversor e c) Amplificador diferencial (VARIANI, 2006).	21
2.19	Filtros seletivos de frequência. Classificam-se como: a) filtro passa-altas; b) filtro passa-baixas; c) filtro passa-faixa; d) filtro rejeita-faixa (VOLPATO, 2008)	22

2.20	(a) Amplificador de instrumentação com alta impedância de entrada a alta rejeição de modo comum. (b) Estágio amplificador com filtros passa alta e passa baixa, que estabelece o ganho em tensão e a resposta em frequência final (BUTTON, 2002)	22
2.21	Diagrama em blocos de um ECG para diagnóstico detalhado (BUTTON, 2002).	23
2.22	Diagrama em blocos de um monitor cardíaco (BUTTON, 2002).	24
2.23	Faixas de frequência da eletrocardiografia (TOMPKINS, 1995).	25
2.24	Trabalhos desenvolvidos no PROCAD.	27
2.25	Modelo desenvolvido com: aparelho de ECG ligado ao microcontrolador com um zigbee embarcado configurado como transmissor; microcontrolador com um zigbee embarcado configurado como receptor ligado ao computador através da porta USB e dois software desenvolvidos um no Matlab e outro o Cpn tools se comunicando através do Socket. Autor, 2012 e adaptado (RADIOLOCMAN, 2008).	29
3.1	kit eZ430RF2500 da Texas Instrument's (TEXAS-INSTRUMENTS, 2011a). 30	
3.2	Visualização da comunicação entre os rádios, mostra o valor de 1023 referente ao conversor de 10bits	33
3.3	- Circuito montado no Proteus: a) refere-se a ponte Wheatstone, b) filtro passa alta, c) Amplificador de instrumentação, d) filtro passa baixa.	34
3.4	- Visualização dos sinas: a) saída pós filtro passa baixa na escala de 2x, b) diferencial das ondas pós ponte de Wheatstone, c) saída do amplificador de instrumentação na escala de 10x	34
3.5	a) filtro passivo passa alta de 0,5Hz, b) amplificador de instrumentação biomédica. c) filtro ativo passa baixa de 225Hz, com ganho ajustável.	35
3.6	Testes efetuado no protoboard	35
3.7	Visões da placa de circuito impresso montada: A) top view; B) bottom view e C) visualização 3D com componentes	35
3.8	Placa Confeccionada e Montada	36
3.9	Detector ECG portátil montado	36
3.10	Testes no protoboard do segundo protótipo	37
3.11	Diagrama em bloco do eletrocardiógrafo desenvolvido. Autor, 2012 e adaptado (RADIOLOCMAN, 2008).	38
3.12	Comparação do sinal com e sem interferência de 60Hz	39
3.13	Visões da placa de circuito impresso montada: A) top view; B) bottom view e C) com componentes	39
3.14	Placa Confeccionada e Montada	40
3.15	Protótipo do eletrocardiógrafo montado	40
3.16	Interface no Matlab com o sinal do primeiro protótipo	40
3.17	Interface no Matlab com o sinal do segundo protótipo	42
3.18	Interface no Matlab com o sinal do segundo protótipo	43
3.19	Página de conexão do Cpn tools com Matlab	47
3.20	Página que faz a análise dos dados	47
3.21	Página que analisa se o alarme é de alta ou baixa	48
3.22	Mostra o modelo completo da rede	48

4.1	Comparação do protótipo com o aparelho comercial	49
4.2	Presença das ondas P, QRS e T características do ECG	50
4.3	Alteração do ponto da linha de base do primeiro protótipo.	50
4.4	Resultados dos estágios de amplificação de a) 5 dB, b)10 dB e c) 20 dB . .	51
4.5	Dados obtidos pelo eletrocardiógrafo digital e a comparação com um eletrocardiógrafo comercial para batimentos cardíacos de a) 30 bpm; b) 60 bpm; c) 80 bpm; d) 120 bpm e d) 180 bpm.	51
4.6	Presença das ondas P, QRS e T características do ECG.	52
4.7	Análise da qualidade do sinal (ondas P, QRS e T), Estabilidade da linha de base, Sem interferência e Precisão do Batimento Cardíaco com simulador.	52
4.8	Testes efetuados com o simulador de ECG.	53
4.9	Amostra salva através da interface desenvolvida no MATLAB.	53
4.10	Mostra a análise de dois ciclos do sinal de 60bpm, com marcações de coordenadas para visualização das amplitudes.	53
4.11	Mostra a sobreposição dos ciclos 1 e 2 com um pequeno atraso para facilitar a visualização.	54
4.12	Mostra o momento que o sinal entrada na rede para ser analisado	55
4.13	Mostra os valores de alarme de baixa	55

Lista de Tabelas

2.1	Ciclo cardíaco. Dados extraídos do Instituto de Ciências Biológicas (FERREIRA, 2011)	9
2.2	Especificações de um eletrocardiógrafo comercial típico (BUTTON, 2002).	24
3.1	Variáveis e cores usadas na modelagem	44
4.1	Pin=onda P inicial; Pmax=onda P máxima; Pfin=onda P final; Q=onda Q; R=onda R; S=onda S; Tin=onda T inicial; Tmax=onda T máxima e Tfin=onda T final.	54

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Motivação	2
1.2	Objetivos	3
1.2.1	Objetivo Geral	3
1.2.2	Objetivo Específico	3
1.3	Hipótese	3
1.4	Organização da Dissertação	4
2	Estado da Arte e Trabalhos Desenvolvidos no PROCAD NF-1493/2007	5
2.1	Introdução	5
2.2	Noções de Anatomia e Fisiologia Cardíaca	6
2.2.1	Anatomia do Coração	6
2.2.2	Fisiologia do Coração	7
2.3	Eletrocardiografia	10
2.3.1	Derivações Bipolares de Einthoven	10
2.3.2	Derivações Unipolares de Wilson	11
2.3.3	Derivações Unipolares Aumentadas de Goldberger	13
2.3.4	Padrão do Eletrocardiograma	14
2.3.5	Elementos de Análise do Eletrocardiograma	16
2.4	Eletrocardiógrafo - Hardware	17
2.4.1	Pequeno Histórico	17
2.4.2	Instrumentação Biomédica	19
2.4.3	Amplificador Operacional	20
2.4.4	Filtragem Linear	21
2.4.5	Amplificador de Instrumentação	22
2.4.6	Diagramas em bloco	23
2.4.7	Aplicações Clínicas	25
2.4.8	Normas de segurança	26
2.5	Procad 1493/2007 - Monitoramento e Diagnóstico	27
2.5.1	Filtro	28
2.5.2	Detector de ondas	28
2.5.3	Diagnóstico	28
2.5.4	ECG	29
3	Modelo Proposto	30
3.1	Introdução	30
3.2	Programação do Microcontrolador	30
3.3	Simulação do Circuito Elétrico	32

3.4	Testes e construção do circuito elétrico	34
3.4.1	Estudos realizado e construção do primeiro protótipo	34
3.4.2	Estudos realizado e construção do segundo protótipo	36
3.5	Interface de visualização dos sinais ECG	40
3.5.1	Primeira Interface gráfica desenvolvida no MATLAB	40
3.5.2	Segunda Interface gráfica desenvolvida no MATLAB	42
3.6	Sistema de alarme usando Redes de Petri Coloridas	43
4	Análise dos Resultados	49
4.1	Introdução	49
4.2	Análise do Eletrocardiógrafo	49
4.2.1	Análise do primeiro protótipo	49
4.2.2	Análise do Segundo Protótipo	50
4.3	Análise da comunicação com a Rede de Petri	55
5	Conclusão e Trabalhos Futuros	56
5.1	Conclusão	56
5.2	Trabalhos Futuros	57

Capítulo 1

Introdução

As doenças cardiovasculares são responsáveis por um elevado número de mortes no mundo inteiro, especialmente na população mais idosa. De acordo com os dados da Organização Mundial de Saúde (OMS), aproximadamente 17 milhões de mortes por ano, são de origem cardiovascular (COUTINHO, 2008). Muitos idosos não têm um acompanhamento contínuo de profissionais de saúde (BOTELHO, 2008), o que leva, na maioria dos casos, à percepção de distúrbios apenas em situações em que a solução seja unicamente a intervenção cirúrgica. O sistema de atendimento Home Care é uma alternativa recente para o monitoramento constante de medidas de pacientes idosos ou não (Savior, 2011).

Os sistemas homecare ¹, surgiram no período pós-guerra nos Estados Unidos, por volta de 1947 (Savior, 2011). Foi um movimento onde as enfermeiras se organizaram para atender e cuidar de pacientes dentro de suas próprias casas, pois os hospitais se encontravam lotados com os doentes de guerra, bem como da própria população. Este movimento foi conhecido como Nursing Home, e atendeu, em princípio, apenas os idosos, mas com o tempo esse atendimento se ampliou para todas as faixas etárias. Nessa época, esse procedimento passou a ser chamado de Home Care. Para estes sistemas existem equipamentos disponíveis no mercado que possibilitam o monitoramento de várias medidas como oximetria², PA ³, ECG ⁴, entre outras) ou monitoramento multiparamétrico. Esse monitoramento é em tempo real e as medidas são adquiridas concorrentemente, podendo ou não ser integrados a computadores dedicados e com comunicação remota dos dados via internet (BONHO et al., 2004), ou mesmo com o envio de sinais de alerta usando a tecnologia GSM ⁵, (UNIVERSIDADE DO PORTO, 2011). Todavia, essa não é uma realidade para a maioria dos sistemas Home Care. Geralmente, o monitoramento é de apenas um paramétrico, sendo efetuado por um aparelho que produz desconforto ao paciente no que

¹homecare - modalidade contínua de serviços na área de saúde, cujas atividades são dedicadas aos pacientes/clientes e a seus familiares em um ambiente extra-hospitalar

²oximetria - Medida da taxa de oxigênio no sangue

³PA - Pressão Arterial

⁴ECG - Eletrocardiografia - Medida da atividade elétrica do coração

⁵GSM - Global System for Mobile Communications, ou Sistema Global para Comunicações Móveis

tange à mobilidade.

Nas doenças cardiovasculares um dos exames mais utilizado para monitorar e diagnosticar é o ECG. O eletrocardiógrafo é o aparelho que registra o ECG. Ele tem a importância de auxiliar no diagnóstico de grande número de cardiopatias, também é útil na descoberta das desordens cardíacas como o infarto do miocárdio. O ECG mostra os impulsos elétricos que se originam no coração através do nó SA (ou nó sinusal)⁶ e do nó AV (ou nó atrioventricular)⁷, esses impulsos no decorrer do tempo, formam as ondas características do Eletrocardiograma, que são: P, complexo QRS, T e a onda U no caso de patologia específica. Na atividade elétrica do coração, cada batimento, é compreendido por um número de estágios cardiológicos distintos (HUGHES & TARASSENKO, 2007). Este exame é uma técnica não-invasiva, de baixa complexidade na realização, indicado no estudo de arritmias, distúrbios de condução e análise de quadros isquêmicos.

Com os avanços obtidos em tecnologia, principalmente em computação e eletrônica, desenvolveram-se também os avanços da tecnologia na área médica, os quais contribuíram para o desenvolvimento de novos aparelhos. Com o advento da informática esses aparelhos se tornaram mais compactos, pois o computador passou a processar a maior parte dos dados, por exemplo, na criação de interfaces gráficas e outros recursos para análise de sinais, isso se deu devido à comunicação entre aparelhos de aquisição de sinais biomédicos e o computador, reduzindo consideravelmente o seu tamanho e promovendo sistemas cada vez mais portáteis.

Este trabalho descreve a construção de um aparelho eletrocardiógrafo portátil de baixo consumo de corrente, que faz parte de um sistema de monitoramento que está sendo desenvolvido pelo Instituto de Computação da Universidade Federal de Alagoas em parceria com o Centro de Informática da Universidade Federal de Pernambuco, projeto PROCAD NF-1493/2007⁸ financiado pela CAPES. Este aparelho tem como finalidade efetuar a aquisição dos sinais de ECG, e promover a comunicação com o computador, possibilitando a análise do sinal do eletrocardiograma através de um software desenvolvido para pesquisas nesta área.

1.1 Motivação

Proporcionar um monitoramento de baixo custo com mobilidade para pacientes que apresentam quadros clínicos propensos a doenças cardiovasculares, podendo ter uma atenção constante e cuidados especiais de acordo com o acompanhamento efetuado por profissionais da área médica, através dos dados adquiridos no processo de monitoramento. Analisar

⁶Nódulo Sinusal (SA) - Agrupamento de células diferenciadas, localizado entre a veia cava superior e o átrio direito

⁷Nódulo Átrio-Ventricular (AV) - Agrupamento de células diferenciadas, localizado aproximadamente no centro das quatro válvulas

⁸PROCAD - Programa Nacional de Cooperação Acadêmica

o comportamento de sistemas portáteis de baixo consumo de energia, com complexidade de sistema de monitoramento de sinais biomédicos, dentro os padrões da normas IEC 60601-2-27. Os testes serão considerados na avaliação do equipamento.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Dentre as perspectivas deste trabalho, pretende-se construir um Eletrocardiógrafo para monitoramento de sinais cardíacos, como um aparato para auxiliar as pesquisas da área de saúde no acompanhamento de pacientes.

1.2.2 Objetivo Específico

Desenvolver um Eletrocardiógrafo portátil de baixo consumo de corrente, que atenda as características básicas de aquisição de sinais biomédicos, com o recurso de comunicação wireless, através da tecnologia Zigbee ⁹ e conexão via porta USB ¹⁰, isso para uma melhor adequação novos modelos de computadores e notebooks. Esse protótipo será construído com componentes de baixa potência e no formato SMD ¹¹.

Submeter o protótipo a verificação do comportamento com simulador de sinais cardíaco devidamente calibrado. Esta verificação será feita para analisar a base de dados adotada neste trabalho e servirá como uma validação do protótipo.

1.3 Hipótese

A utilização das normas ABNT ¹² IEC 60601-2-27, IEC 60601-2-25 e outras envolvidas no processo de validação de eletrocardiógrafos, para construção de um sistema portátil de aquisição, processamento e tele-monitoramento de sinais de ECG.

⁹Zigbee - tecnologia de comunicação sem fio com baixo consumo de bateria e com transmissões de longa distância

¹⁰USB - Universal Serial Bus ou Porta Serial Universal

¹¹SMD - Surface Mount Device

¹²ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

1.4 Organização da Dissertação

A apresentação deste trabalho esta dividida em 5 capítulos, incluindo esta introdução.

- No capítulo 2, Neste capítulo, serão apresentados uma Revisão Bibliográfica, sobre as Noções de Anatomia, Fisiologia Cardíaca, Eletrocardiografia, noções da instrumentação necessária para especificação do hardware a ser implementado e os trabalhos desenvolvido no PROCAD NF-1493/2007.
- No capítulo 3, Neste capítulo, será apresentada a especificação e arquitetura do modelo proposto para construção de um eletrocardiógrafo, configurado como sistema de telemetria de monitoramento de sinais Cardíacos.
- No capítulo 4, Neste capítulo, serão apresentados os Resultados obtidos no desenvolvimento do projeto.
- No capítulo 5, Neste capítulo, serão apresentadas as conclusões dessa monografia e as perspectivas de trabalhos futuros a serem desenvolvidos.

Capítulo 2

Estado da Arte e Trabalhos Desenvolvidos no PROCAD NF-1493/2007

2.1 Introdução

Este capítulo está dividido em quatro seções. A primeira das seções (2.2) apresenta algumas definições de anatomia e fisiologia do coração. A segunda sessão (2.3) discorre sobre as características do eletrocardiograma e o formato de suas ondas. A terceira sessão (2.4) mostra uma breve definição da instrumentação envolvida na construção dos eletrocardiógrafos. A última sessão (2.5) relata um breve resumo dos trabalhos desenvolvidos no Procad 1493/2007, voltado ao monitoramento e diagnóstico.

O aparelho eletrocardiográfico registra graficamente os potenciais de um campo elétrico com origem no coração conhecido como eletrocardiograma (ECG). Os sinais são detectados por eletrodos metálicos ligados aos membros e à parede torácica, e registrados pelo eletrocardiógrafo. Observa-se que no exame eletrocardiográfico são registradas apenas diferenças de potenciais instantâneas entre os eletrodos. O exame de ECG constitui um método tradicional usado no diagnóstico de doenças cardíacas. Isto resulta no fato de ser um exame não-invasivo, barato e extremamente versátil.

O exame de ECG pode ser útil para analisar:

- A orientação anatômica do coração;
- O tamanho relativo das câmaras cardíacas;
- Uma variedade de alterações do ritmo e condução do estímulo;
- A extensão, localização e evolução de lesões isquêmicas do miocárdio;
- Os efeitos de alterações de concentrações de eletrólitos;

- A influência de determinados fármacos. (MOREIRA & CHAVES, 2002).

2.2 Noções de Anatomia e Fisiologia Cardíaca

2.2.1 Anatomia do Coração

O coração localiza-se no tórax entre os pulmões e sob o osso esterno, sendo um órgão oco e musculoso em forma de cone. Dois terços do coração situam-se ao lado esquerdo da linha mediana do corpo e 1/3 está situado à direita. O seu ápice ou ponta final está direcionado para baixo e para a esquerda. O peso médio do coração de uma mulher é 250g e de um homem 300g. O seu tamanho é de aproximadamente 12 cm de comprimento por 8 a 9 cm de largura e 6 cm de profundidade. (HOWSTUFFWORKS, 2010).

Três são as camadas que formam o coração:

- Endocárdio correspondendo à camada lisa interna ao coração;
- Miocárdio equivalendo à camada média do músculo cardíaco;
- Pericárdio que reveste externamente o miocárdio.

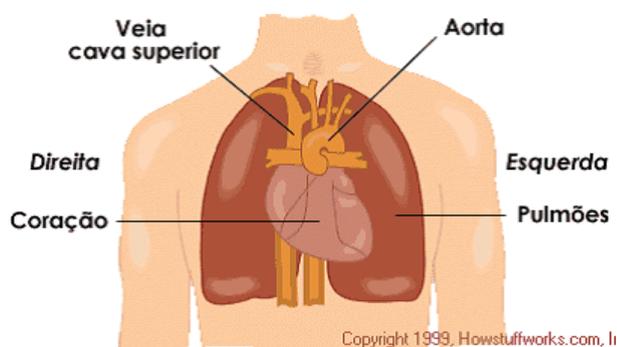


Figura 2.1: As ilustrações médicas supõem que o paciente está de frente para o observador, sendo assim direita e esquerda correspondem à direita e esquerda do paciente, por este motivo esquerda e direita, aqui, parecem invertidos. (HOWSTUFFWORKS, 2010)

Existe no coração o septo vertical que o divide em duas partes, cada parte sendo formada respectivamente por duas câmaras à direita e à esquerda. No nível superior temos o átrio direito (AD) e o átrio esquerdo (AE), no nível inferior o ventrículo direito (VD) e o ventrículo esquerdo (VE). Controlando a dinâmica das câmaras mencionadas encontram-se as válvulas que desempenham a função de não permitir que o sangue, ao atingir as respectivas câmaras, retorne, garantindo assim um bom funcionamento circulatório. As válvulas, quando em bom estado, permitem que o sangue desloque-se apenas na direção de saída da câmara onde estão localizadas. Elas são denominadas válvula tricúspide, válvula pulmonar, válvula mitral e válvula aórtica. A válvula tricúspide controla a saída do

átrio direito, a válvula pulmonar controla a saída do ventrículo direito, a válvula mitral controla a saída do átrio esquerdo e a válvula aórtica a saída do ventrículo esquerdo. (HOWSTUFFWORKS, 2010).

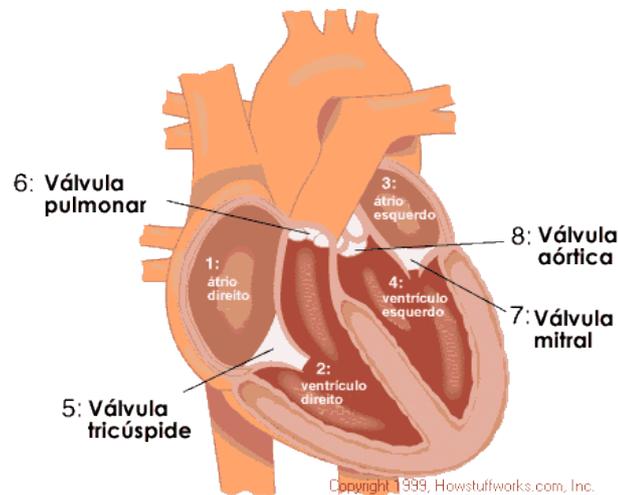


Figura 2.2: Distribuição das válvulas em relação aos átrios e aos ventrículos (HOWSTUFFWORKS, 2010).

2.2.2 Fisiologia do Coração

O coração apresenta duas fases de funcionamento, a primeira acontece quando o músculo cardíaco se contrai (ou bate) e denomina-se sístole, a segunda quando o músculo cardíaco relaxa, antes da próxima batida, e denomina-se diástole. Durante a sístole o coração se contrai em dois estágios, primeiramente os átrios contraem-se simultaneamente deslocando o sangue para os ventrículos, em seguida os ventrículos ao receberem o sangue se contraem conjuntamente bombeando o sangue para o exterior do coração. Posteriormente o músculo cardíaco entra em uma fase de relaxamento permitindo que o seu interior seja preenchido novamente com sangue. Este fato configura a diástole. A atividade de bombeamento sanguíneo realizada pelo coração se distribui de forma peculiar nos lados direito e esquerdo. O lado direito tem como aspecto funcional efetivar a coleta de sangue venoso, direcionando-o para os pulmões que serão responsáveis pela oxigenação do sangue recebido, pobre em oxigênio, e a conseqüente liberação de dióxido de carbono. Sendo assim, o lado direito do coração recebe sangue venoso enviando-os aos pulmões, e o lado esquerdo do coração é responsável pelo envio desse sangue oxigenado para o corpo humano.

Uma propriedade especial das células cardíacas é a excitabilidade, ou seja, sob um estímulo apropriado, as células cardíacas desenvolvem potenciais de ação, que nada mais são do que alterações na voltagem da membrana. Essas alterações, uma vez iniciadas, invertem a polaridade da célula. Um estímulo apropriado pode ser uma corrente elétrica. Caso esta seja de pequena magnitude abaixo da tensão limiar (tensão que favorece a

despolarização celular), nenhum potencial de ação será desencadeado. (MOREIRA, 1995).

Elétrica no Coração

A condução elétrica do coração é caracterizada pela presença de um estimulador que determine o ritmo das despolarizações elétricas. Este estimulador é conhecido como nó sinoatrial, nó sinusal ou nó SA, localizado no átrio direito, e funciona como o marca-passo natural do coração. O impulso elétrico inicial é gerado pelo nó sinoatrial e é transmitido aos átrios direito e esquerdo. Ao atingí-los, esse sinal provoca contração em ambos os átrios. Neste instante ocorre um atraso na transmissão do estímulo em uma estrutura denominada nó Atrioventricular de forma que a contração dos átrios contribua para o preenchimento dos ventrículos com sangue. O impulso elétrico percorre o nó atrioventricular, ou nó AV, e feixe de HIS¹, que se divide nos ramos direito e esquerdo, alcançando as fibras de Purkinje², com isso o músculo ventricular e os ventrículos direito e esquerdo se contraem simultaneamente.

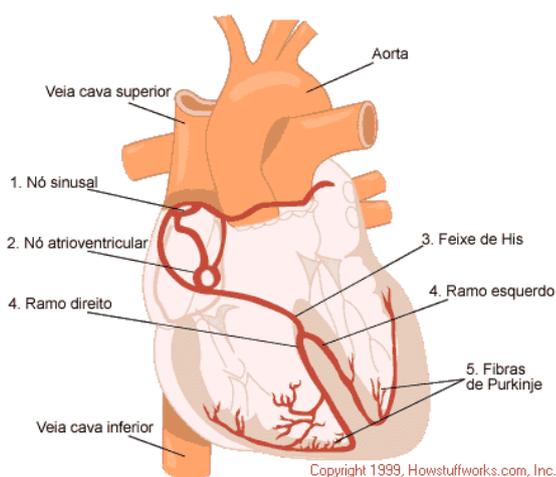


Figura 2.3: O Sistema Elétrico do Coração. (HOWSTUFFWORKS, 2010)

A frequência de despolarização apresenta valores maiores para o nó sinusal, em torno de 60 a 100 batidas por minuto e diminui à medida que o sinal elétrico se aproxima da rede de Purkinje. Este aspecto confere ao nó sinusal a condição de marca-passo dominante. As demais células que compõem o nódulo atrioventricular, as de regiões próximas das válvulas mitral e tricúspide, e as células do sistema His-Purkinje formam marca-passos secundários dotados de menor frequência, que poderão atuar caso as células do marca-passo sinusal não consigam exercer sua função de forma satisfatória. (HALLAKE, 1994). A figura 2.4 permite uma melhor compreensão dos padrões de potencial de ação durante o desloca-

¹Feixe de His - é uma coleção de células musculares cardíacas especializadas em condução elétrica que transmitem impulsos elétricos que vêm do nódulo atrioventricular.

²Fibras de Purkinje - constituem um sistema especial de condução do estímulo elétrico no coração, permitindo que este se contraia de maneira coordenada.

mento do impulso elétrico do nó sinusal para os ventrículos. É visível que o padrão de ação referente ao nó sinusal, praticamente não apresenta o plateau, o que evidencia a atuação do mesmo como marca-passo natural.

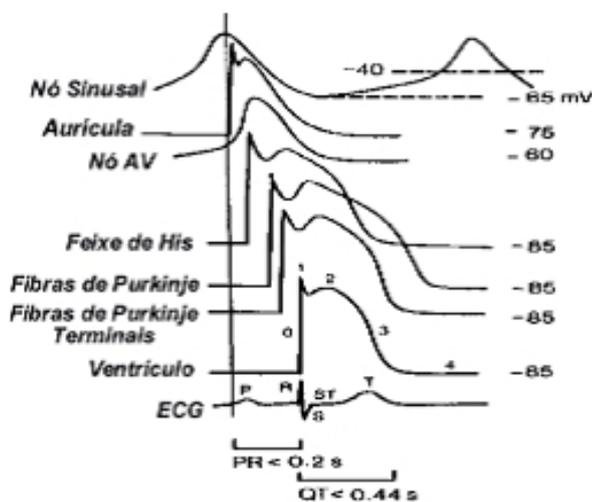


Figura 2.4: Padrões de potencial de ação durante o deslocamento do impulso elétrico do nó sinusal para o ventrículo. (MOREIRA & CHAVES, 2002)

A eletrocardiografia concentra-se no registro de sinais elétricos oriundos do coração que surgem a partir da formação de dipolos elétricos nas células cardíacas.

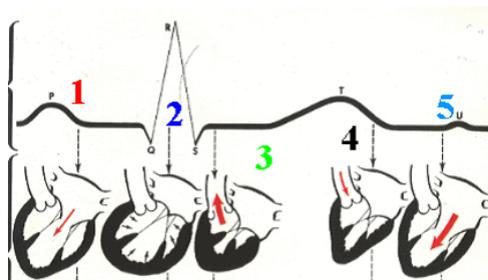


Figura 2.5: Esta figura mostra os estágios enumerados na tabela abaixo, contendo o passo a passo do Ciclo Cardíaco. Adaptado de (FERREIRA, 2011)

Fases	Ciclo Cardíaco
1	Início da diástole, abertura das válvulas tricúspide e mitral e enchimento ventricular
2	Fechamento das válvulas de entrada, final da diástole
3	Contração ventricular, abertura das válvulas pulmonar e aórtica ? sístole ventricular
4	Final da sístole ventricular, fechamento das válvulas pulmonar e aórtica
5	Reinício da diástole atrial e ventricular

Tabela 2.1: Ciclo cardíaco. Dados extraídos do Instituto de Ciências Biológicas (FERREIRA, 2011)

2.3 Eletrocardiografia

O interesse pela obtenção a nível epidérmico das medidas de variação do potencial elétrico no coração serviu como impulsionador para a idealização da eletrocardiografia. Contudo, antes da exposição dos conceitos que envolvem esta prática clínica, é conveniente uma breve exposição sobre os aspectos históricos que propiciaram o surgimento e o emprego dos exames eletrocardiográficos. Os estudos envolvendo a atividade elétrica do coração remontam ao século XIX. Neste período, eram realizadas tentativas para efetivação de medições da atividade elétrica no coração de sapos. O aspecto inconveniente era que o sucesso destas medições estava associado ao fato de que era necessária a captação dos sinais elétricos diretamente sobre o coração desses animais. Buscava-se então uma forma menos invasiva para a medição das variações elétricas no coração, de maneira que o sinal pudesse ser captado apenas mediante o contato do eletrodo com a pele do animal. Mas, para que isto fosse possível tornava-se imprescindível a construção de eletrodos dotados de maior sensibilidade, visto que, o sinal atenuava-se em função da interação com ossos e tecidos, antes de alcançar o eletrodo. Este problema foi resolvido em 1902 pelo cientista holandês Willem Einthoven, que logrou aperfeiçoar a sensibilidade dos eletrodos associando-os a um galvanômetro.

2.3.1 Derivações Bipolares de Einthoven

Einthoven idealizou o coração no centro de um triângulo equilátero, no qual os vértices seriam representados pelo braço direito (R), braço esquerdo (L) e perna esquerda (F). (UNIFESP, 2011). O modelo Einthoven identificava fisicamente a extensão entre dois membros (perna ou braço) como derivação, e sendo assim o modelo proposto possuía três derivações denominadas I, II e III ou D1, D2, e D3 e qualificadas como bipolares. O termo derivação significa um par de eletrodos ligados à superfície do corpo. A expressão bipolar foi utilizada no modelo de Einthoven, porque representava uma diferença de potencial entre dois pontos determinados. As medidas obtidas com o modelo de Einthoven demonstravam a diferença de potencial entre os membros indicados:

- VR = potencial elétrico no braço direito, mais precisamente no pulso direito.
- VL = potencial elétrico no braço esquerdo, mais precisamente no pulso esquerdo.
- VF = potencial elétrico na perna esquerda, mais precisamente no tornozelo esquerdo.

Podemos concluir de acordo com a figura 2.7, que as derivações bipolares de Einthoven D1, D2, e D3, significam:

- D1 representa a diferença de potencial entre o braço esquerdo (VL) e o braço direito (VR);

- D2 representa a diferença de potencial entre a perna esquerda (VF) e o braço direito (VR);
- D3 representa a diferença de potencial entre a perna esquerda (VF) e o braço esquerdo (VL). (ANDREÃO, 2004).

Como afirmado anteriormente, o triângulo equilátero de Einthoven formava um circuito fechado, que de acordo com a segunda Lei de Kirchoff, possui a soma das diferenças de potencial nula.

$$VL + VR + VF = 0 \quad (2.1)$$

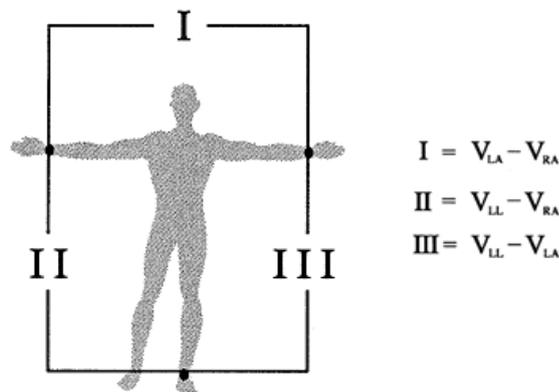


Figura 2.6: Configuração do triângulo equilátero de Einthoven, apresentando como vértices os 3 pontos básicos para aplicação dos eletrodos. (ANDREÃO, 2004)

Observando-se a figura 2.7, verifica-se que:

$$D1 = VL - VR \quad (2.2)$$

$$D2 = VF - VR \quad (2.3)$$

$$D3 = VF - VL \quad (2.4)$$

$$D1 + D3 = D2 \quad (2.5)$$

2.3.2 Derivações Unipolares de Wilson

Após a contribuição de Einthoven para a detecção e mensuração dos potenciais elétricos do coração utilizando o conceito de derivações bipolares associadas ao emprego do galvanômetro, o pesquisador norte-americano Frank Wilson, em 1932, idealizou o conceito de derivações unipolares, as quais têm como objetivo medir potenciais locais e não a diferença de potencial entre dois pontos. Para lograr êxito Wilson concebeu um modelo,

exibido na figura 2.8, no qual eram usados dois tipos de eletrodos, o eletrodo denominado indiferente e o eletrodo explorador.

O eletrodo indiferente era formado por três fios elétricos ligados a um terminal central, enquanto que as extremidades livres destes fios eram conectadas aos eletrodos do braço esquerdo (LA = left arm), braço direito (RA = right arm), e perna esquerda (LL = left leg). O terminal central era ligado ao pólo negativo do eletrocardiógrafo e o eletrodo explorador ao pólo positivo. (MOREIRA & CHAVES, 2002).

Conforme afirmado anteriormente as derivações unipolares dedicam-se a medição de potenciais locais, e não diferenças de potenciais entre dois pontos, portanto se aplicarmos ao braço direito de um paciente um eletrodo explorador obteremos uma diferença de potencial levando-se em consideração o potencial VRA do braço direito e o potencial do eletrodo indiferente, cujo valor é zero, logo; $VRA - 0 = VRA$, o que significa o potencial elétrico local mensurado a partir do braço direito. (MOREIRA & CHAVES, 2002).

Em função da origem das derivações unipolares, foram estabelecidas as seguintes denominações;

- Derivação VR, quando o eletrodo explorador está localizado no braço direito;
- Derivação VL, quando o eletrodo explorador está localizado no braço esquerdo;
- Derivação VF, quando o eletrodo explorador está localizado na perna esquerda. (MOREIRA & CHAVES, 2002) Estas derivações são reconhecidas como derivações unipolares não aumentadas dos membros.

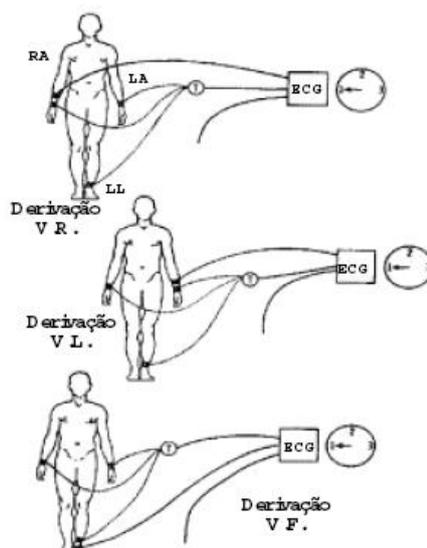


Figura 2.7: Derivações Unipolares não aumentadas de Frank Wilson. (MOREIRA & CHAVES, 2002)

Observa-se que Wilson adotou como ponto de partida a topologia de Einthoven, introduzindo o terminal central T, cujo potencial é considerado zero ou $V_t = 0$, esse modelo

é portanto obtido unindo-se os vértices do triângulo de Einthoven a um terminal central empregando-se resistências elétricas de $5K\Omega$ (UNIFESP, 2011).

A presença das resistências elétricas em paralelo tem como objetivo a identificação do potencial elétrico local, visto que a individualização das correntes elétricas possibilita o cálculo do potencial elétrico nos vértices do triângulo, por intermédio da Lei de Ohm.

2.3.3 Derivações Unipolares Aumentadas de Goldberger

O modelo proposto por Wilson possuía dificuldades para registrar os potenciais elétricos originados no coração, devido à baixa amplitude desses sinais, este aspecto reduzia as possibilidades de análise dos sinais elétricos resultantes das práticas de eletrocardiografia. Em 1942, Emanuel Goldberger pesquisador norte-americano, reformulou o modelo de Frank Wilson com o intuito de amplificar o sinal registrado com um índice de aproximadamente 50A técnica de Goldberger consistia em desligar do terminal central a extremidade que estava sendo explorada, o que provocava a diminuição da resistividade do conjunto de resistências elétricas em paralelo, e proporcionava ao circuito correntes elétricas deslocando-se pela malha com maior intensidade, e conseqüentemente de acordo com a Lei de Ohm, produzia maior potencial elétrico ou amplitude do sinal. Devido ao objetivo estabelecido por Goldberger, para a ampliação do sinal registrado, as derivações de Goldberger foram denominadas derivações unipolares aumentadas aVR, aVL, e aVF. A presença da letra "a" a frente do nome da derivação indica a presença de um sinal aumentado ou amplificado mediante a técnica elaborada por Goldberger. (UNIFESP, 2011).

A Topologia de Goldberger pode ser observada considerando-se a Figura 2.8

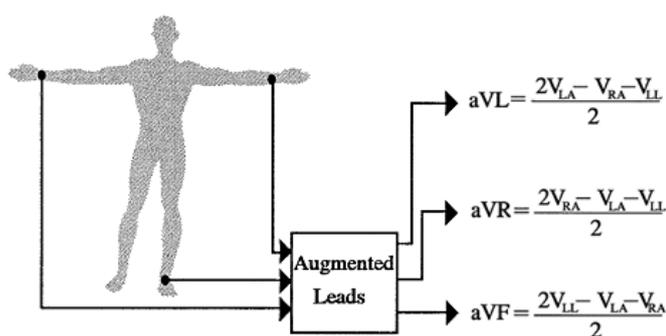


Figura 2.8: Topologia dos circuitos elétricos de Goldberger. (ANDREÃO, 2004)

Frank Wilson posteriormente ao conceber as derivações unipolares, identificou a necessidade da realização de registros de potenciais elétricos em pontos mais próximos ao coração, e idealizou um conjunto de derivações denominadas unipolares precordiais. A principal característica das novas derivações constituía-se no fato de que o eletrodo indiferente ou negativo era conectado ao terminal central de Wilson, enquanto que o eletrodo

positivo ou explorador era posicionado de forma sucessiva sobre as seis posições ao longo da parede torácica. (MOREIRA, 1995).

As derivações resultantes deste novo modelo, representadas na figura 2.9, são denominadas pelo prefixo V, de voltagem, seguida de um numeral que indica a posição correspondente:

- V1 - quarto espaço intercostal direito junto ao esterno;
- V2 - quarto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno;
- V3 - equidistante de V2 e V4;
- V4 - quinto espaço intercostal esquerdo na linha médio-clavicular;
- V5 - linha axilar anterior;
- V6 - linha axilar média. (UNIFESP, 2011).

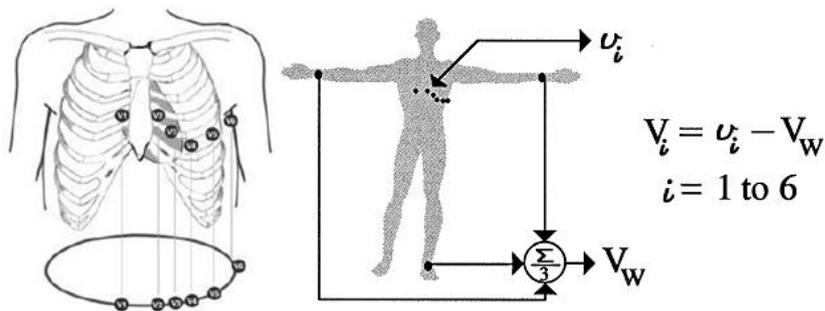


Figura 2.9: Posições dos eletrodos exploradores em função das derivações precordiais e posição do eletrodo indiferente conectado ao terminais central de Wilson. (ANDREÃO, 2004)

Uma das características principais das derivações precordiais relaciona-se à possibilidade de registros dos potenciais elétricos desenvolvidos pelo coração e não apenas pelos potenciais elétricos de uma pequena parte do miocárdio. (MOREIRA & CHAVES, 2002).

2.3.4 Padrão do Eletrocardiograma

O exame eletrocardiográfico convencional é constituído por 12 derivações divididas em dois grupos: seis derivações dos membros e seis derivações precordiais:

- Derivações dos membros:
- Derivações bipolares de Einthoven: D1, D2 e D3.

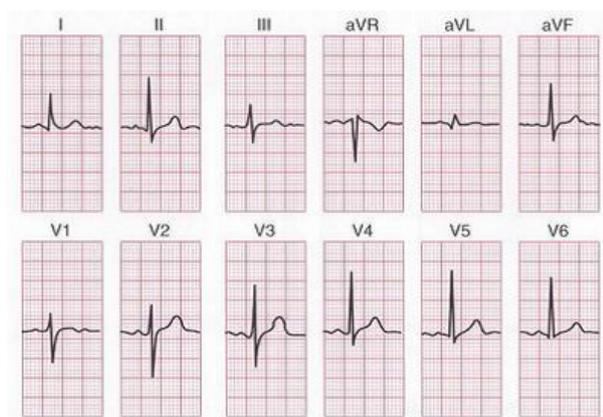


Figura 2.10: Sinal ECG nas 12 derivações. (AMSTERDAN, 2010)

- Derivações unipolares de Goldberger: aVL, aVR e aVF.
- Derivações unipolares pré-cordiais de Wilson: V1, V2, V3, V4, V5 E V6.

Essas derivações permitem estabelecer uma analogia com um conjunto de máquinas fotográficas que ao serem acionadas registram fotos de ângulos diferenciados do coração que possibilitam uma visão mais nítida da atividade elétrica. O deslocamento de impulsos elétricos através do coração produz ondas de despolarização e repolarização. As ondas de despolarização originam as contrações musculares, enquanto que as ondas de repolarização são fatores indicativos do retorno do coração ao potencial de repouso. As ondas elétricas produzidas podem ser medidas mediante a utilização de um gráfico chamado eletrocardiograma ou mais comumente ECG. Com o propósito de identificá-las utilizam-se as letras P, Q, R, S, T e U, que permitem a individualização necessária ao seu reconhecimento (ANDREÃO, 2004). Constituem o traçado do ECG geralmente as ondas P, Q, R, S e T, os segmentos PR e ST e os intervalos PR, e QT.

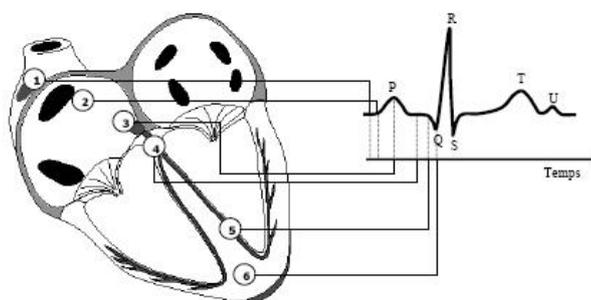


Figura 2.11: Relação entre o estímulo cardíaco e o início do surgimento das ondas no eletrocardiograma (ANDREÃO, 2004)

De acordo com a figura 2.13 é possível verificar o trajeto do impulso elétrico e as ondas elétricas geradas.

1. Nó Sinusal
2. Aurícula
3. Nó Atrioventricular (AV)
4. Feixes de His
5. Fibras de Purkinje
6. Músculos Ventriculares (ANDREÃO, 2004).

2.3.5 Elementos de Análise do Eletrocardiograma

O objetivo inserido neste contexto é o de oferecer alguns conceitos básicos necessários a análise de um traçado ECG. Não é foco principal desse trabalho a interpretação dos resultados obtidos em exames de ECG. O exame eletrocardiográfico representa sinais correspondentes à atividade elétrica do coração, onde cada batimento é composto de um número distinto de estágios cardiológicos que originam características diferentes na onda ECG. Características que representam tanto despolarização (descarga elétrica) ou repolarização (recarga elétrica) das células musculares em regiões particulares do coração (HUGHES & TARASSENKO, 2007). Anteriormente, foram apresentados elementos constitutivos de um eletrocardiograma, sendo identificados e conceituados em separado as principais ondas elétricas, os segmentos e intervalos do ECG, agora será observada a integração dos referidos elementos constitutivos em um único traçado, que representa o traçado de um ECG normal.

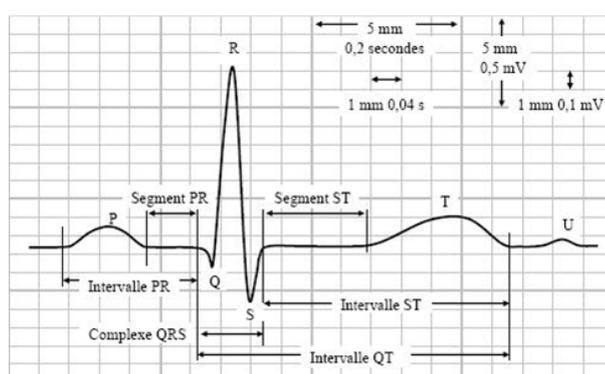


Figura 2.12: Apresentação de um eletrocardiograma padrão composto por ondas, intervalos e segmentos (ANDREÃO, 2004).

Inicialmente, observamos, na figura 2.12, que o papel ou fita utilizado nos exames eletrocardiográficos, é reticulado, no qual podem ser referenciados dois eixos: o horizontal e o vertical, o horizontal é considerado como o eixo dos tempos, já o vertical, como o eixo das tensões elétricas. As quadrículas de 1 milímetro no eixo horizontal equivalem

a 0,04s, e as quadriculas de 1 milímetro, no eixo vertical equivalem a 0,1 mV(milivolts). Normalmente, buscando a avaliação do exame de forma mais ágil, considera-se grupos de 5 (cinco) quadriculas nos eixos horizontal e vertical, e em função deste aspecto temos no eixo horizontal cinco quadrados equivalentes a 0,2 segundos, e no eixo vertical equivalentes a 0,5mV.

Em condições normais, o impulso elétrico é produzido no nó sinusal, que se propaga para os átrios e os ventrículos, determinando a contração destas câmaras, e se extingue. A pequena corrente elétrica gerada pode ser captada na superfície corpórea por eletrodos conectados a um eletrocardiógrafo que amplifica o sinal elétrico e o transforma em registro gráfico, que pode ser visualizado em uma tela ou impresso em papel. O ECG é um gráfico das variações da corrente elétrica em função do tempo, repetindo-se a cada ciclo cardíaco, em torno de uma linha horizontal denominada linha isoeletrica.

2.4 Eletrocardiógrafo - Hardware

Os Eletrocardiógrafos são responsáveis pela detecção dos sinais elétricos provenientes à atividade cardíaca e produzem o eletrocardiograma, ou ECG, que é um registro gráfico de tensão elétrica em função do tempo. Os potenciais elétricos do coração podem ser detectados na superfície do corpo, amplificados, filtrados e registrado no eletrocardiograma.

2.4.1 Pequeno Histórico

- 1901: Einthoven constrói o primeiro ECG com galvanômetro de corda;

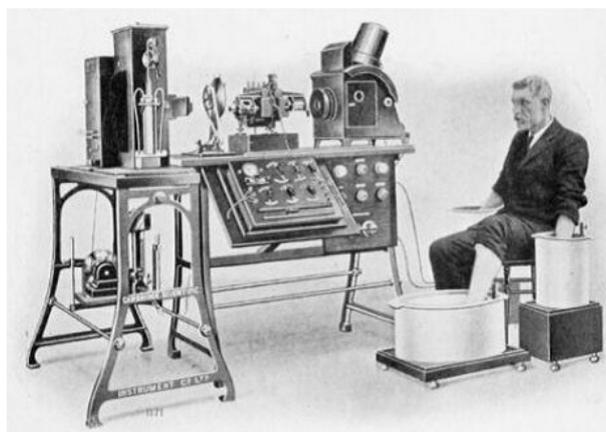


Figura 2.13: Galvanômetro de fio onde foi registrado o primeiro eletrocardiograma humano, onde temos o próprio Einthoven no experimento (AQUILINA, 2006).

- 1903: Einthoven vende o primeiro ECG comercial;
- 1905: Einthoven transmite sinais de ECG do hospital para o laboratório por telefone;

- 1906: Einthoven publica o primeiro atlas com ECG normais e anormais diferenciados para ventrículos e átrios, do lado direito e do lado esquerdo;
- 1912: Einthoven descreve o triângulo equilátero formado pelas derivações I, II e III e introduz os eletrodos de imersão;

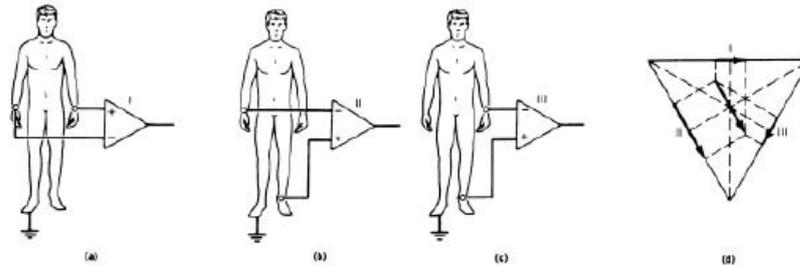


Figura 2.14: Esquema de ligação para derivação bipolar. (a) Derivação I (b) Derivação II (c) Derivação III (d) Derivação do vetor cardíaco a partir das 3 derivações (BUTTON, 2002)

- 1917: Utilização dos eletrodos de registro de metal com algodão embebido em solução salina;
- 1924: Einthoven ganha o prêmio Nobel por inventar o eletrocardiógrafo;
- 1932: Charles Wolferth e Francis Wood descrevem o uso clínico de derivações no peito (V1 a V6);

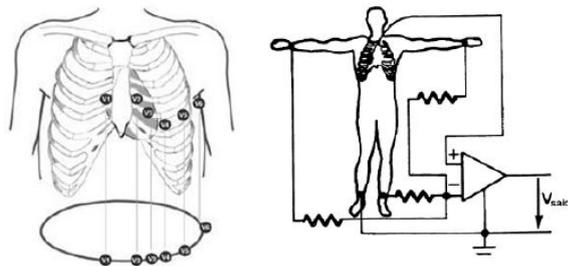


Figura 2.15: Derivações Precordiais (ANDREÃO, 2004)(BUTTON, 2002).

- 1938: Utilização de válvulas e TRC (tubo de raios catódicos) para amplificar e visualizar os sinais eletrocardiográficos;
- 1942: Emanuel Goldberg acrescenta as derivações aVR, aVL e aVF completando as 12 derivações utilizadas até os dias atuais;

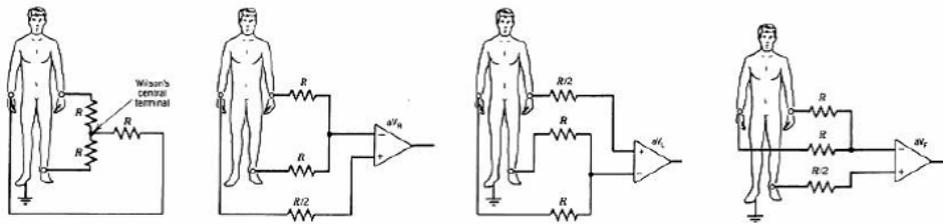


Figura 2.16: Esquemas de ligação para Derivação Aumentada (BUTTON, 2002).

- Anos 40: surge o primeiro monitor por telemetria. Usava tubos de vácuo era muito pesado, sendo de utilidade em estudo de "stress".
- 1950: Primeiros eletrocardiógrafos transistorizados;
- 1961: N. J. Holter cria o primeiro ECG portátil;
- 1966: Utilização de computadores IBM para reconhecimento de padrões para diagnóstico automático;
- 1969: Geddes usa eletrodos de Ag/AgCl e pastas eletrolíticas à base de Cl;
- A partir dos anos 70: utilização de eletrodos descartáveis; a introdução de computadores teve grande impacto no desenvolvimento tecnológico dos eletrocardiógrafos e monitores cardíacos, levando ao desenvolvimento da aquisição automática de dados, análise, processamento e detecção automática (inclusive em rede) de arritmias.

2.4.2 Instrumentação Biomédica

Notamos que, com o avanço científico na área médica, nas últimas décadas, e principalmente na área de eletrocardiografia, como vimos no breve histórico do item anterior, que se deu, devido ao avanço da instrumentação. Os sinais elétricos cardíacos são colhidos por eletrodos em forma de disco, devidamente posicionados na superfície do tórax e em periféricos (Figura 2.17), o que caracteriza uma captação não-invasiva.

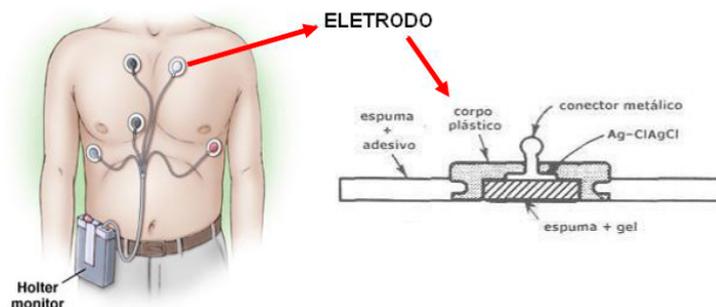


Figura 2.17: Eletrodo utilizado para aquisição de sinais cardíacos (BUTTON, 2002).

Também é necessário que entre o eletrodo e a pele, haja uma substância que possa servir como superfície fixadora, aumentando a aderência de modo que o eletrodo permaneça onde foi colocado, e também a presença de um gel condutor, permitindo que toda a superfície do eletrodo possa captar o sinal, além de evitar interferências indesejáveis por conta da movimentação do eletrodo.

O sinal detectado pelo eletrodo é amplificado. Trata-se de um sinal de amplitude muito pequena. O amplificador ECG precisa possuir alta impedância de entrada e uma elevada rejeição em modo comum. Os amplificadores mais comuns utilizados, são amplificadores de instrumentação, com impedância de entrada ordem de 3M e razão de rejeição em modo comum (CMRR) maior que 80 dB (BUTTON, 2002) (COX, 2004).

A relação de rejeição em modo comum, trata-se de uma característica dos amplificadores operacionais em modo diferencial (ou subtrator). Idealmente, tem saída nula se as entradas são iguais. Na prática, um pequeno sinal ainda aparece. A capacidade do operacional em rejeitar estes sinais iguais é a rejeição em modo comum e é medida em dB. Uma importante característica de uma amplificação diferencial é que os sinais que são opostos nas entradas são altamente amplificados; Os sinais comuns às entradas são apenas pouco amplificados; Como o ruído (qualquer sinal de entrada não desejado) geralmente é comum a ambas as entradas, a amplificação diferencial tende a atenuar esse sinal indesejado.

O calculo do CMRR é dado pela Equação:

$$CMRR(dB) = 20 \log_{10} \frac{A_o}{A_i} \quad (2.6)$$

Como a diferença de potencial medida por um par de eletrodos é de, tipicamente, alguns poucos milivolts, existe a necessidade de um alto valor de amplificação, da ordem de 1000 vezes. O número de canais podem variar para cada aplicação e sendo medidos simultaneamente ou de forma seletiva. Isto varia de equipamento para equipamento. O sinal amplificado deve ainda ser filtrado, enquadrando-se dentro da faixa de frequência de maior contribuição do sinal, separando componentes de frequência indesejados (COX, 2004).

2.4.3 Amplificador Operacional

O amplificador operacional é provavelmente o dispositivo mais bem sucedido na área de circuitos eletrônicos analógicos. Com apenas alguns poucos componentes externos, ele pode ser ajustado de modo a fazer uma grande variedade de funções em processamento de sinal. Também possui um preço relativamente baixo. Ele é a base do amplificador de instrumentação biomédica. A saída do amplificador pode ser única ou diferencial, é o que encontramos nos amplificadores de instrumentação. Os circuitos que utilizam AOP frequentemente utilizam a realimentação negativa (negative-feedback) (SILVA, 1991).

O amplificador Operacional ou AOP é um circuito de corrente contínua multiestágio

com entrada diferencial, cujas características se aproximam das de um amplificador ideal (PERTENCE, 2003). Algumas características ideais de Amplificadores Operacionais:

a) Ganho infinito b) Resposta em frequência infinita c) Tensão de offset nula d) Resistência de saída nula e) Resistência de entrada infinita

O ganho em AOP é definido pela Equação, onde:

E_i = sinal de entrada E_o = sinal de saída A_v = ganho de tensão

$$A_v = \frac{E_o}{E_i} \quad (2.7)$$

Usualmente expresso em decibéis:

$$A_v(dB) = 20 \log \frac{E_o}{E_i} \quad (2.8)$$

$$A_v = 10^n \rightarrow A_v(dB) = 20n \quad (2.9)$$

Ou seja, o ganho é simplesmente a relação entre o sinal de entrada e o sinal de saída do AOP.

As configurações mais utilizadas do AOP serão mostradas na figura 2.18.

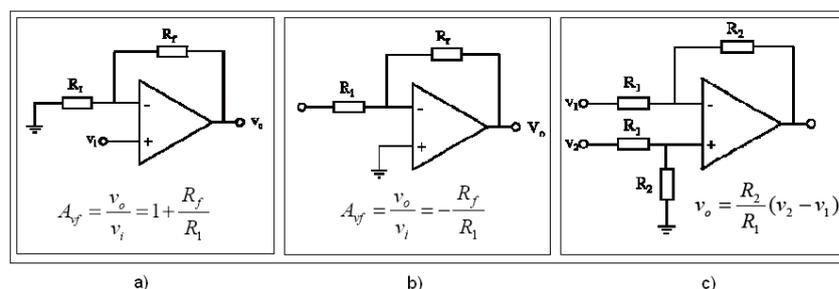


Figura 2.18: a) Amplificador não-inversor, b) Amplificador inversor e c) Amplificador diferencial (VARIANI, 2006).

Na figura 2.18 no item a) a saída é uma réplica amplificada da entrada, com a mesma fase da entrada. saída, b) a saída é uma réplica amplificada da entrada, mas com a fase invertida e c) a saída de um amplificador, nesta configuração, realiza a subtração entre os dois sinais aplicados em suas entradas. Ela é utilizada na construção de Amplificadores de Instrumentação.

2.4.4 Filtragem Linear

A função de um filtro linear é selecionar, remover, ou atenuar determinadas frequências ou faixas de frequências que compõem um sinal. Neste sentido, classificam-se os filtros como:

- Filtro passa-alta (gráfico a da figura 2.19): seleciona a faixa de frequências superiores a uma dada frequência de corte, eliminando ou atenuando as demais;
- Filtro passa-baixa (gráfico b da figura 2.19): seleciona a faixa de frequências inferiores a uma dada frequência de corte, eliminando ou atenuando as demais;
- Filtro passa-faixa (gráfico c da figura 2.19): seleciona a faixa de frequências compreendidas entre duas dadas frequências de corte, uma inferior e outra superior, eliminando ou atenuando as frequências que se encontrarem fora desta faixa.
- Filtro rejeita-faixa (gráfico d da figura 2.19): seleciona a faixa de frequências que está fora da faixa de rejeição, que é atenuada ou eliminada.

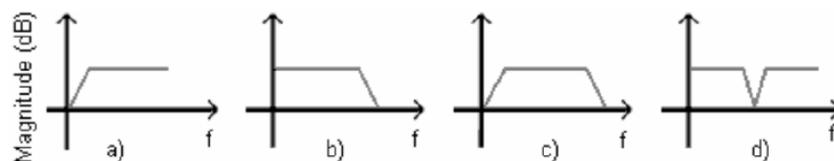


Figura 2.19: Filtros seletivos de frequência. Classificam-se como: a) filtro passa-altas; b) filtro passa-baixas; c) filtro passa-faixa; d) filtro rejeita-faixa (VOLPATO, 2008)

2.4.5 Amplificador de Instrumentação

A utilização conjunta das montagens inversora e não-inversora permite realizar um circuito que implemente a amplificação da Diferença entre dois sinais. A aplicação do teorema da sobreposição das fontes permite identificar as duas contribuições para a tensão na saída do AOP.

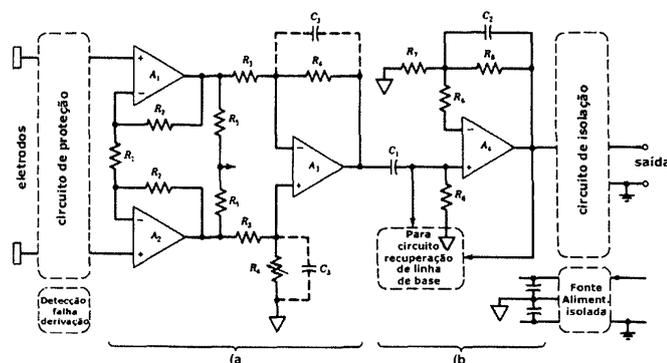


Figura 2.20: (a) Amplificador de instrumentação com alta impedância de entrada a alta rejeição de modo comum. (b) Estágio amplificador com filtros passa alta e passa baixa, que estabelece o ganho em tensão e a resposta em frequência final (BUTTON, 2002)

2.4.6 Diagramas em bloco

Diagramas em bloco de um Eletrocardiógrafo para diagnóstico

Na figura 2.21 é apresentado um diagrama em blocos de um eletrocardiógrafo, descrevendo todas as etapas, com capacidade de efetuar o exame para diagnóstico.

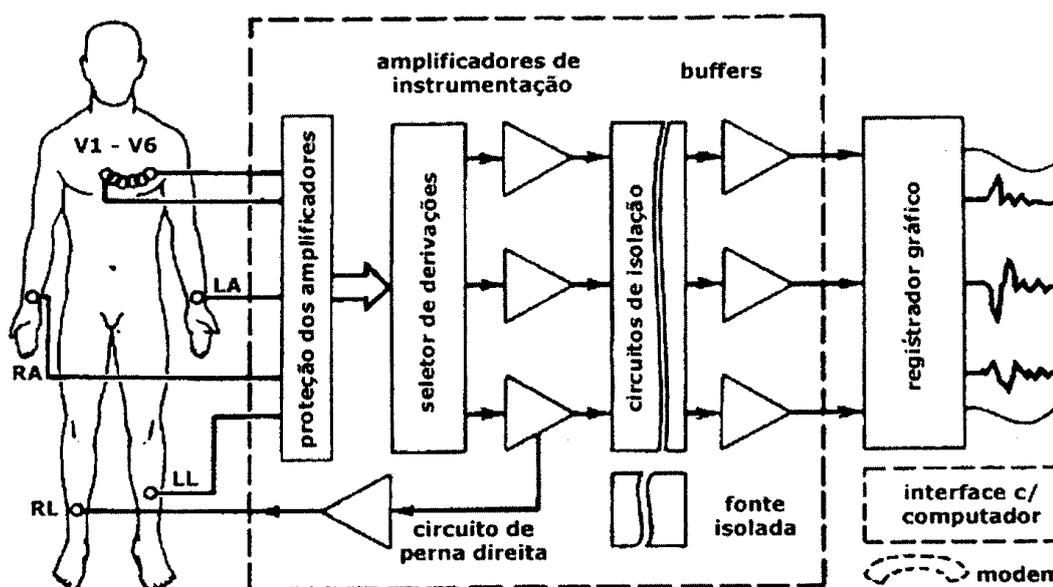


Figura 2.21: Diagrama em blocos de um ECG para diagnóstico detalhado (BUTTON, 2002).

O diagrama em blocos acima representa um sistema de eletrocardiógrafo com 12 derivações para ECG de diagnóstico. O sistema típico de 12 derivações utiliza 1 eletrodo em cada membro periférico (braços e pernas) e 6 eletrodos nas posições precordiais. O circuito da perna direita é usado para reduzir interferência elétrica. Os eletrodos LL, LA e RA são conectados à rede de resistores conhecida como central de Wilson, a partir da qual obtêm-se as derivações de membros I, II, III e as aumentadas aVL, aVR e aVF.

A isolamento elétrica deve fornecer proteção ao paciente contra riscos de choque elétrico. Serão mostrados, mas adiante as normas técnicas para liberação de uso de um eletrocardiógrafo comercial.

Diagramas em bloco de um Eletrocardiógrafo para monitoramento

O Monitor cardíaco é utilizado para monitoração contínua do ECG, geralmente utiliza de uma a três derivações. Está presente, principalmente em centros cirúrgicos e UTIs, juntamente com a monitoração de temperatura, respiração, pressão sanguínea, etc. (BUTTON, 2002). Na figura 2.22 é apresentado um diagrama em blocos genérico de um eletrocardiógrafo para monitoramento.

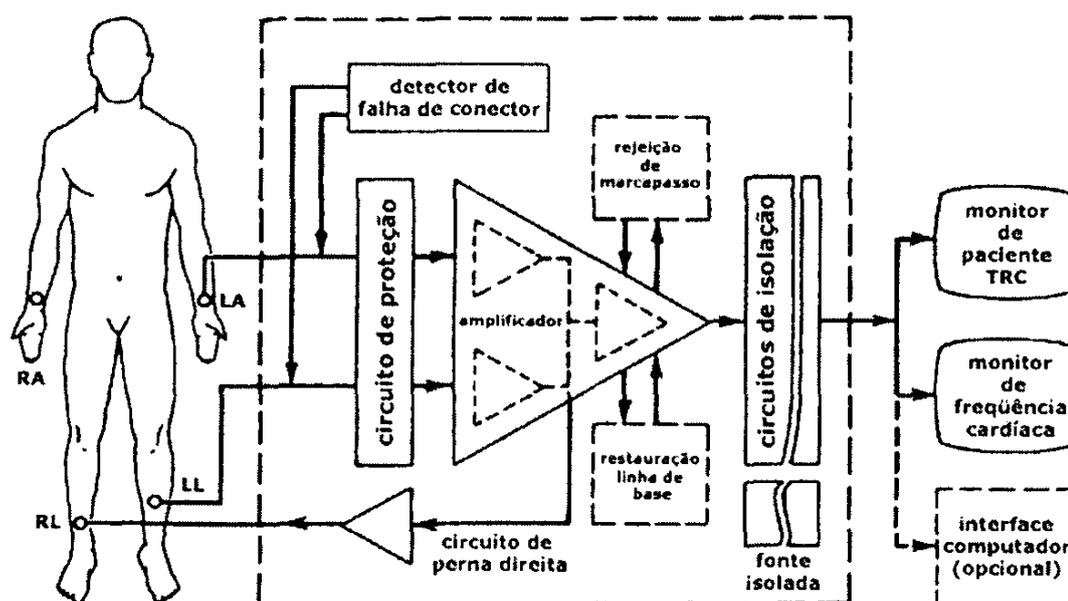


Figura 2.22: Diagrama em blocos de um monitor cardíaco (BUTTON, 2002).

O diagrama em bloco acima representa um sistema de eletrocardiógrafo com uma derivação utilizado para acompanhar (monitorar) o batimento cardíaco e o sinal característico do ECG. O sistema genérico de monitoramento utiliza de 3 a 5 eletrodos, sendo colocado geralmente no tórax do paciente. O circuito de perna direita é usado para reduzir interferência elétrica. A isolamento elétrica deve fornecer proteção ao paciente contra riscos de choque elétrico. Além da forma de onda do ECG e frequência cardíaca pode indicar o "status" das conexões dos eletrodos. Algumas especificações importantes serão mostradas na tabela 2.2. Incluem proteção, risco de choque elétrico, configurações de eletrodos e características dos amplificadores para eletrocardiógrafo de monitoramento e diagnóstico

Parâmetro	Especificação
Eletrodos Disponíveis	RA, LA, LL, RL, V1 a V6
Derivações	I,II,III a VR, aVL, aVF, V1 a V6
Impedância da Entrada	> 2,5 Mega
Ganho Total	1000v/v ou dB
Faixa de Passagem	0,01-250 Hz (Diagnóstico) 0,5-40 Hz (monitoramento)
Ruído	< 40 mV pico-pico
Rejeição de Modo Comum	120dB
Linearidade	< 5 por cento
Proteção (sobretensão)	5 kV (desfibrilador)
Corrente de Fuga	< 10 mA

Tabela 2.2: Especificações de um eletrocardiógrafo comercial típico (BUTTON, 2002).

Na tabela 2.2, observa-se as características dos eletrocardiógrafos tradicionais, com impressão do ECG no papel. Na utilização de eletrocardiógrafos conectados a microcom-

putadores, como a digitalização, armazenamento e interpretação dos traçados captados e a possibilidade de funcionar alimentado à bateria por diversas horas, favorece a um diagnóstico mais rápido. Nestes os resultados são obtidos de forma mais prática, e eficiente, podendo o médico ampliar trechos do exame e visualizar de forma mais rápida as características das ondas e duração de cada evento.

2.4.7 Aplicações Clínicas

O Eletrocardiógrafo é usado por cardiologistas ou técnicos para aquisição dos sinais cardíacos, através das 12 derivações, com a intenção de pesquisar alguns sintomas, ou de realizar um "check-up"³ de rotina, o que favorece a interpretação específica de doenças cardíacas como o infarto do miocárdio e doenças de condução elétrica; supervisão de implante de marca-passo cardíaco; pré-operatório; acompanhamento de procedimentos cirúrgicos; etc. O grau de complexidade das funções variam muito, podendo até em alguns aparelhos, fornecer o traçado acompanhado de um laudo interpretativo. Existem eletrocardiógrafos de um canal e de múltiplos canais, que armazenam, processam e transmitem as informações (BUTTON, 2002).

A banda de frequência utilizada para aquisição dos sinais ECG depende do tipo de aplicação desejada, conforme pode ser visualizado na Figura 2.23 A eletrocardiografia clínica demanda uma faixa de frequência entre 0,05 e 100 Hz; já o monitoramento utiliza banda entre 0,5 e 50 Hz. Para determinação da frequência cardíaca, a faixa de frequência utilizada é centrada em 17 Hz (TOMPKINS, 1995).

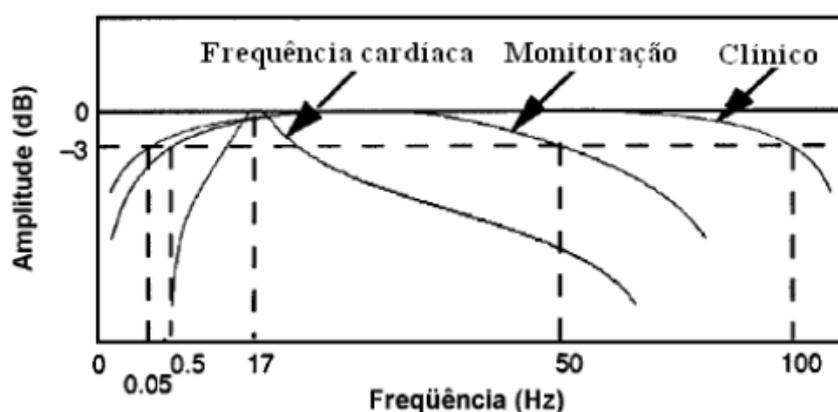


Figura 2.23: Faixas de frequência da eletrocardiografia (TOMPKINS, 1995).

Dessa forma, dependendo da configuração dos sinais ECG, o ritmo cardíaco pode ser identificado, assim como anomalias cardiovasculares. Isso torna o eletrocardiógrafo um dispositivo indispensável em sistemas de monitoramento de doenças cardiovasculares.

³Checkup - necessidade da realização de um exame médico completo, mais minucioso

2.4.8 Normas de segurança

Normas que regulamentam a fabricação e utilização do eletrocardiógrafo:

A norma IEC 601-2-25 regulamenta os aspectos de segurança e funcionais dos eletrocardiógrafos, e a norma IEC 601-2-27 faz o mesmo para monitores cardíacos. Ambas as normas estão sob as exigências da norma geral IEC 601-1, que regulamenta todos os aspectos de segurança em Equipamentos Médico-Hospitalares.

A classe de proteção: Proteção contra choques elétricos, Classe I de acordo com a norma IEC/EN 60601-1 (com alimentação interna);

Requisitos adicionais: EN 1060-1, EN 1060-3 e EN 12470-4.

Valores medidos para Eletrocardiógrafos:

- Detecção automática de 3, 5 e 10 derivações
- Derivações selecionáveis
- Detecção de falha de derivação
- Conectores de 6 pinos e 12 pinos AAMI ⁴
- Derivações: Registro simultâneo, síncrono de até nove eletrodos ativos resultando em 12 derivações
- Filtros:
 - Geral: 50 Hz / 60 Hz / desligado
 - Largura de banda: 0,5 Hz a 35 Hz ou 0,05 Hz a 150 Hz
- Cabo do paciente: Cabo para 3 eletrodos, 5 eletrodos, 10 eletrodos
- Impedância de entrada: $\geq 2,58$ Mega
- Intervalo de frequência cardíaca: 15 a 300 batimentos/min.
- Intervalo de atualização da apresentação: 1 segundo
- Tensão de detecção de falha da derivação: $< 0,5$ uA
- Rejeição de ondas T altas: amplitude máx. da onda T de acordo com a norma IEC 60601-2-27, capítulo 50.102.17: 4 mV
- Método de cálculo da FC média: É utilizada a média dos últimos 16 batimentos, quando o intervalo de FR corresponder a uma FC de < 48 bpm. É utilizada a média dos últimos 4 batimentos, quando o intervalo de FR corresponder a uma FC de < 48 bpm.

⁴AAMI - Association for the Advancement of Medical Instrumentation

- Exatidão da FC : ± 5 porcento ou $\pm 5bpm$ (o que for maior)
- Tempo de resposta do medidor de FR:
 - Alteração de 80 para 120 bpm: 11 s
 - Alteração de 80 para 40 bpm: 11 s
 - Resposta a um ritmo irregular: A1: 80/min, A2: 60/min, A3: 120/min, A4: 90/min (de acordo com a especificação IEC 60601-2-27, 6.8.2bb)
- Tempo para acionar o alarme de taquicardia: B1 e B2: 3 s (de acordo com a especificação IEC 60601-2-27, 6.8.2.bb)
- Sensibilidade: De acordo com a norma ANSI⁵/AAMI EC13 / IEC60601-2-27
- Amplificador de ECG:
 - Frequência de amostra: 1000 Hz
 - Proteção: Totalmente isolado, protegido contra desfibrilação >5 kV
 - Filtro de frequência de linha: 50 ou 60 Hz de interferências sinusoidais

2.5 Procad 1493/2007 - Monitoramento e Diagnóstico

O PROCAD 1493/2007 (Projeto de Cooperação Acadêmica entre o Mestrado Multidisciplinar em Modelagem Computacional de Conhecimento da UFAL e o Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação da UFPE). Trabalha no desenvolvimento de sistema de monitoramento cardíaco. Nele já foram desenvolvidos outros três trabalhos, conforme a figura abaixo. A proposta da construção de um Eletrocardiógrafo- hardware veio para melhorar o conjunto dos trabalhos já desenvolvidos, pois permiti a coleta e analise de dados reais.

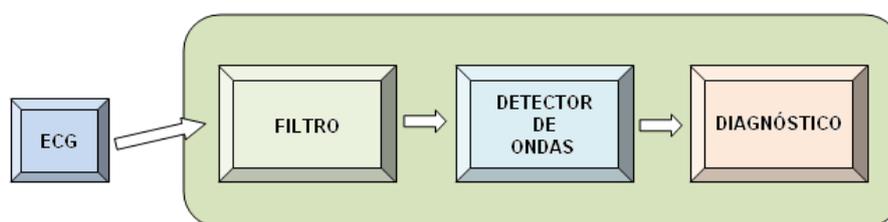


Figura 2.24: Trabalhos desenvolvidos no PROCAD.

⁵ANSI - American National Standards Institute

2.5.1 Filtro

Uma Aplicação do Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados ao Problema de Separação Cega de Fontes (Valter Wellington Ramos Junior).

Este Trabalho apresenta uma modelagem de um algoritmo genético, baseado em tipos abstratos de dados, aplicada a problemas de separação cega de fontes. Nesse sentido, faz-se comparações através de abordagens utilizando o algoritmo genético de Holland e o Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados, com o objetivo de mostrar a eficiência desse algoritmo na caracterização de uma solução combinada a problemas de otimização complexa, usando de maneira parcimoniosa os recursos computacionais disponíveis. Nessas duas abordagens, busca-se, através do processo evolutivo, ajustar os coeficientes dos sistemas ponderados a partir da consideração, como função custo, de algumas técnicas de separação de fontes, como a Curtose, Informação Mútua, Negentropia e principalmente a combinação delas. Os resultados obtidos por meio de simulações mostram um bom compromisso entre desempenho e custo computacional.

2.5.2 Detector de ondas

Um Sistema Adaptativo para Detecção de Ondas de Eletrocardiografia (Bruno Raphael Pastor de Melo). Este trabalho propõe um novo algoritmo que tem como objetivo ajudar a melhorar o percentual de acerto nas detecções das ondas que compõe este tipo de exame. Esta dissertação apresenta o emprego do algoritmo genético baseado em tipos abstratos de dados (GAADT) para a construção de um algoritmo e sistema de detecção de diferentes tipos de ondas de um exame eletrocardiográfico, o qual poderá, entre outros fins, ser aproveitado em um sistema de monitoramento de arritmias cardíacas. O sistema foi desenvolvido utilizando as amostras de exames obtidas através do MIT-BIH Database. Os resultados obtidos foram analisados e comparados com os de outros trabalhos e softwares, o que possibilitou uma avaliação da qualidade dos resultados e, conseqüentemente, do algoritmo construído.

2.5.3 Diagnóstico

Uma Especificação do Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados para Diagnóstico de Arritmias Ventriculares a ser Aplicada a partir do Eletrocardiograma (Andréa Marques Vanderlei Ferreira). O trabalho apresenta um sistema computacional de diagnóstico para Arritmias Ventriculares, o qual utiliza uma abordagem de computação evolutiva, mais especificamente o algoritmo genético baseado em tipos abstratos de dados, que visa detectar anormalidades presentes no exame de eletrocardiograma (ECG), mediante uma análise criteriosa das informações fornecidas ao Sistema de Eletrocardiograma (SIECG). O sistema proposto abrange os eventos do ECG

(ondas, complexos, intervalos e segmentos) com suas respectivas derivações periféricas e precordiais, além do perfil do paciente, que corresponde ao conjunto de seus dados pessoais (idade, sexo). Os exames gerados para emissão do laudo da equipe médica, que serão comparados com o sistema proposto foram intencionalmente elaborados com a presença de três arritmias ventriculares, a saber: Bloqueio do Ramo Direito (BRD), Bloqueio do Ramo Esquerdo (BRE) e Extrassístole Ventricular. Este sistema que foi desenvolvido em Python e Mysql.

2.5.4 ECG

Este trabalho é mostrado nesta dissertação. Apresenta-se um aparelho com finalidade efetuar a aquisição dos sinais de ECG, e promover a comunicação com o computador, através da porta USB, possibilitando a aquisição e análise do sinal de ECG para pesquisas nesta área. O modelo desenvolvido é apresentado na figura 2.25.

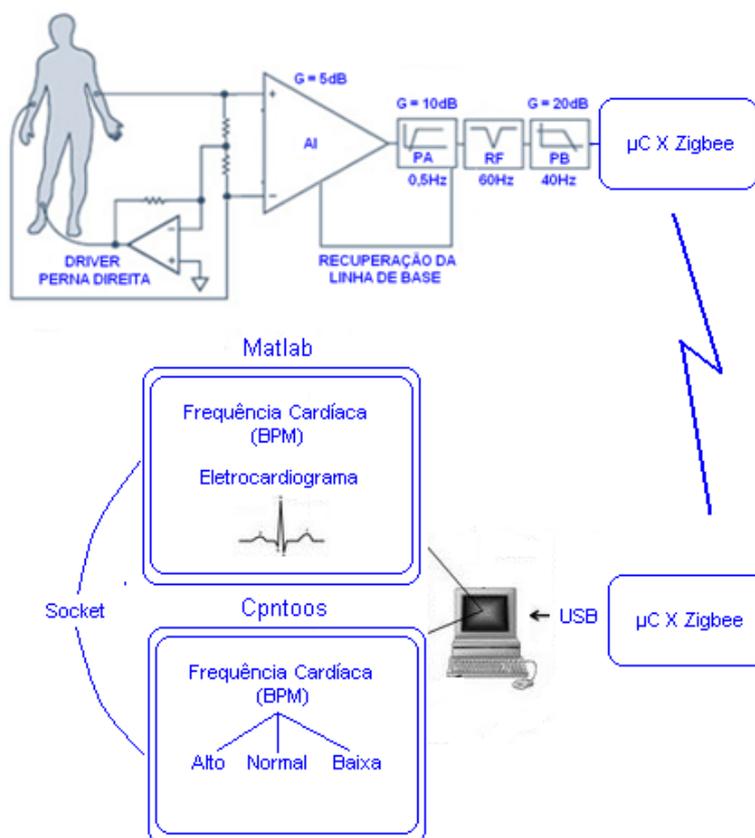


Figura 2.25: Modelo desenvolvido com: aparelho de ECG ligado ao microcontrolador com um zigbee embarcado configurado como transmissor; microcontrolador com um zigbee embarcado configurado como receptor ligado ao computador através da porta USB e dois software desenvolvidos um no Matlab e outro o Cptools se comunicando através do Socket. Autor, 2012 e adaptado (RADIOLOCMAN, 2008).

Capítulo 3

Modelo Proposto

3.1 Introdução

Neste capítulo, discorrem-se os detalhes da implementação do modelo do eletrocardiógrafo portátil para monitorar os sinais cardíacos com o recurso de conexão via porta USB, promovendo, com isso, o estudo do eletrocardiograma através de dados obtidos em tempo real. Podendo tanto ser usados em computador pessoal, quanto em notebooks e outros que contemplem o acesso a porta USB. O sistema busca cumprir as necessidades do PROCAD NF-1493/2007. Fazendo parte de um grupo de 4 trabalhos já desenvolvidos nesta linha de pesquisa.

3.2 Programação do Microcontrolador

O primeiro passo para desenvolvimento deste projeto foi a programação do kit eZ430RF2500 da Texas Instrument's, para construção de um sistema de comunicação wireless, que proporcione a transmissão do sinal de ECG. Este Kit, utiliza o microcontrolador MSP430F2274, que faz parte de família de microcontroladores ultra-low-power da Texas e consistem de vários dispositivos que caracterizam diferentes conjuntos de periféricos direcionados para várias aplicações.



Figura 3.1: kit eZ430RF2500 da Texas Instrument's (TEXAS-INSTRUMENTS, 2011a).

A arquitetura é combinada com cinco modos de baixa potência que são otimizados para alcançar um maior tempo de funcionamento com bateria em aplicações portáteis. (TEXAS-INSTRUMENTS, 2011a)

Os recursos do dispositivo são listados abaixo:

- Baixa Faixa de Tensão Alimentação 1,8 V a 3,6 V
- Consumo Ultra-low-Power
 - Modo Ativo: 270 mA a 1 MHz, 2,2 V
 - Modo de espera: 0,7 mA
 - Modo Desligado (RAM Retenção): 0,1 mA
- Ultrafast Wake-Up do modo de espera em Menos de 1 mS
- Arquitetura RISC¹, 16-Bit, 62,5 ns de Tempo de Ciclo Instrução
- Configurações Básicas do Módulo de Relógio:
 - Frequências interna de até 16 MHz com Quatro frequências calibrados para ± 1 por cento
 - Internal Very-Low-Power de baixa frequência oscilador
 - Crystal 32 kHz
 - Crystal de alta frequência até 16 MHz
 - ressonador
 - Fonte de relógio digital externo
 - Resistor externo
- 16-Bit Timer_A Com três Captura / Comparação de Registros
- 16-Bit Timer_B Com três Captura / Comparação de Registros
- Interface de Comunicação Serial Universal
 - Enhanced UART² Apoio a Auto-detecção Baudrate (LIN)
 - IrDA Encoder e Decoder
 - Synchronous SPI
 - I2C

¹RISC - Reduced Instruction Set Computer

²UART - Universal Asynchronous Receiver-Transmitter

- 10-Bit, 200-ksps Conversor A / D Com Referência Interna, Sample e-Hold, Autoscan, e Controlador de Transferência de Dados
- Dois Amplificadores Operacionais configuráveis
- Detector de blecaute
- Programação Serial Onboard, Proteção código programável por segurança Fuse
- bootstrap
- 32KB + 256B Memória Flash, 1KB RAM
- Disponível em Shrink 38-Pin Fino Esboço Package (DIP) e 40-Pin Pacote QFN.

A programação do kit eZ430RF2500, foi feita em linguagem C. Dois softwares de desenvolvimento são fornecidos no CD que acompanha o kit: o IAR Embedded Workbench IDE e o Code Composer Essentials (CCE). Ambos trabalham tanto em assembler quanto em linguagem C, e permitem o uso de até 4 kbytes de código gratuitamente, o que é suficiente para a maioria das aplicações de desenvolvimento a serem feitas. Ambos também permitem a gravação, leitura, teste e depuração de programas, criando um ambiente de trabalho completo. (TEXAS-INSTRUMENTS, 2011a)

O Kit disponibiliza um código de demonstração que facilita a visualização dos códigos, dos comandos configurados para o compilador AIR. A Texas disponibiliza o compilador AIR e um tutorial explicando como efetuar o reconhecimento do dispositivo e como compilar o código demo.

O kit eZ430RF2500 tem o recurso de comunicação sem fio que usa a tecnologia ZigBee. Foi utilizada a comunicação SPI do microcontrolador com o circuito de comunicação ZigBee, através do Simpliciti (TEXAS-INSTRUMENTS, 2011b). Esse protocolo permite a identificação de cada sensor presente. Após vários testes de comunicação, foi construído o código para aquisição do sinal ECG, baseado no código desenvolvido e distribuído gratuitamente pela Texas Instruments.

Para o teste prático da comunicação sem fio entre os dois circuitos ZigBee, foi utilizado um potenciômetro de $10K\Omega$, para variar os valor da tensão na entrada do conversor, visualizados através do terminal (Figura 3.2), que mostra os dados provenientes da porta serial.

3.3 Simulação do Circuito Elétrico

O processo de desenvolvimento foi iniciado com a modelagem do circuito elétrico através de ferramenta de simulação de circuitos elétricos como ponto de partida (CUNHA et al.,

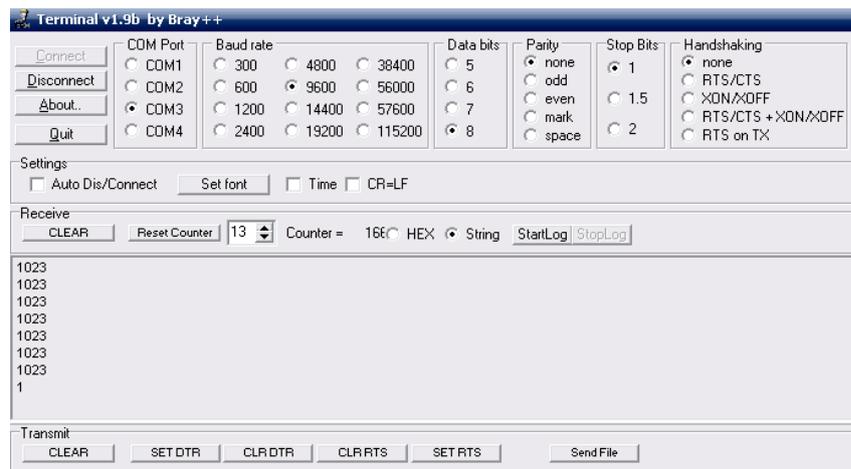


Figura 3.2: Visualização da comunicação entre os rádios, mostra o valor de 1023 referente ao conversor de 10bits

2011). As respostas das etapas de amplificação e filtragem do sinal podem ser visualizadas na Fig.3.4 Para a simulação do amplificador diferencial foi utilizado uma ponte de Wheatstone, como é apresentada na Fig.3.3.

Para o dimensionamento do ganho do amplificador de instrumentação e da frequência de corte dos filtros, as seguintes relações foram utilizadas, respectivamente:

Fórmula para cálculo da frequência de corte:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

Fórmula para o Ganho:

$$G = 1 + \frac{2R_s}{R_G} \quad (3.2)$$

Cálculo para o filtro passa alta:

$$F_c = \frac{1}{6.2828 \times 10^{-6} \times 330 \times 10^3} = 0,5 Hz$$

Cálculo para o filtro passa baixa:

$$F_c = \frac{1}{6.2828 \times 15 \times 10^{-9} \times 47 \times 10^3} = 225 Hz$$

Cálculo para o ganho do amplificador de instrumentação:

$$G = 1 + \frac{2R_s}{R_G} \Rightarrow 1 + \frac{2 \times 22000}{133} = 331 dB$$

Após os cálculos determinou-se o circuito e efetuaram-se os testes, conforme figuras abaixo:

Para a aquisição do sinal ECG foram necessárias algumas etapas de amplificação que produzissem um ganho total de mais ou menos 1000dB para todo o processo. Na primeira etapa, foi definido um ganho fixo de 300 dB para o amplificador de instrumentação. Na segunda etapa, um ganho ajustável conforme o controle pretendido, foi propiciado pela utilização de potenciômetros. Para o monitoramento do sinal ECG a faixa de 0,5 Hz

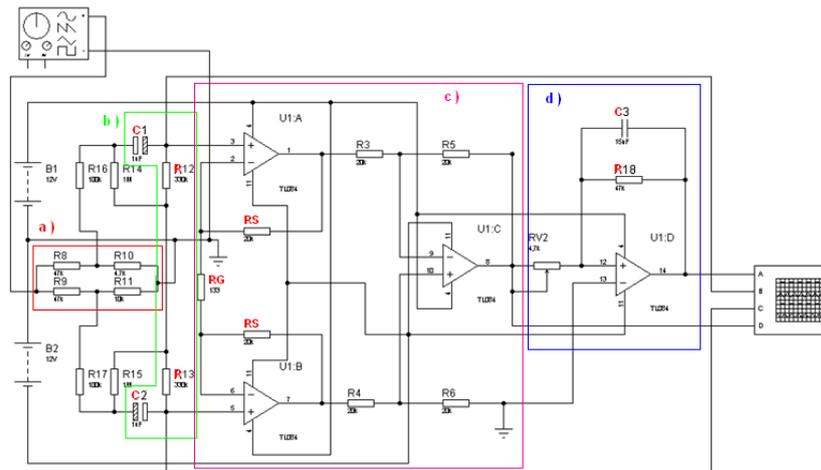


Figura 3.3: - Circuito montado no Proteus: a) refere-se a ponte Wheatstone, b) filtro passa alta, c) Amplificador de instrumentação, d) filtro passa baixa.

a 225Hz foi utilizada, com o objetivo de eliminar interferências externas presentes nos sistemas reais.

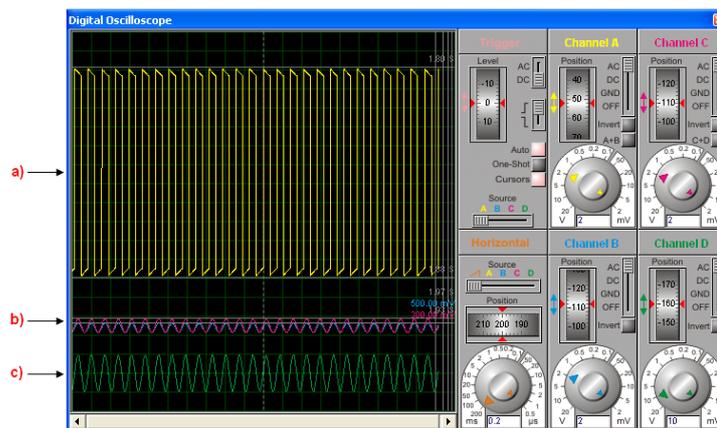


Figura 3.4: - Visualização dos sinais: a) saída pós filtro passa baixa na escala de 2x, b) diferencial das ondas pós ponte de Wheatstone, c) saída do amplificador de instrumentação na escala de 10x

3.4 Testes e construção do circuito elétrico

3.4.1 Estudos realizado e construção do primeiro protótipo

Através do estudo da instrumentação biomédica referente a utilização do amplificador de instrumentação para aquisição de sinais, e através de testes efetuado no protoboard, foi desenvolvido um primeiro diagrama elétrico para aquisição de sinais cardíacos. O primeiro resultado se deu no programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica, na Área de Eletrônica, no bloco de Geociências da UFPE, em 2010. Conforme a figura 3.5.

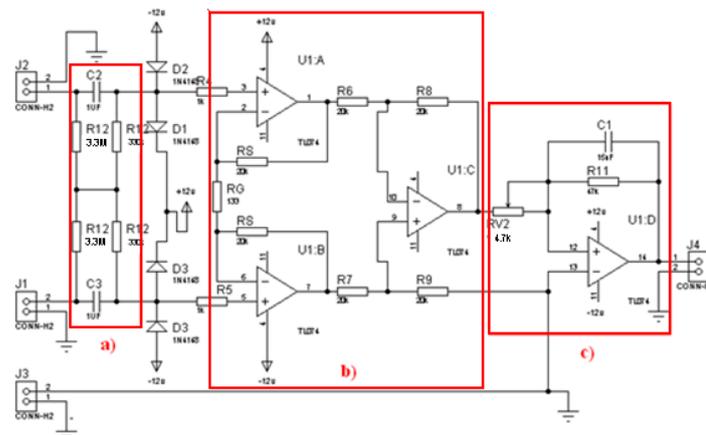


Figura 3.5: a) filtro passivo passa alta de 0,5Hz, b) amplificador de instrumentação biomédica. c) filtro ativo passa baixa de 225Hz, com ganho ajustável.



Figura 3.6: Testes efetuado no protoboard

Como os testes do circuito montado no protoboard, sendo ligado ao kit eZ430RF2500 para o condicionamento do sinal e transmissão via wireless, mostrou-se satisfatório, foi desenvolvido uma placa utilizando o software Proteus em dupla face, com a malha de aterramento próxima as trilhas dos sinais e aos filtros, evitando assim interferências externas indesejadas, como é apresentado nas Figuras 3.7 e 3.8. Para obter uma trilha mais bem definida no circuito impresso, foi utilizada a técnica de aquecer e movimentar o percloroeto de ferro no momento da corrosão da placa.

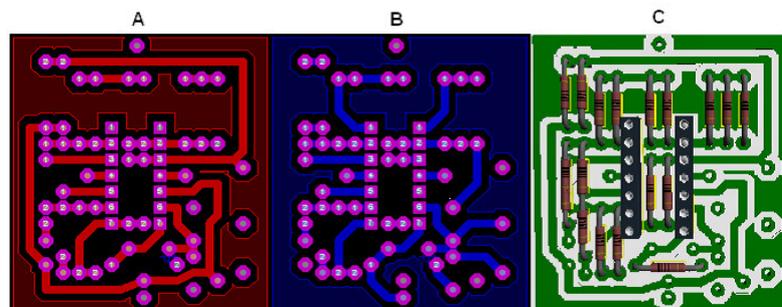


Figura 3.7: Visões da placa de circuito impresso montada: A) top view; B) bottom view e C) visualização 3D com componentes

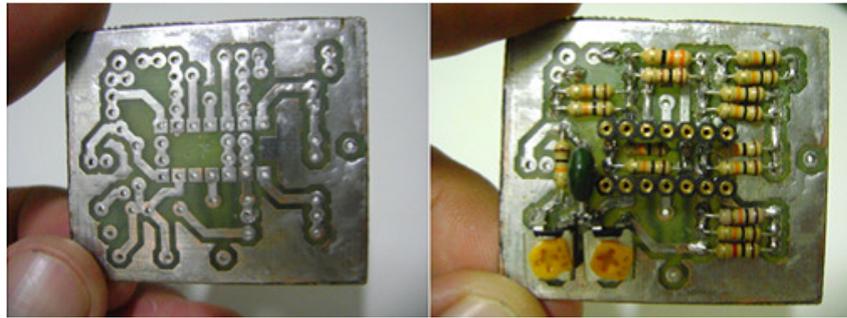


Figura 3.8: Placa Confeccionada e Montada

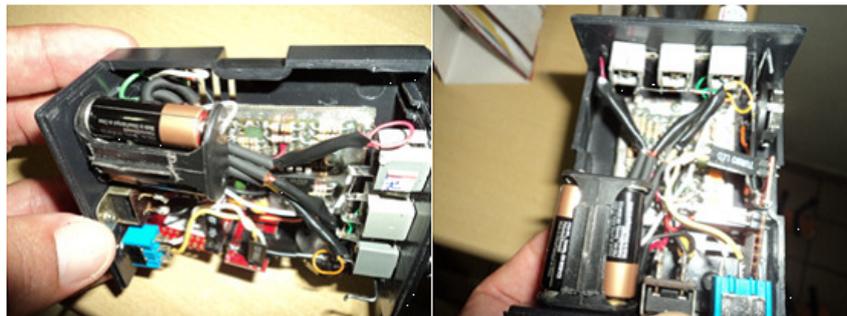


Figura 3.9: Detector ECG portátil montado

Foi efetuada a montagem do detector utilizando, inicialmente, uma fonte de alimentação simétrica comercial de 12V. Em seguida, duas baterias de 12V substituíram a fonte simétrica. Foi verificado um sinal mais adequado com a utilização das baterias, com menor incidência de oscilações e interferências.

3.4.2 Estudos realizado e construção do segundo protótipo

Algumas observações foram feitas no decorrer dos testes com o primeiro protótipo, como algumas oscilações na linha de base e, ainda, interferências no sinal. Isso levou a uma nova busca de informações e um estudo mais detalhado dos requisitos básicos para aquisição deste tipo de sinal.

Há normas específicas para eletrocardiógrafos no que tange à proteção e elementos de condicionamento e processamento do sinal. A norma IEC 601-2-25 regulamenta os aspectos de segurança e funcionais dos eletrocardiógrafos, e a norma IEC 601-2-27 faz o mesmo para monitores cardíacos. Para a fabricação de um eletrocardiógrafo comercial, seguem alguns valores normalmente utilizados para os sistemas de condicionamento e processamento do sinal cardíaco (BONHO et al., 2004)(CARDOSO, 2010). Com base nestes novos estudos e as informações encontradas nas normas descritas no capítulo 2, escolheu-se as 4 que melhor representassem a proposta deste trabalho, que foram estas:

- Filtros (passa alta de 0,5Hz, rejeita faixa de 60Hz e passa baixa de 40Hz);

- Circuito driver de perna direita;
- Sistema de recuperação da linha de base;
- Ganho total de 1000dB.

Com os parâmetros necessários para especificação do circuito elétrico do detector ECG, passamos para etapa de escolha dos componentes que atendessem as características para construção de um eletrocardiógrafo de baixo consumo. Nesta etapa foi efetuada uma pesquisa, em busca de componentes que se adequassem a proposta de baixa potência. Na base eletrônica percebeu-se a necessidade da utilização de componentes SMD, devido que as suas características normalmente apresentam um baixo consumo.

Iniciou-se a etapa de construção de um diagrama elétrico partindo dos 4 elementos básicos para construção do protótipo do eletrocardiógrafo adotado neste trabalho, passou-se a estudar as técnicas necessárias para montagem de cada elemento. Os estudos dos circuitos elétricos desenvolvidos pela Texas Instruments e Analog Devices, foram de grande importância nesta etapa, visto que, estas duas empresas apresentam várias propostas de circuitos nesta área.

Testes foram efetuados novamente no protoboard, utilizando-se os amplificadores operacionais e de instrumentação, para modelar o circuito do detector, conforme a figura abaixo.

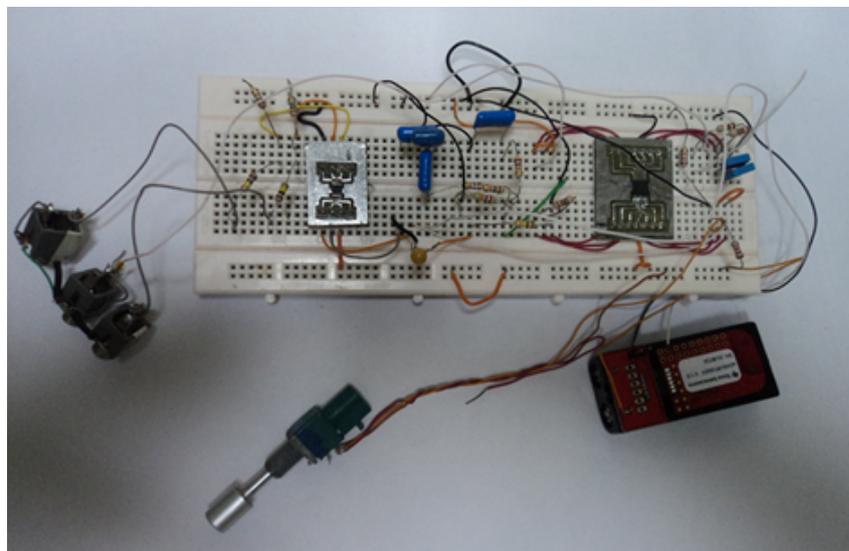


Figura 3.10: Testes no protoboard do segundo protótipo

Foi então desenvolvido um circuito que atendesse a proposta. Um circuito eletrônico do eletrocardiógrafo portátil de baixo consumo, com poucos componentes, proporcionando aquisições dos sinais ECG. O diagrama de blocos do sistema de condicionamento dos sinais ECG é exibido na Figura 3.11, correspondendo às etapas de aquisição, filtragem e amplificação do sinal. O sinal adquirido foi da ordem de unidades de mV e, portanto, uma

amplificação adequada foi necessária. Um ganho de 1000dB foi escolhido e propiciado por três etapas de amplificação (Figura 3.10). O primeiro ganho foi de 5 dB, realizado pelo amplificador de instrumentação INA321, que possui baixo consumo de corrente ($40\mu A$) e alto CMRR (94 dB). As respostas das etapas de amplificação, filtragem, recuperação de linha de base e driver de perna direita podem ser visualizadas na Figura 3.11

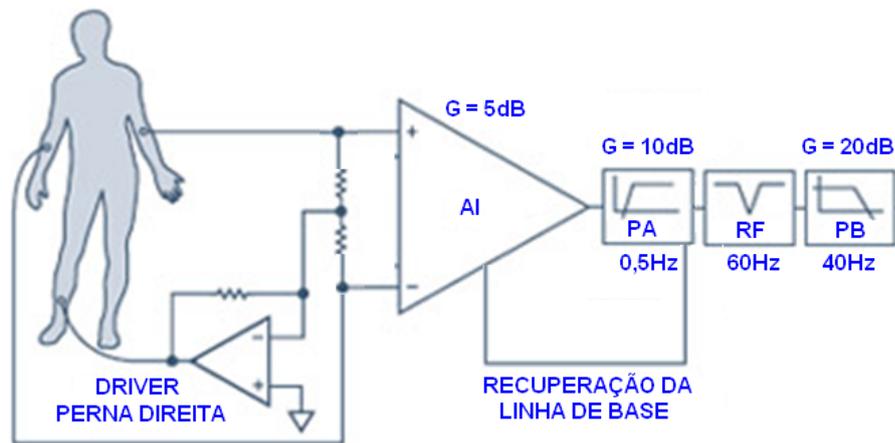


Figura 3.11: Diagrama em bloco do eletrocardiógrafo desenvolvido. Autor, 2012 e adaptado (RADIOLOCMAN, 2008).

A segunda etapa, com ganho de 10 dB, correspondeu a um filtro ativo passa-altas com banda passante de 0,5 Hz. A função desse filtro era manter inalterada a linha base do sinal ECG, eliminando interferências ocasionadas por sinais espúrios. A terceira etapa de amplificação, com ganho de 20 dB, foi um filtro ativo passa baixas com frequência de corte de 40 Hz, que corresponde à frequência máxima utilizada para monitoramento dos sinais cardíacos. As segunda e terceira etapas foram realizadas com o amplificador OPA4140, que possui entrada JFET e baixo consumo de potência. Na Figura 3.11 é também exibido o driver de perna direita. O objetivo deste circuito de realimentação é aumentar a rejeição de modo comum (CMRR) do sistema de amplificação do sinal ECG, tendo em vista a grande quantidade de interferência eletromagnética que pode ser acoplada à pele do corpo do paciente sob monitoramento para uma proteção mais adequada contra as interferências (?). O cálculo efetuado para atingir a meta de um ganho de 1000dB, obteve através do ganho de amplificação em cascata. Equação 3.3.

$$G_t = G_1 \times G_2 \times \dots \times G_n \quad (3.3)$$

Para calibrar o melhor ponto da linha de base foi colocado um potenciômetro de $10K\Omega$, podendo ajustar a posição do alinhamento do sinal.

Também necessitou da complementação do filtro (nocth) para remoção do sinal de 60Hz da rede elétrica. Com essa definição reduziu-se os efeitos das interferências externas presentes nos sinais adquiridos, conforme a figura 3.12

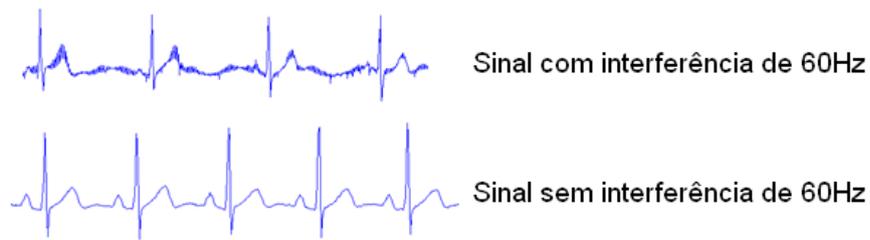


Figura 3.12: Comparação do sinal com e sem interferência de 60Hz

Após uma breve análise das diversas causas de interferências que foi observou-se na elaboração do layout da placa. Conforme recomendações gerais, para circuito de baixa corrente e baixa frequência (CUTRI, 2005):

- O layout do PCB foi demarcado para separar os circuitos ruidosos dos sensíveis;
- Cabos de aquisição de sinais foram posicionados próximos dos planos de terra;
- As áreas de Loop foram minimizadas e
- Utilizou-se blindagem localizada sempre que possível de todo circuito;

O sistema de condicionamento foi montado numa placa de circuito impresso de dupla face com dimensões de 4x4 cm (Figura 3.13). O layout dessa placa foi projetado para que os seguintes objetivos fossem obtidos: minimizar as interferências eletromagnéticas. Isso foi providenciado por uma grande malha de aterramento (Figura 3.13 e 3.14) e tendo os cabos de aquisição dos sinais (eletrodos) posicionados próximos ao aterramento; e reduzir as distâncias entre os componentes presentes nos loops (realimentações) do circuito. Para eliminar a influência do sinal de 60 Hz, proveniente da rede elétrica, um filtro rejeita faixas (filtro Notch) foi utilizado. A alimentação do subsistema de condicionamento do sinal ECG, fornecida por duas pilhas alcalinas de 1,5V cada, conforme ilustrado na Figura 3.15. O circuito foi acondicionado numa caixa pequena, juntamente com o sistema de processamento dos dados adquiridos.

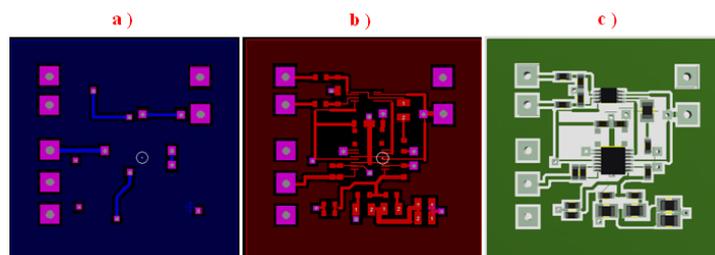


Figura 3.13: Visões da placa de circuito impresso montada: A) top view; B) bottom view e C) com componentes

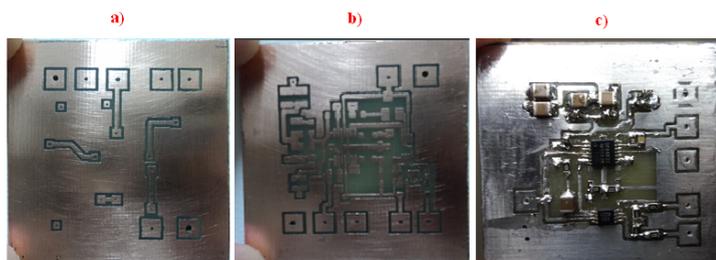


Figura 3.14: Placa Confeccionada e Montada



Figura 3.15: Protótipo do eletrocardiógrafo montado

3.5 Interface de visualização dos sinais ECG

3.5.1 Primeira Interface gráfica desenvolvida no MATLAB

A interface gráfica foi desenvolvida utilizando a ferramenta GUI ou Guide, presente no software Matlab. O Matlab apresenta ferramentas capazes de realizar leituras em tempo real, e que permite construir interfaces gráficas de interação com o utilizador. GUI (Graphical User Interface) torna os programas mais fáceis de usar, pois, fornecem uma aparência consistente e com controles intuitivos (botões, régua, caixas de listagem, menus, etc). A figura 4.16 mostra a primeira interface desenvolvida.

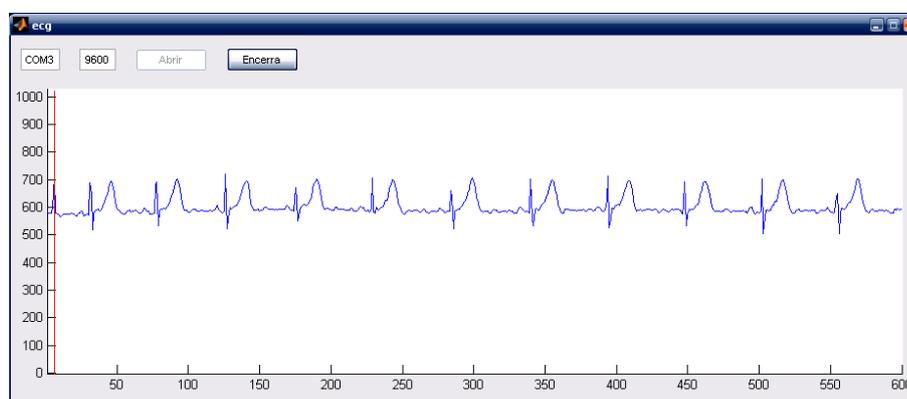


Figura 3.16: Interface no Matlab com o sinal do primeiro protótipo

A primeira ação foi definir a comunicação com o software Matlab, para aquisição dos dados. A configuração da comunicação com a porta USB para aquisição dos dados no Matlab foi efetuada como está descrito abaixo:

- clear all
- s = serial('COM3');
- set(s,'BaudRate',9600,'DataBits',8,'Parity','none');
- fopen(s);
- s.ByteOrder = 'bigEndian';

A taxa ou velocidade de conversão, que define a quantidade de amostras tomadas do sinal analógico por unidade de tempo, geralmente, é expressa em "amostras/s" ou em "Hz". A taxa de conversão escolhida para uma determinada aplicação e deve levar em conta o critério de Nyquist, que determina que a taxa deve ser no mínimo duas vezes maior que a frequência máxima do sinal desejado, a fim de evitar perda de informação (aliasing). O primeiro sistema foi desenvolvido com a taxa de transmissão de 9,6Kbps, o que foi adotado para reproduzir o sinal de ECG com banda de 0,5 a 225Hz, de acordo com os cálculos efetuados com base no teorema de Nyquist, que são mostrados abaixo:

- N intervalos de sinalização/s de um s. digital = n° bauds
- Cada intervalo codifica $\log_2 N$ bits = 1 baud
- Largura B em Hz - transmite um sinal digital de no máximo 2B bauds.

Teorema de Nyquist

$$Taxa - em - bps = 2B \log_2 Nbits \quad (3.4)$$

Dados:

$$Nbits - do - A/D = 1024 = 2^{10}$$

$$B = 225Hz$$

Resolvendo:

$$Taxa - em - bps = 2 \times 225(\log_2 2^{10})$$

$$Taxa - em - bps = 2 \times 225 \times 10$$

$$Taxa - em - bps = 4500bps$$

O segundo teorema utilizado (teorema de Shannon), faz uso da relação sinal- ruído que relacionam as mudanças na morfologia do sinal de ECG com o ruído fisiológico que

em determinados casos variam em torno de 10 a 22,5 dB (OLMOS et al., 1999) (RENU-MADHAVI et al., 2006). Partindo deste pré suposto temos que a Relação Sinal-ruído (S/N) e decibéis (dB), é:

$$dB = 10 \log_{10} S/N \quad (3.5)$$

Agora, S/N está na proporção de 22,5dB, isso significa que $dB = 10 \log_{10} S/N$.

$$22,5 = 10(\log_{10} 10^{2,25}) \Rightarrow 10^{2,25} = 177,82 \Rightarrow S/N = 177,82$$

Logo S/N é de $10^{2,25} = 177,82$

De acordo com o teorema de Shannon, o limite é :

$$MDR_s = H \log_2(1 + S/N) \quad (3.6)$$

Então:

$$MDR_s = 225 \times (\log_2(1 + 177,82)) \Rightarrow MDR_s = 225 \times 7,48 \Rightarrow 1683 \text{bps} \Rightarrow 1.683 \text{Kbps}$$

3.5.2 Segunda Interface gráfica desenvolvida no MATLAB

Depois, na segunda etapa, foi desenvolvido o sistema para detecção do batimento cardíaco baseado no detector de complexos QRS evolutivo construído neste PROCAD (MELO et al., 2011), o que possibilitou a visualização dos batimentos. Foi adicionado um sistema de alerta sonoro para melhor percepção dos batimentos e um botão com opção de gravar as amostras, para serem analisadas posteriormente.

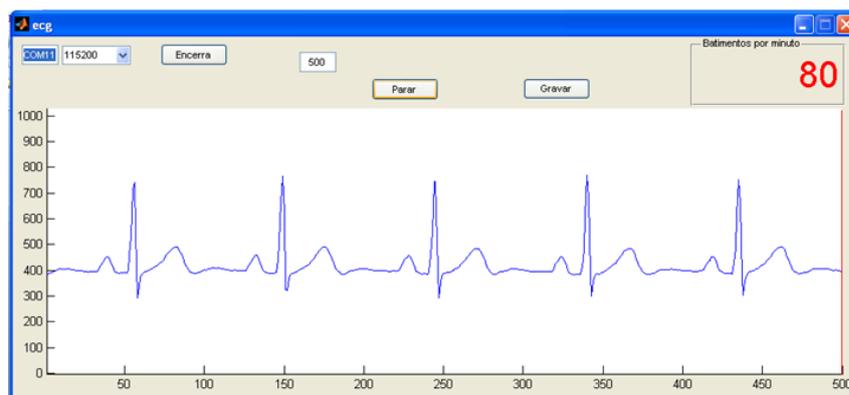


Figura 3.17: Interface no Matlab com o sinal do segundo protótipo

Após análise de outros trabalhos correlatos (THADDEUS et al., 2004) (TEXAS-INSTRUMENTS, 2007) (TEXAS-INSTRUMENTS, 2010) (CHUNG et al., 2008) (ALAMAKI et al., 2007) ajustou-se a taxa de transmissão para 115.2Kbps, tendo uma banda

passante de 5760Hz, equivalente a frequência de amostragem do sinal. A Figura 3.17 apresenta a nova interface desenvolvida.

Com a opção de salvar os dados adquiridos do protótipo, necessitou desenvolver outra interface para visualização dos dados. Também foi construída no ambiente GUI do Matlab. Tem o recurso de lupa o que possibilita a ampliação em cada ponto da amostra, facilitando a visualização do formato de cada onda, conforme a figura 3.18

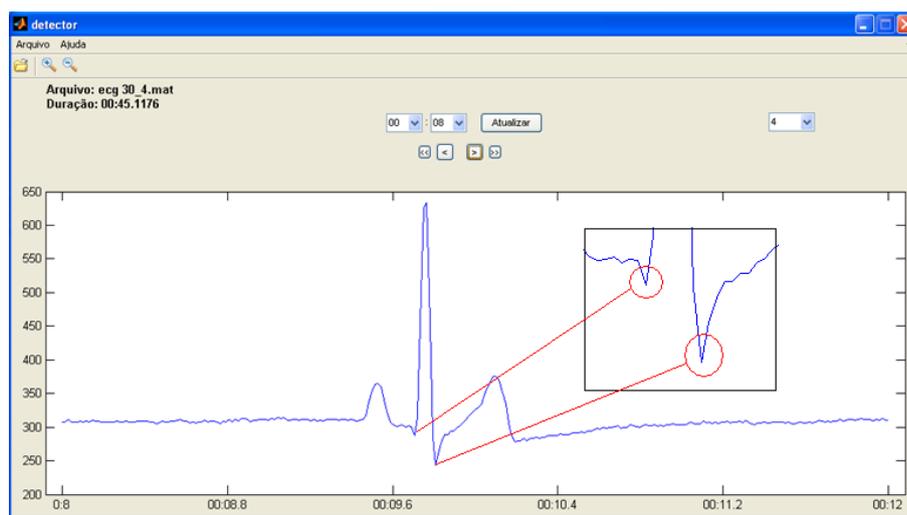


Figura 3.18: Interface no Matlab com o sinal do segundo protótipo

3.6 Sistema de alarme usando Redes de Petri Coloridas

Para modelagem e simulação do monitoramento do monitor de sinais cardíacos foi utilizado a rede de Petri Colorida. A Rede de Petri representa, desde sua proposição em 1962, uma das técnicas mais poderosas para a representação de sistemas distribuídos discretos (MURATA, 1989) (RATZER et al., 2003). Através de uma ferramenta matemática e gráfica, a Rede de Petri proporciona um ambiente adequado para modelagem, análise formal e simulação de sistemas em várias aplicações (AALST, 2009). A ferramenta gráfica utilizada na modelagem dos sinais cardíacos foi o CPN Tools (CPNTOOLS, 2012).

Foram definidas, na modelagem dos sinais cardíacos, páginas específicas de modo a propiciar observações e o armazenamento de informações a cada instante definido. Dessa forma, as informações pertinentes para o monitoramento de sinais cardíacos são disponibilizadas ao profissional de saúde. Possibilitando assim, um melhor diagnóstico e uma melhor tomada de ações no caso de alterações na frequência cardíaca e nos sinais ECG.

A rede de Petri colorida possibilitou utilizar variáveis de diversos tipos (cores). Essas variáveis funcionam como fichas e podem influenciar nas funções, determinando limites que representem melhor o funcionamento desta modelagem. Para modelar o monitoramento dos sinais de ECG foram utilizadas as variáveis e cores descritas na Tabela 3.1

Variáveis	Descrição	Cor
Numero	número	INT
V	valor	INT
receivedStr	recebendo string	STRING

Tabela 3.1: Variáveis e cores usadas na modelagem

As funções utilizadas na modelagem são as seguintes, com suas respectivas descrições:

a) fun `VerificaEcg(v)`: Verifica se o sinal é de ECG; b) fun `AnalisaEcg(numero:INT)`: Analisa a faixa do sinal, separando o da faixa normal e enviando o restante para analisa na próxima transição; c) fun `AnalisaBaixaEcg(numero:INT)`: Analisa a faixa do sinal, separando o da faixa de alarme de baixa e enviando o restante para análise na próxima transição; d) fun `AnalisaAltaEcg(numero:INT)`: Analisa a faixa do sinal, separando o da faixa de alarme de alta.

A sequência de ativação das transições na simulação em Rede de Petri Colorida segue a sequência de operação real de um monitor ECG usando a frequência cardíaca.

Para construção do socket de comunicação no Matlab foi utilizado a função `java.net.ServerSocket`, que faz a intermediação entre o MATLAB e o Cpn-Tools, como segue a descrição abaixo:

Código 3.1: Servidor Matlab

```

1 classdef servidor < handle
2     properties (SetAccess = private)
3         porta = 9000;
4         t = '';
5         server_socket = [];
6         output_socket = [];
7     end
8
9     methods
10        function obj = servidor (varargin)
11            import java.net.ServerSocket;
12            if size(varargin,2) > 0
13                obj.porta = varargin{1};
14            end
15            obj.start();
16        end
17
18        function start(obj)
19            import java.net.ServerSocket;
20            import java.io.*;

```

```
21     retry = 0;
22     number_of_retries = 100;
23     while true
24         retry = retry + 1;
25         try
26             if ((number_of_retries > 0) &&
27                 (retry > number_of_retries))
28                 fprintf(1, 'Muitas_tentativas_sem_sucesso\n');
29                 break;
30             end
31
32             fprintf(1, 'Tentativa_%d_aguardando_algum_cliente_na_porta :
33             _\n', retry, obj.porta);
34             obj.server_socket = ServerSocket(obj.porta);
35             obj.server_socket.setSoTimeout(1000);
36             pause(1);
37
38             obj.output_socket = obj.server_socket.accept;
39
40             fprintf(1, 'Cliente_conectado\n');
41             break;
42         catch
43             obj.stop();
44         end
45     end
46 end
47
48
49     function retorno = conectado(obj)
50         retorno = false;
51         if (~isempty(obj.output_socket))
52             retorno =
53                 get(strcmp(get(obj.output_socket, 'connected'), 'off'));
54         end
55     end
56
57     function escrever(obj, texto)
58         import java.net.ServerSocket;
59         import java.io.*;
```

```

60     try
61         output_stream = obj.output_socket.getOutputStream();
62         d_output_stream = DataOutputStream(output_stream);
63         numBytes = length(texto);
64         fprintf(1, 'Escrevendo_%d_bytes\n', numBytes)
65             %Cabecalho do pacote
66         d_output_stream.writeByte(numBytes);
67         d_output_stream.writeBytes(char(texto));
68 %         tamPacote = 32;
69 %         if(numBytes < (tamPacote))
70 %             for k=(numBytes+1) : (tamPacote)
71 %                 d_output_stream.writeBytes(char(' '));
72 %             end
73 %         end
74         d_output_stream.flush;
75     catch
76         if ~isempty(obj.output_socket)
77             obj.output_socket.close
78         end
79         obj.start()
80     end
81 end
82
83     function stop(obj)
84         import java.net.ServerSocket;
85         import java.io.*;
86         if ~isempty(obj.server_socket)
87             obj.server_socket.close;
88         end
89         if ~isempty(obj.output_socket)
90             obj.output_socket.close
91         end
92     end
93 end
94 end

```

O Socket é um protocolo para troca de dados entre computadores ou software via protocolo TCP/IP. Na Comunicação via socket, pode-se configurar como servidor (aquele que envia os dados), e como cliente (aquele que recebe os dados). O socket é responsável

por estabelecer a comunicação entre o usuário e o servidor onde está sendo realizado o experimento. Após ser efetuada a comunicação, o Matlab (servidor) envia as informações para o CpnTools (cliente), que roda a simulação em tempo real.

O sistema proposto efetua a automação do processo de verificação dos sinais de: Alar- mes de alta e baixa frequência cardíaca que fazem parte das alterações das arritmias cardíacas. O sistema guarda em sua memória os dados das análises de quando o sinal encontra-se na normalidade ou quando entra em alarmes tanto de alta quanto de baixa frequência cardíaca. Em posse desses dados um especialista pode orientar a decisão a ser tomada em determinados casos.

Na figura abaixo mostramos o modelo para conexão com o Matlab.

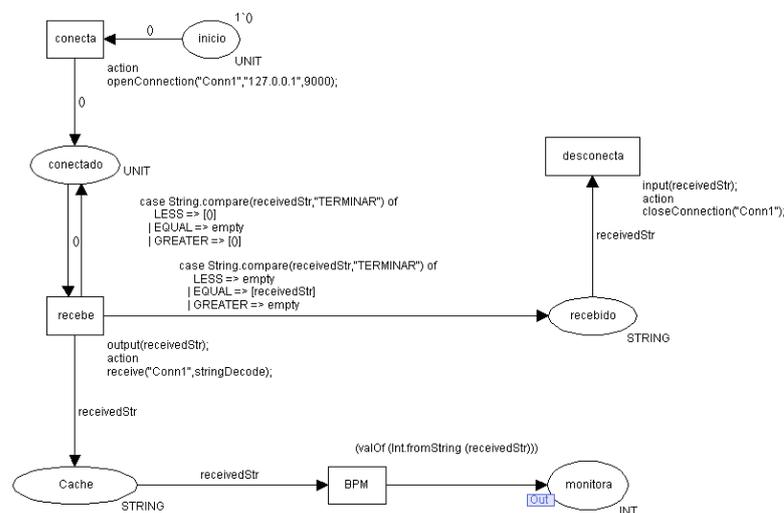


Figura 3.19: Pagina de conexão do CpnTools com Matlab

Para iniciar a comunicação, primeiro é necessário ativar o servidor no Matlab. Nesta etapa o sistema fica em loop aguardando os dados provenientes do Matlab. A comunicação só termina quando solicitada. Isso permite que a conexão não caia, mesmo que ocorra possíveis problemas no protótipo.

Na próxima figura o sistema faz a análise dos dados e direciona-os para um local específico. Nesta etapa ele apenas analisa o sinal levando-o para a janela de normal ou alarme.

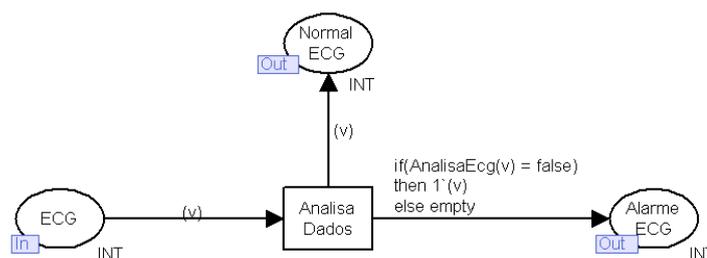


Figura 3.20: Pagina que Faz a analise dos dados

Ao detectar alarmes, é feita outra análise separando os sinais de alarme de alta com os alarmes de baixa.

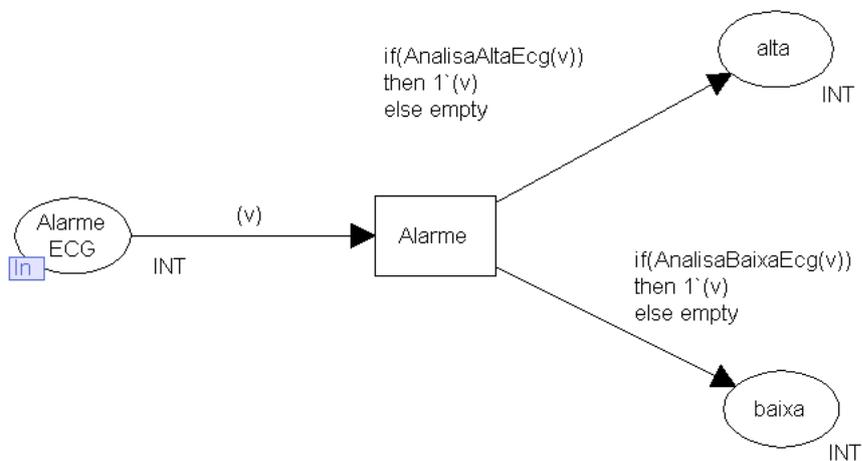


Figura 3.21: Página que analisa se o alarme é de alta ou baixa

Modelo completo fica assim:

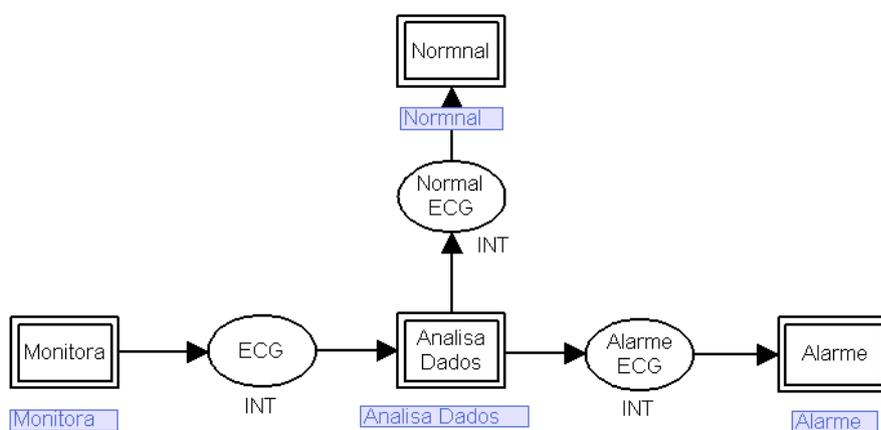


Figura 3.22: Mostra o modelo completo da rede

Capítulo 4

Análise dos Resultados

4.1 Introdução

Neste capítulo, discorrem-se os detalhes das Análises dos resultados do protótipo, referente ao comportamento com um simulador devidamente calibrado, comparação de desempenho com outros monitores comerciais e do sistema de alarmes com a Rede de Petri.

4.2 Análise do Eletrocardiógrafo

4.2.1 Análise do primeiro protótipo

Os dados obtidos pelo monitoramento foram comparados em tempo real com dados resultantes de um equipamento comercial. Isso é visualizado na Figura 4.1. O batimento cardíaco é semelhante e os sinais são bastante similares e com baixo nível de ruído.

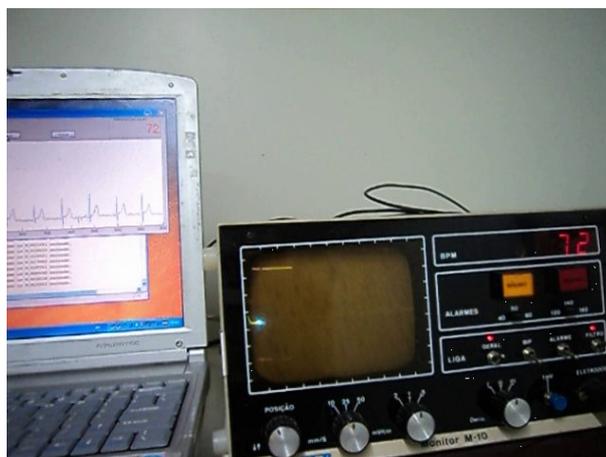


Figura 4.1: Comparação do protótipo com o aparelho comercial

As amostras adquiridas com o primeiro detector foram analisadas e observadas a presença das ondas T, complexo QRS e P com interferência (Figura 4.2).

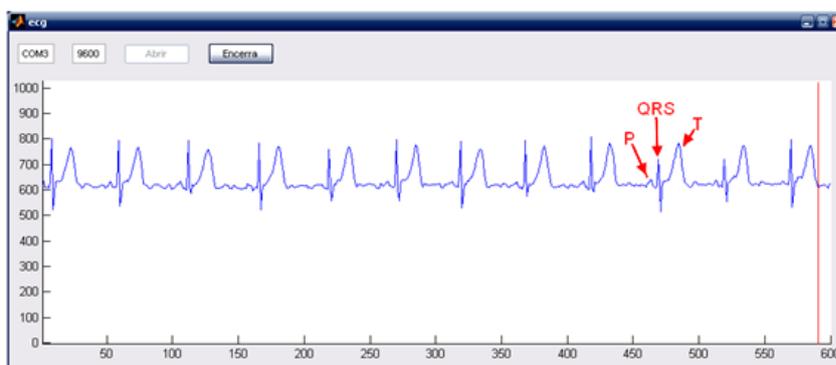


Figura 4.2: Presença das ondas P, QRS e T características do ECG

Também, observou-se que ao reiniciar o sistema, sofria alteração na linha de base, conforme figura 4.3

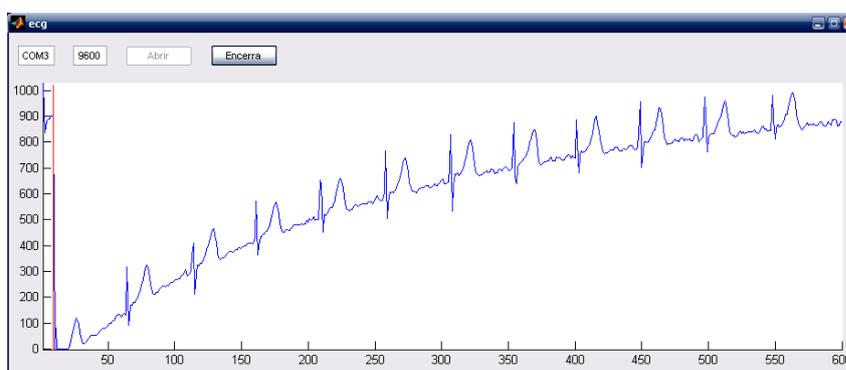


Figura 4.3: Alteração do ponto da linha de base do primeiro protótipo.

4.2.2 Análise do Segundo Protótipo

Testes experimentais foram realizados para observar as saídas dos estágios de amplificação e filtragem. A medição dos resultados ocorreu pela utilização de um osciloscópio digital. Na saída do amplificador de 5dB (Figura 4.4a), observou-se a ausência do sinal ECG e a presença apenas de ruído. Considerando o acréscimo do estágio de 10 dB de amplificação e a presença do filtro passa-altas com frequência de corte de 0,5 Hz, a onda S do complexo QRS foi observada, conforme é indicada na Figura 4.4b. Adicionando o último estágio de amplificação e os filtros Notch (rejeita-faixas de 60 Hz) e passa-baixa (frequência de corte de 40 Hz), o sinal ECG foi visualizado (Figura 4.4c) e praticamente não houve a presença de ruído. Além disso, observa-se que a linha base está ajustada. O sinal ECG apresenta amplitude de 100 mV e frequência de 1,25Hz, aproximadamente, conforme figura:

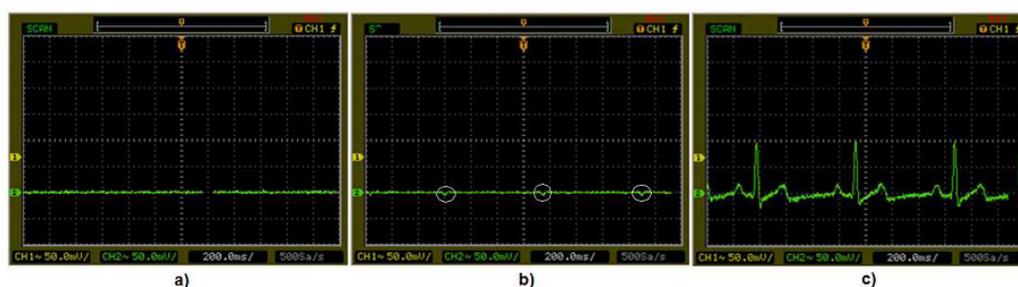


Figura 4.4: Resultados dos estágios de amplificação de a) 5 dB, b) 10 dB e c) 20 dB

Vários outros testes foram realizados, considerando batimentos de 30 bpm, 60 bpm, 80 bpm, 120 bpm e 180 bpm. Esses valores foram comparados com o monitor multiparâmetros MX-300 da empresa EMAI. Ambos os eletrocardiógrafos foram conectados ao simulador de sinais ECG. Os resultados foram obtidos e visualizados simultaneamente e algumas fotos registradas são apresentadas na Figura 4.5.

Os resultados, obtidos do batimento cardíaco, foram bastante similares para ambos os eletrocardiógrafos. É feita a indicação nas Figuras 4.5a-d de trechos do sinal ECG obtido para ambos os equipamentos. Observou-se, que eles são semelhantes na forma e na amplitude. Há a inexistência visual de ruídos obtido pelo eletrocardiógrafo proposto. Nesses ensaios, foi também observada a estabilidade da linha de base.

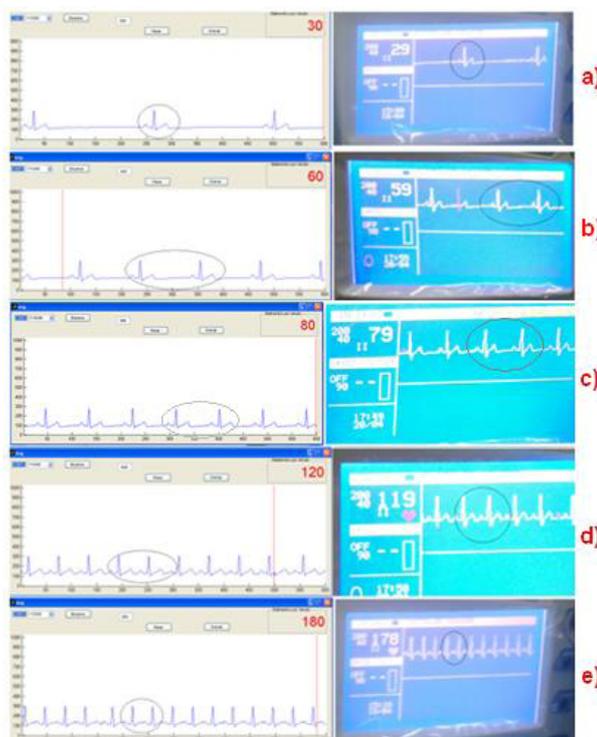


Figura 4.5: Dados obtidos pelo eletrocardiógrafo digital e a comparação com um eletrocardiógrafo comercial para batimentos cardíacos de a) 30 bpm; b) 60 bpm; c) 80 bpm; d) 120 bpm e e) 180 bpm.

Nas amostras adquiridas foram observadas a presença das ondas P, Q, R, S e T (Figuras 4.6). Também, a estabilidade da linha de base e o batimento cardíaco.

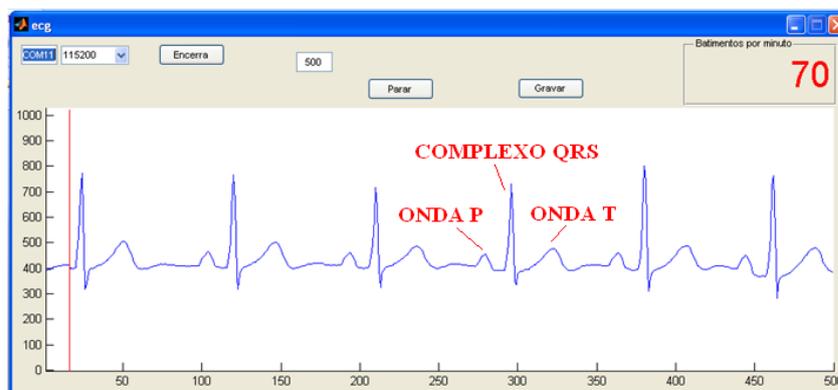


Figura 4.6: Presença das ondas P, QRS e T características do ECG.

Observações sobre a elaboração de um layout e problema de Interferência eletromagnética x Layout referente ao desenvolvimento da placa foi minimizado com o recurso de zone mode no Proteus, para criar uma blindagem no módulo da placa e nos cabos de aquisição dos sinais de ECG, evitando assim, interferências externas. Desta forma, sempre próximo do sinal, têm-se uma linha de blindagem. O circuito driver de perna direita adotado no segundo protótipo proporcionou uma maior estabilidade no sinal, conforme estudos sobre a eficiência do circuito DRL na redução da tensão de modo comum sobre o corpo, medida pelo módulo da resposta do sistema em 60 Hz, e sobre a estabilidade do sistema (CARDOSO, 2010). Esse recurso associado ao filtro notch mostrou-se eficiência estabelecendo um sinal mais puro.

Nos testes efetuados com simulador de sinais cardíacos, devidamente calibrado por laboratório credenciado ao INMETRO, foram avaliados a qualidade do sinal (ondas P, QRS e T), estabilidade da linha de base, interferência e Batimento cardíaco conforme figura 4.8.

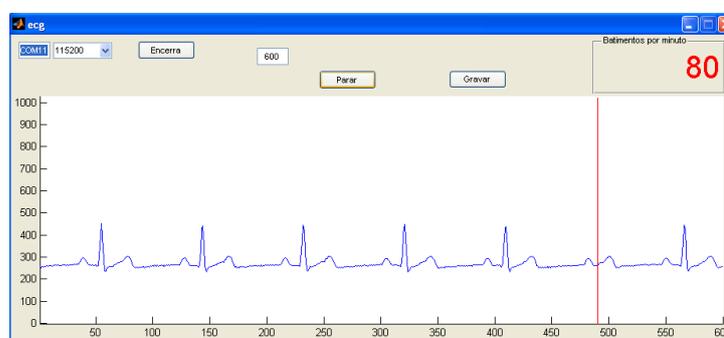


Figura 4.7: Análise da qualidade do sinal (ondas P, QRS e T), Estabilidade da linha de base, Sem interferência e Precisão do Batimento Cardíaco com simulador.

O simulador teve um papel de gerar os sinais semelhantes ao de uma pessoa normal.



Figura 4.8: Testes efetuados com o simulador de ECG.

Os dados obtidos com simulados foram salvos em pastas identificadas, para uma melhor análise posterior, como mostra a figura 4.9.

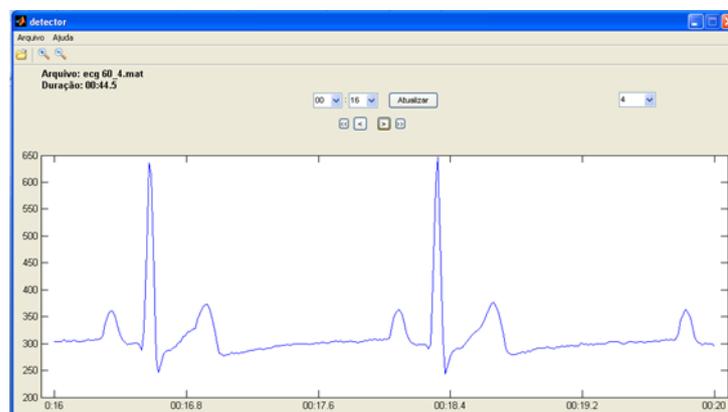


Figura 4.9: Amostra salva através da interface desenvolvida no MATLAB.

Com os dados disponibilizados referente ao batimento de 60bpm, pode-se efetuar alguns testes referente a capacidade da capturar e gravar sinais de biopotenciais através do protótipo desenvolvido. Para esta demonstração utilizamos um recurso do matlab para medir a amplitude de cada onda presente nesta amostra, conforme figura 4.10

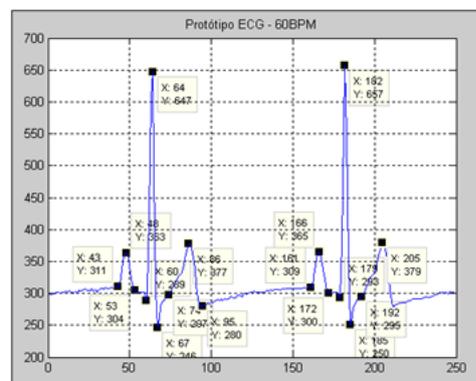


Figura 4.10: Mostra a análise de dois ciclos do sinal de 60bpm, com marcações de coordenadas para visualização das amplitudes.

Com essas informações montou-se a tabela 4.1 que relaciona o resultado da primeira onda característica do ECG com o da segunda onda.

Análise de Dois Ciclos do Sinal				
Ciclo	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P in	43	311	161	309
P max	48	363	166	365
P fin	53	304	172	300
Q	60	289	179	293
R	64	647	182	657
S	67	246	185	250
T in	74	297	192	295
T max	86	377	205	397
T fin	95	280	214	282

Tabela 4.1: Pin=onda P inicial; Pmax=onda P máxima; Pfin=onda P final; Q=onda Q; R=onda R; S=onda S; Tin=onda T inicial; Tmax=onda T máxima e Tfin=onda Tfinal.

Por fim foi efetuado um corte no meio das duas ondas dividindo as ondas. Esse resultado foi plotado e mostrado conforme figura 4.11

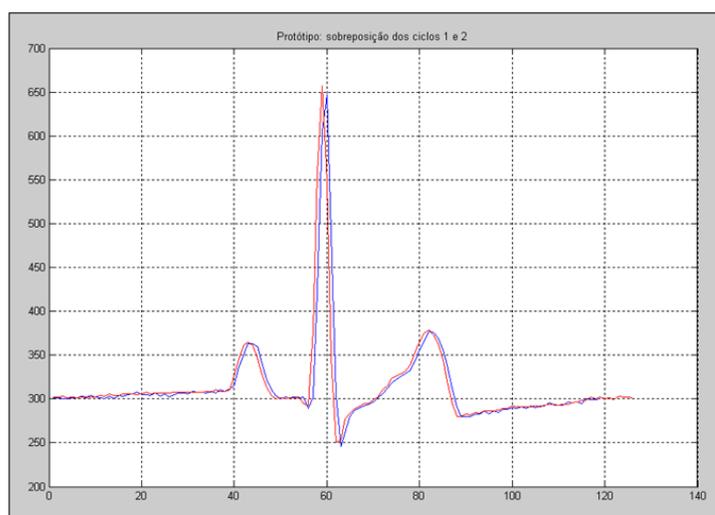


Figura 4.11: Mostra a sobreposição dos ciclos 1 e 2 com um pequeno atraso para facilitar a visualização.

Pretendia-se efetuar outros testes com dados provenientes de eletrocardiogramas comerciais que pudessem ser capturados via porta serial ou USB, mas nos hospitais que se deu o acesso não se encontrou equipamentos com tais recursos, isso inviabilizou esta comparação mais detalhada, como amplitude e duração das onda: P, QRS e T.

4.3 Análise da comunicação com a Rede de Petri

O sistema desenvolvido usando Rede de Petri Coloridas, para ler os dados do monitor, apresentou-se eficiente. Os dados foram colhidos em tempo real, e passaram a serem analisados pela rede. Os batimentos do ECG são visualizados e situações de alarme são indicadas quando limites pré-definidos da frequência cardíaca são ultrapassados, como pode-se ver na figura 4.12 e 4.13

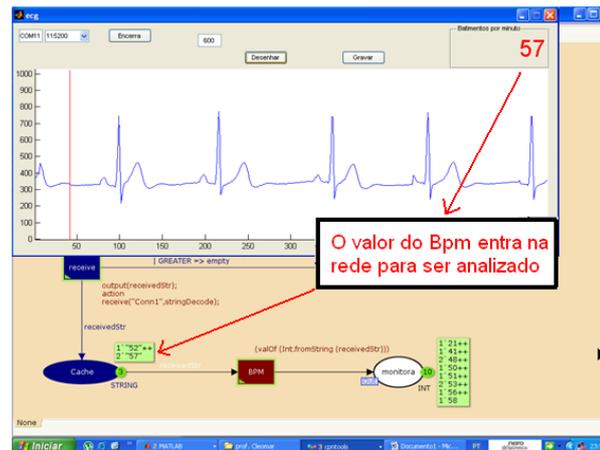


Figura 4.12: Mostra o momento que o sinal entrada na rede para ser analisado

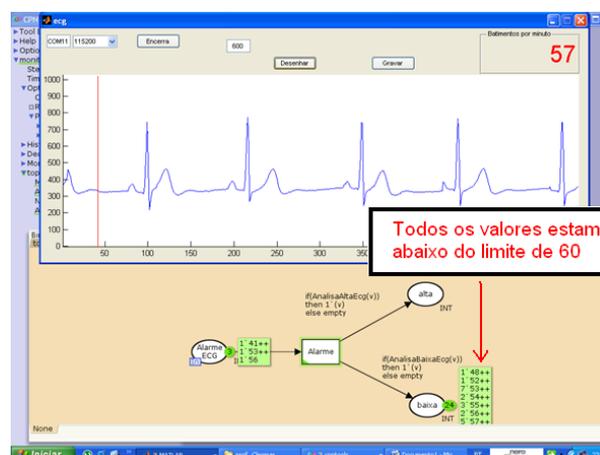


Figura 4.13: Mostra os valores de alarme de baixa

Através da função na rede fun $\text{AnalisaBaixaEcg}(\text{numero:INT}) = (\text{numero} < 60)$; a transição `Alarma` separa os valores abaixo de 60 e coloca na ficha baixa. Esses valores ficam salvos na pagina de alarmes. A Rede de Petri modelada foi eficiente para identificar o estado em que se encontra o paciente, facilitando a visualização da quantidade de eventos ocorridos, continuidade e descontinuidades. Da mesma forma a rede separa os valores para fichas específicas, podendo ser valores de alarme de alta ou normal.

Capítulo 5

Conclusão e Trabalhos Futuros

5.1 Conclusão

O projeto e desenvolvimento de um eletrocardiógrafo digital portátil foi apresentado neste trabalho. Ele possui em seu projeto um subsistema de condicionamento (amplificação e filtragem) uma quantidade reduzida de componentes de baixo custo e consumo.

Para a captação do sinal ECG são utilizados três eletrodos, o que corresponde ao monitoramento da derivação DII. Para reduzir interferências foi acrescentado o circuito de driver de perna direita, que também proporcionou estabilidade no sinal. Filtros foram também usados para retirar sinais espúrios e indesejáveis como o de 60 Hz.

O Sistema de processamento usou um kit de microcontrolador da Texas Instruments que possui comunicação sem fio (ZigBee). O sinal captado, amplificado e filtrado foi transmitido para um terminal remoto cuja distância, estabelecida por testes, foi de 70 m. Para ampliar o alcance do sinal, repetidores devem ser acrescentados ao sistema.

Uma interface foi desenvolvida e o sinal ECG, juntamente com o batimento cardíaco pôde ser visualizado em tempo real. Comparações foram também realizadas com eletrocardiógrafo comercial e os resultados foram bastante satisfatórios.

O sistema de monitoramento apresentado é capaz de gravar as amostras dos sinais monitorados, gerando um sistema para estudos dos sinais cardíacos. Uma das vantagens dessa implementação é a simplicidade da arquitetura, que torna possível aumentar o número de trabalhos voltados à monitoração e análise de sinais cardíacos.

A ferramenta de simulação de circuitos elétricos utilizada permitiu a visualização prévia de cada estágio, desde a montagem do circuito e simulação até a confecção da placa de circuito impresso.

A utilização da Rede de Petri Colorida apresentou eficiência para modelar este tipo de aplicação. Com a simulação, pode-se observar todo o processo, desde a aquisição dos dados até a visualização do estado final da rede. Verificamos que outros sistemas de monitoramento voltados à saúde podem ser implementado usando a Rede de Petri. O

socket de comunicação do Matlab com o CpnTools, após efetuada a conexão se mostrou eficiente e sem cortes ou perdas de sinal.

5.2 Trabalhos Futuros

Um trabalho futuro desse projeto seria acrescentar mais derivações para formar um eletrocardiograma com recursos para diagnóstico. Podendo ser implementado em sistemas automático de detecção de arritmias através de funções que descrevam o seu comportamento. Assim, o sistema não só poderia identificar os quadros clínicos de risco dinamicamente, mas também poderia antecipar ações de equipes médica, permitindo assim, um tratamento preventivo.

Referências Bibliográficas

- AALST, W. V. D. (2009), Gestão de workflows. modelos, métodos e sistemas.
- ALAMAKI, H., SLIZ, R., ASHRAF, M., SORVOJA, H., ALASAARELA, E. & HAMLAINEN, M. (2007), 'Measurement of ecg, respiratory rate, tilt and temperature of a patient and wireless zigbee data transmission'.
- AMSTERDAN, U. (2010), 'Academisch medisch centrum'. URL onderwijs1.amc.nl/medfysica/azRightEdt.htm.
- ANDREÃO, V. (2004), Segmentation de Battements ECG Par Approche Markovienne: Application a La Decton Dischémies, PhD thesis, Institut National des Télécommunications Dans Le Cadre de Lécole Doctorale.
- AQUILINA, O. (2006), 'A brief history of cardiac pacing', *Images in Paediatric Cardiology* **27**, 17–81.
- BONHO, S., KOLM, D., BAGGIO, J., SCHWARZ, L. & MORAES, R. (2004), Monitoração de sinais de ecg pela internet em tempo real, Vol. 1, Anais do X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde, pp. 1284–1288.
- BOTELHO, R. (2008), Valor Preditivo da Tele-eletrocardiografia no Infarto Agudo do Miocárdio, PhD thesis, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
- BUTTON, V. L. D. S. N. (2002), 'Eletrocardiógrafo e monitor cardíaco', *Saude Jorge Calil* **1**, 331–363.
- CARDOSO, A. S. V. (2010), Instrumentação e Metodologias de Medição de Biopotenciais, PhD thesis, Universidade Federal de Minas Gerais.
- CHUNG, W.-Y., LEE, Y.-D. & JUNG, S.-J. (2008), 'A wireless sensor network compatible wearable u-healthcare monitoring system using integrated ecg, accelerometer and spo2'.
- COUTINHO, P. S. (2008), Análise de sinais eletrocardiográficos atriais utilizando componentes principais e mapas auto-organizáveis, Master's thesis, Universidade Federal de Alagoas.

- COX, P. (2004), *Análise e Síntese de um Processador Digital Wavelet*, PhD thesis, Universidade Estadual Paulista.
- CPNTOOLS (2012), Cpntools. URL <http://www.cpn-tools.org>.
- CUNHA, P., MELO, B., LOPES, R. & MOREIRA, C. (2011), *Detector de sinais ecg portátil aplicados a sistemas home care*, IVCONNEPI RN.
- CUTRI, R. (2005), *Técnicas de projeto de compatibilidade eletromagnética (cem) no desenvolvimento de placas de circuito impresso*.
- FERREIRA, A. M. V. (2011), *Uma especificação do algoritmo genético baseado em tipos abstratos de dados para diagnóstico de arritmias ventriculares a ser aplicada a partir do eletrocardiograma.*, Master's thesis, Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Alagoas.
- HALLAKE, J. (1994), *Eletrocardiografia*, 1st ed., Editora Médica e Científica.
- HOWSTUFFWORKS (2010), 'Como funciona a fibrilação atrial'. URL saude.hsw.uol.com.br/coracao.htm/printable, 1999.
- HUGHES, N. & TARASSENKO, L. (2007), 'Novel signal shape descriptors through wavelet transforms and dimensionality reduction', *Department of Engineering Science, University of Oxford*.
- MELO, B. R. P., LOPES, R. V. V. & CORADINE, L. C. (2011), *Um detector de complexos qrs evolutivo para o eletrocardiograma*, in 'Congresso Brasileiro Inteligência Computacional'.
- MOREIRA, A. (1995), 'Arritmias cardíacas: Clínica, diagnóstico e terapêutica'.
- MOREIRA, L. A. & CHAVES, C. P. (2002), 'Eletrocardiografia - notas de aula, serviço de fisiologia'.
- MURATA, T. (1989), *Proceedings Of The IEEE*.
- OLMOS, S., GARCIA, J., JAN, J. & LAGUNA, P. (1999), *ECG Signal Compression and Noise Filtering With Auncated Orthogonal Expansion. Signal Processing*.
- PERTENCE, J. A. (2003), *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativo*, 6st ed., Editora Bookman.
- RADIOLOCMAN (2008), *Diy heart monitoring device (simple ecg) schematics*. URL www.radiolocman.com/shem/schematics.html?di=47010.

- RATZER, A., WELLS, L. & LASSEN, H. (2003), Cpn tools for editing, simulating, and analysing coloured petri nets.
- RENUMADHAVI, C., MADHAVAKUMAR, D. S. & ANANTH, D. (2006), ‘Algorithms for filtering and finding snr of ecg signals with power line interference’.
- Savior (2011), ‘Monitoramento remoto’. URL www.savior.com.br/monitoramento.html.
- SILVA, G. (1991), Registrador digital de arritmias cardíacas . redac, Master’s thesis, UNICAMP.
- TEXAS-INSTRUMENTS (2007), ‘Heart-rate and ekg monitor using the msp430fg439/slaa280a’.
- TEXAS-INSTRUMENTS (2010), ‘ez430-chronos development .too/lslau292a’.
- TEXAS-INSTRUMENTS (2011a), ‘ez430-rf2500 development tool user’s guiden’. URL www.ti.com/lit/ug/slau227e/slau227e.pdf.
- TEXAS-INSTRUMENTS (2011b), ‘Wireless conectivity’. URL http://www.ti.com/corp/docs/landing/simpliciTI/index.htm?DCMP=hpa_rf_general\&HQS=NotApplicable+0T+simplicity.
- THADDEUS, R. F., JONES, G., WEI, M. & WELSH (2004), ‘A portable, low-power, wireless two-lead ekg system.’.
- TOMPKINS, W. J. (1995), ‘Biomedical digital signal processing.’.
- UNIFESP (2011), ‘Curso virtual sobre eletrocardiograma’. URL www.virtual.epm.br/material/tis/curr-bio/trab2003/g5/fibra6.html.
- UNIVERSIDADE DO PORTO, F. D. M. (2011), ‘Telemedicina’. URL <http://im.med.up.pt/telemedicina/>.
- VARIANI, L. (2006), ‘Holter de ecg utilizando tecnologia fpaa’.
- VOLPATO, E. C. (2008), Apoio a decisão na detecção de flutter e fibrilação ventricular em eletrocardiograma, Master’s thesis, Universidade Federal de Santa Maria.