

**Universidade do vale do Paraíba
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

ELCIO LEVI COSTA FERREIRA

“ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DE RUÍDOS E ARTEFATOS NO
PROCESSO DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE UM
SINAL BIOLÓGICO”

São José dos Campos, SP
2007

ELCIO LEVI COSTA FERREIRA

“ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DE RUÍDOS E ARTEFATOS NO
PROCESSO DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE UM
SINAL BIOLÓGICO”

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Alderico Rodrigues de Paula Jr

São José dos Campos, SP
2007

F44p

Ferreira, Élcio Levi Costa

Análise da interferência de ruídos e artefatos no processo de aquisição e processamento digital de um sinal biológico/ Élcio Levi Costa Ferreira. São José dos Campos: Univap, 2007.
1Disco Laser. Color.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento – Universidade do Vale do Paraíba, 2007.

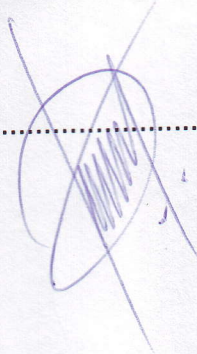
1. Dispositivo eletrônico 2. Ruídos 3. Eletrocardiograma 4. Sinal Biológico I.
Paula Jr, Alderico Rodrigues , Orient. II. Título

CDU: 62:61

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores ou transmissão eletrônica.

Assinatura do aluno:

Data: 10/10/2007



ELCIO LEVI COSTA FERREIRA

**“ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DE RUÍDOS E ARTEFATOS NO
PROCESSO DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE UM
SINAL BIOLÓGICO”**

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. **ROOSEVELT ALVES DA SILVA** (UNIVAP) 

Prof. Dr. **ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JUNIOR** (UNIVAP) 

Prof. Dr. **TAKASHI YONEYAMA** (ITA) 

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 10 de outubro de 2007.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha esposa Zilda e aos meus filhos, Sara e Jonas, que me mostraram a importância de ser esposo e pai e juntos me motivaram para continuar em frente e finalizar esse projeto de vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar a **Deus** que na sua infinita bondade me conservou a saúde, a motivação e a persistência para chegar ao final deste trabalho.

A toda a minha família, em especial minha esposa Zilda, que nos momentos difíceis compartilhou o ombro amigo e nos momentos de alegria compartilhou um sorriso.

Ao Professor Dr. Alderico Rodrigues de Paula Jr do IP&D – UNIVAP, por sua orientação, paciência, conhecimento, profissionalismo, capacidade, humildade e generosidade que sem dúvida nenhuma nortearam meu caminho e proporcionaram a mim crescimento pessoal e profissional que constituirão ferramentas importantes no desenvolvimento da minha carreira.

Obrigado, Professor Dr. Eder Rezende Moraes, ex-professor do IP&D – UNIVAP, que pela orientação inicial, tornaram este árduo caminho menos atribulado e fez com que toda energia fosse direcionada para os assuntos de interesse.

Agradeço aos amigos que de alguma forma ajudaram a concretizar esta fase tão importante da minha vida.

Muito obrigado a todos!

“Quanto menos se têm,
mais leve se fica,
mais alto se sobe
mais longe se vê”

(Santo Agostinho)

“ANÁLISE DA INTERFERÊNCIA DE RUÍDOS E ARTEFATOS NO PROCESSO DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DIGITAL DE UM SINAL BIOLÓGICO”

RESUMO

Os ruídos e artefatos interferem no processo de aquisição de sinais biológicos, de tal maneira que dependendo dos níveis de interferência alcançados pode comprometer o funcionamento dos dispositivos envolvidos dificultando as etapas de separação do sinal do ruído na fase de processamento digital dos sinais. Geralmente essas situações de interferências não são reportadas pelos fabricantes desses dispositivos, dificultando a implementação de soluções adequadas quando do processo de aquisição de sinais biológicos, uma vez que esses sinais são gerados em níveis muito baixos. O trabalho desenvolvido teve como objetivo a análise da influência do ruído induzido pela rede elétrica em Bioamplificadores. Foi desenvolvido um Bioamplificador reconfigurável que permitiu analisar diversas formas de blindagens e circuitos de realimentação para o eletrodo de referência. Também foi desenvolvido um software de processamento de sinais com o objetivo de analisar e reduzir a influência das interferências externas no sinal adquirido do Bioamplificador. Para cada configuração utilizada, o sinal gerado pelo Bioamplificador foi digitalizado a uma taxa de 1000 amostras por segundo e processado digitalmente por diversos algoritmos visando separar o sinal de interferência do sinal biológico adquirido. Verificou-se que a relação sinal/ruído variou de 35 (para o de um circuito com blindagem e realimentação) até 3 para um circuito simples. Entretanto, concluiu-se que o desenvolvimento de algoritmos adequadamente implementados permite separar os principais componentes do sinal ECG mesmo com alto nível de interferência o que permite a utilização de Bioamplificadores menos sofisticados, contudo, para análises mais sofisticadas onde os componentes de alta frequência são importantes, devem ser utilizado circuito de realimentação e blindagens no Bioamplificador.

Palavras chave: Bioamplificador, eletrocardiograma, processamento digital de sinais, sinal biológico.

“ANALYSIS OF THE NOISE INTERFERENCE AND ARTEFACT IN THE BIOLOGICAL SIGNAL ACQUISITION PROCESS AND DIGITAL PROCESSING”

ABSTRACT

The noise and artefacts can cause interference in the biological signal acquisition process. Depending on the interference level, the normal operation of the device can be affected and digital processing algorithms cannot recover the biological signal. Generally, these interferences are not reported by the manufactures making not easy the implementation of the best solutions for processing biological signal when it is generated with a very small amplitude. The main objective of this study is to analyze the influence of the power supply interference on a Bioamplifier using different shielding method and feedback amplifier. Also, a digital processing software to analyze and to reduce the external influences in the Bioamplifier acquired signal was developed. For each configuration, the signal generated by the Bioamplifier was digitalized at a rate of 1000 samples per second and, then, processed using several algorithms to separate the interference signal from the biological signal and to compute the signal to noise relation. Depend on the Bioamplifier configuration, the signal to noise relation varied from 35 (for a circuit using shields and feedback amplifier) to 3 for a simple circuit. It was verified that the proposed algorithms to acquire the RR interval from an ECG operated correctly for all Bioamplifier configuration. It was concluded that when an appropriate algorithm, implemented in a digital computer, was utilized to process the acquired biological signal, such as the determination of the RR interval, it was not necessary to utilize a sophisticated Bioamplifier however, for complex analyses where high frequencies components are important shielding and feedback amplifier to should be implemented in the Bioamplifier.

Key words: Electrocardiogram, Digital signal Processing, and Biological signal

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Coração em corte, ilustrando suas cavidades, veias, artérias e válvulas	9
Figura 2. O Tecido Excito-Conductor do Coração	11
Figura 3. Representação esquemática da Bomba de Sódio-Pótassio para a realização do transporte ativo	13
Figura 4. Diferenciação de concentração de íons entre o líquido extra e intracelular	14
Figura 5: Potencial de ação geral na célula cardíaca e seus principais canais iônicos	15
Figura 6: Nodo sinusal e o sistema Purkinje, mostrando também o nodo atrioventricular, as vias atriais internodais e os ramos ventriculares do feixe	17
Figura 7: Transmissão do impulso cardíaco pelo coração, mostrando o tempo de aparecimento do impulso, em frações de segundo	18
Figura 8: Sistema de condução do coração	19
Figura 9: Ciclo típico de um eletrocardiograma, identificando as ondas P, Q, R, S e T	20
Figura 10: O Dipolo	21
Figura 11: O Campo elétrico de um dipolo	22
Figura 12: O campo elétrico de uma carga puntiforme	23
Figura 13: O campo elétrico de um dipolo	23
Figura 14: O potencial do dipolo	24
Figura 15: A representação de um dipolo por um vetor	24
Figura 16: Triângulo de Einthoven	29

Figura 17: Derivações eletrocardiografias	30
Figura 18: Derivações unipolares não aumentadas dos membros (A); Derivações unipolares aumentadas dos membros (B)	32
Figura 19: Derivações pré-cordiais	33
Figura 20: Registro de um eletrocardiograma de 12 derivações	34
Figura 21: Configuração típica para a medida de biopotencias	37
Figura 22: Diagrama esquemático dos principais estágios de um Bioamplificador).	40
Figura 23: Mecanismo de acoplamento do sinal da rede elétrica, através de capacitâncias, na aquisição de sinais biológicos	45
Figura 24: Circuito perna direita induzida	48
Figura 25: Diagrama em bloco geral do procedimento de aquisição de um sinal digital	50
Figura 26: Efeitos da frequência de amostragem num sinal com faixa limitada ...	52
Figura 27: Exemplo dos vários tipos de respostas que permitem caracterizar um filtro digital	55
Figura 28: Parâmetros empregados para avaliar o desempenho no domínio do tempo: a) resposta degrau lenta; b) resposta degrau rápida; c) com overshoot; d) sem overshoot; e) fase não linear; f) fase linear	58
Figura 29: Parâmetros para avaliar o desempenho no domínio da frequência: a) transição lenta; b) transição rápida; c) sobre sinal; d) banda de passagem plana; e) baixa atenuação na banda de rejeição; f) alta atenuação na banda de rejeição	59

Figura 30: As quatro respostas em frequência mais comuns: a) passa-baixa; b) passa-alta; c) passa-faixa; d) rejeita-faixa	60
Figura 31: Resposta em frequência de um filtro Butterworth passa-baixas de primeira ordem	61
Figura 32: Filtros passa-baixas Butterworth de ordens 1 a 5	62
Figura 33: Resposta do filtro: a) Chebyshev I; b) Chebyshev II	64
Figura 34: Resposta do filtro Elíptico	65
Figura 35: comparação entre filtros: a) filtro butterworth; b) chebyshev tipo 1; c) chebyshev tipo 2; d) elíptico	66
Figura 36: Etapas do algoritmo da detecção do complexo QRS	68
Figura 37: Diagrama básico em blocos	74
Figura 38: Configuração do cabo dos eletrodos: a) sem blindagem; b) com blindagem parcial ; c) com blindagem total	75
Figura 39: Diagrama elétrico dos principais estágios do Bioamplificador que realiza o condicionamento do sinal do ECG, antes da conversão A/D	76
Figura 40: a) Sinal ECG original e filtrado; b) Sinal ECG original e filtrado expandidos.....	79
Figura 41: a) Sinal ECG original e diferenciado e elevado ao quadrado; b) Sinal ECG original e diferenciado e elevado ao quadrado expandidos.....	80
Figura 42 B: a) Sinal ECG original e após submetido a uma média móvel de 0,2 s; b) Sinal ECG original e após submetido a uma média móvel de 0,2 s expandidos.....	81
Figura 43 : a) Sinal ECG original e a janela resultante para detecção do pico máximo; b) Sinal ECG original e janela de detecção de máximo expandidos	82

Figura 44 : a) Sinal ECG com os pontos de máximos localizados; b) Sinal ECG expandido com os pontos de máximos localizados	83
Figura 45: Os intervalos RR	84
Figura 46: Configuração da coleta do ECG 1	98
Figura 47: Configuração da coleta do ECG 2	99
Figura 48: Configuração da coleta do ECG 3	100
Figura 49: Configuração da coleta do ECG4	101
Figura 50: Configuração da coleta do ECG5	102
Figura 51: Configuração da coleta do ECG6	103
Figura 52: Configuração da coleta do ECG7	104
Figura 53: Configuração da coleta do ECG8	105
Figura 54: Configuração da coleta do ECG9	106
Figura 55: Configuração da coleta do ECG10	107
Figura 56: Configuração da coleta do ECG11	108
Figura 57: Configuração da coleta do ECG12	109
Figura 58: Configuração da coleta do ECG13	110
Figura 59: Tela inicial	120
Figura 60: Seleção do programa	121
Figura 61: Seleção da matriz de entrada	122
Figura 62: Botão de opção para filtrar sinal	122
Figura 63: Escolha dos parâmetros do filtro	123
Figura 64: Escolha do intervalo da filtragem	123
Figura 65: Janela com o resultado da filtragem	124

Figura 66: Escolha do intervalo da filtragem para a detecção automática do pico R	124
Figura 67: Janela com o resultado da filtragem, identificando os picos RR	125
Figura 68: Janela com os intervalos RR em função do tempo	126

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 A - ECG1 filtro PA em 0,5 Hz.....	98
Gráfico 1 B - ECG1 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	98
Gráfico 1 C - ECG1 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	98
Gráfico 1 D - ECG1 filtro PA em 70 Hz	98
Gráfico 2 A - ECG2 filtro PA em 0,5 Hz.....	99
Gráfico 2 B - ECG2 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	99
Gráfico 2 C - ECG2 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	99
Gráfico 2 D - ECG2 filtro PA em 70 Hz	99
Gráfico 3 A - ECG3 filtro PA em 0,5 Hz.....	100
Gráfico 3 B - ECG3 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	100
Gráfico 3 C - ECG3 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	100
Gráfico 3 D - ECG3 filtro PA em 70 Hz	100
Gráfico 4 A - ECG4 filtro PA em 0,5 Hz.....	101
Gráfico 4 B - ECG4 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	101
Gráfico 4 C - ECG4 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	101
Gráfico 4 D - ECG4 filtro PA em 70 Hz	101
Gráfico 5 A - ECG5 filtro PA em 0,5 Hz.....	102
Gráfico 5 B - ECG5 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	102
Gráfico 5 C - ECG5 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	102
Gráfico 5 D - ECG5 filtro PA em 70 Hz	102
Gráfico 6 A - ECG6 filtro PA em 0,5 Hz.....	103
Gráfico 6 B - ECG6 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	103
Gráfico 6 C - ECG6 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	103

Gráfico 6 D - ECG6 filtro PA em 70 Hz	103
Gráfico 7 A - ECG7 filtro PA em 0,5 Hz.....	104
Gráfico 7 B - ECG7 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	104
Gráfico 7 C - ECG7 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	104
Gráfico 7 D - ECG7 filtro PA em 70 Hz	104
Gráfico 8 A - ECG8 filtro PA em 0,5 Hz.....	105
Gráfico 8 B - ECG8 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	105
Gráfico 8 C - ECG8 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	105
Gráfico 8 D - ECG8 filtro PA em 70 Hz	105
Gráfico 9 A - ECG9 filtro PA em 0,5 Hz.....	106
Gráfico 9 B - ECG9 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	106
Gráfico 9 C - ECG9 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	106
Gráfico 9 D - ECG9 filtro PA em 70 Hz	106
Gráfico 10 A - ECG10 filtro PA em 0,5 Hz.....	107
Gráfico 10 B - ECG10 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	107
Gráfico 10 C - ECG10 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	107
Gráfico 10 D - ECG10 filtro PA em 70 Hz	107
Gráfico 11 A - ECG11 filtro PA em 0,5 Hz.....	108
Gráfico 11 B - ECG11 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	108
Gráfico 11 C - ECG11 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	108
Gráfico 11 D - ECG11 filtro PA em 70 Hz	108
Gráfico 12 A - ECG12 filtro PA em 0,5 Hz.....	109
Gráfico 12 B - ECG12 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	109
Gráfico 12 C - ECG12 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	109
Gráfico 12 D - ECG12 filtro PA em 70 Hz	109

Gráfico 13 A - ECG13 filtro PA em 0,5 Hz.....	110
Gráfico 13 B - ECG13 filtro PF em 0,5 e 40 Hz.....	110
Gráfico 13 C - ECG13 filtro PF em 40 e 70 Hz.....	110
Gráfico 13 D - ECG13 filtro PA em 70 Hz	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição das derivações eletrocardiografias	34
Tabela 2 – Resumo das configurações de coletas ECG	85
Tabela 3 - Dados Referente à Relação Sinal/Ruído.....	86
Tabela 4 - Dados Referente a Coleta do ECG1	98
Tabela 5 - Dados Referente a Coleta do ECG2	99
Tabela 6 - Dados Referente a Coleta do ECG3	100
Tabela 7 - Dados Referente a Coleta do ECG4	101
Tabela 8 - Dados Referente a Coleta do ECG5	102
Tabela 9 - Dados Referente a Coleta do ECG6	103
Tabela 10 - Dados Referente a Coleta do ECG7	104
Tabela 11 - Dados Referente a Coleta do ECG8	105
Tabela 12 - Dados Referente a Coleta do ECG9	106
Tabela 13- Dados Referente a Coleta do ECG10	107
Tabela 14 - Dados Referente a Coleta do ECG11	108
Tabela 15 - Dados Referente a Coleta do ECG12	109
Tabela 16 - Dados Referente a Coleta do ECG13	110

LISTA DE ABREVIATURAS E SIMBOLOS

A.I.	Amplificador de Instrumentação
A/D	Analógico/Digital
AMP	Amplificador
AS	Atriosinusal
ATP	Adenosina Trifosfato
AV	Atrioventricular
aVF	Tensão Perna Esquerda aumentada
aVL	Tensão Braço Esquerda aumentada
aVR	Tensão Braço Direito aumentada
C.C.	Corrente Contínua
CMRR	Common mode rejection ratio
dB	Decibel
DI	Derivação I
DII	Derivação II
DIII	Derivação III
ECG	Eletrocardiograma
FIR	Finite Impulse Response
IIR	Infinite Impulse Response
IP&D	Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da UNIVAP
K⁺	Íon Potássio
LA	Braço Esquerdo
LL	Perna Esquerda
MATLAB	MATrix LABoratory
Na⁺	Íon Sódio
nF	Nanofarad
NSA	Nodo Sinusal
P.A	Passa-Altas
P.B	Passa-Baixas
PSD	Processamento de Sinal Digital
θ	Teta
RA	Braço Direito
SNP	Sistema Nervoso Parassimpático
SNS	Sistema Nervoso Simpático
VF	Tensão Perna Esquerda
VL	Tensão Braço Esquerda
V_{LA}	Tensão Braço Esquerdo
V_{LL}	Tensão Perna Esquerda
VR	Tensão Perna Direito
V_{RA}	Tensão Braço Direito

SUMÁRIO

1 Introdução	1
1.1 Justificativa	2
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo Geral	3
1.2.2 Objetivo Específico.....	3
1.3 Organização da Dissertação	4
2 Revisão da literatura	5
2.1 Sistema cardiovascular	5
2.2 Estrutura e Fisiologia Geral do Coração	8
2.3 A Atividade Elétrica do Coração.....	12
2.3.1 Conceitos Básicos Associados à Atividade Elétrica das Células .	12
2.3.2 Potencial de Ação	14
2.3.3 A Atividade Elétrica do Coração.....	16
2.3.4 O Nodo Sinusal	17
2.3.5 A Transmissão do Impulso Cardíaco	17
2.3.6 A Representação Gráfica da Atividade Elétrica do Coração	19
2.4 A Eletrocardiografia.....	20
2.4.1 Introdução	20
2.4.2 Conceito de Dipolo	21
2.4.2.1 O Potencial do Dipolo.....	22
2.4.2.2 Dipolos e Vetores	24
2.4.3 Conceito de Ativação Vetorial do Coração	25

2.4.4 Fluxo de Correntes Elétricas ao Redor do Coração no Tórax	26
2.4.5 Derivações Eletrocardiográficas	28
2.4.6 Derivações Bipolares dos Membros	28
2.5 Biomplificadores	35
2.5.1 Introdução	35
2.5.2 Requisitos Básicos para os Bioamplificadores	35
2.5.3 Interferências	41
2.6 A Tensão de Modo Comum	43
2.6.1 A Origem da Tensão de Modo Comum	43
2.6.2 A Interferência da Tensão de Modo Comum	44
2.6.3 A Redução da Tensão de Modo Comum	46
2.7 Aquisição e Processamento de Sinal Biológico	48
2.7.1 Aquisição	49
2.7.2 O Teorema da Amostragem	51
2.8 Os Filtros Digitais	53
2.8.1 Tipos de Filtros	61
2.8.2 Comparação entre os Filtros	66
2.9 Algoritmo de detecção do complexo QRS	67
3 Material e Métodos	70
3.1 Materiais	70
3.2 Local	70
3.3 Sistema para a Coleta do ECG	71
3.4 Aquisição dos Sinais	71
3.5 Processamento de Sinais	72
3.6 Detecção do Intervalo RR	73

4 Resultados	74
4.1 Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais de ECG.....	74
4.2 O Bioamplificador	76
4.3 Configuração do Sistema de Aquisição de Dados	78
4.4 Programa de Detecção de RR	78
4.5 Configurações do Bioamplificador Utilizado no Experimento	85
4.6 A Relação Sinal/ Ruído	85
5 Discussão.....	87
5.1 Objetivos Alcançados.....	87
5.2 A Construção do Bioamplificador para o Registro do ECG	87
5.3 A Obtenção dos Registros do ECG.....	88
5.4 Processamento Digital Aplicado aos Sinais do ECG.....	89
5.5 Análise dos Resultados obtidos dos sinais do ECG.....	90
5.6 Algoritmo para Detecção do Intervalo RR	90
6 Conclusões.....	92
Referências Bibliográficas	94
Anexos	97
ANEXO A	97
ANEXO B	111
ANEXO C	120

1 Introdução

O uso de equipamentos eletro-eletrônicos nas ciências médicas tem sido cada vez mais freqüente o que permite inúmeras possibilidades de procedimentos terapêuticos não invasivos e aumenta a capacidade de diagnóstico.

O desenvolvimento das técnicas de processamento digital de sinais (PDS), acoplado ao crescimento no conhecimento científico sobre as causas das doenças humanas neste final de século, possibilitou um grande desenvolvimento de novos equipamentos, técnicas diagnósticas e terapêuticas na medicina. Com o surgimento do primeiro eletrocardiógrafo no começo da década de 20, e em seguida, na década de 30, o eletroencefalógrafo ambos revolucionaram a cardiologia e a neurologia, respectivamente, e introduziram um novo conceito na esfera da saúde: o sinal biológico. Por exemplo, o eletrocardiograma (ECG) caracteriza a evolução temporal dos potenciais de ativação elétrica do tecido muscular cardíaco e o eletroencefalograma (EEG) caracteriza a evolução temporal da somatória dos potenciais dos neurônios encefálicos.

No processo de aquisição de sinais biológicos um dos dispositivos mais utilizados são os Bioamplificadores. Os Bioamplificadores são dispositivos que devem ser capazes de separar da melhor maneira o sinal biológico das interferências, não podem influenciar um processo fisiológico e não podem distorcer o sinal biológico (NAGEL, 2000). Entretanto as gravações bioelétricas são frequentemente perturbadas por um excessivo nível de interferências e as causas desses distúrbios nem sempre são óbvias (MEETING VAN RIJN et al, 1990).

As tensões envolvidas nessas medidas variam tipicamente de alguns μV até alguns mV com alto nível de interferência de ruído. Portanto, estes sinais devem ser amplificados para torná-los compatíveis com vários dispositivos de exibição, gravação e conversores analógicos/digitais para equipamentos computadorizados (NAGEL, 2000).

Depois que os sinais são convertidos para a forma digital eles são submetidos ao processamento digital que são técnicas matemáticas e algoritmos utilizados para manipular os sinais (SMITH, 1998). Entretanto, as dificuldades nessa dinâmica de processamento decorrente da qualidade dos sinais coletados devido às interferências e ruídos desses sinais que não são explicitamente abordadas em trabalhos que tratam de coletas de sinais biológicos.

1.1 Justificativa

A dinâmica de funcionamento interno dos Bioamplificadores ainda não está completamente elucidada, e vários requisitos básicos devem ser satisfeitos na elaboração de um projeto (MEETING VAN RIJN et al, 1990).

As condições de interferência são pontos críticos na aquisição de biosinais, sejam elas causadas por artefatos, campos eletromagnéticos externos ou ruídos.

Enfim, ainda não foi respondida a questão de como o uso de técnicas de processamento de sinais podem ser utilizadas para simplificar o nível de sofisticação do Bioamplificador.

Dado o exposto, percebe-se uma grande necessidade de acoplar os equipamentos de aquisição de sinais biológicos com de programas que sejam

capazes de processar digitalmente esses sinais e fornecer as informações de interesse de maneira adequada e confiável.

1.2 Objetivos

Neste tópico são apresentados os objetivos do trabalho desenvolvido, listando-se em seguida o objetivo geral e os objetivos específicos.

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral desse trabalho foi desenvolver uma metodologia para analisar a influência da interferência da rede elétrica no processo de aquisição e processamento digital de um sinal um sinal biológico, tendo como base apenas o sinal de ECG.

1.2.2 Objetivo Específico

Os objetivos específicos do trabalho foram:

1. Projetar e construir um Bioamplificador reconfigurável usando diversas formas de blindagem e circuitos de realimentação;
2. Digitalizar e armazenar segmentos de um sinal de ECG, para um computador PC;
3. Programar um conjunto de algoritmos para filtrar digitalmente os sinais adquiridos pelo Bioamplificador e determinar o intervalo RR de um sinal de ECG;
4. Avaliar o desempenho da metodologia utilizada nos sinais registrados.

1.3 Organização da Dissertação

Este trabalho está dividido em 6 capítulos, sendo o capítulo 2 uma revisão bibliográfica que apresenta um breve resumo a respeito de alguns conceitos de fisiologia importantes para a leitura desta dissertação e são apresentadas as condições nas quais um sinal biológico está inserido e as principais características dos sistemas para a aquisição desse tipo de sinal.

No capítulo 3, descreve-se a metodologia proposta e implementada para a aquisição, tratamento dos sinais biológicos e a detecção do complexo QRS.

Finalmente, os capítulos 4, 5 e 6 apresentam respectivamente, os resultados, as discussões e as conclusões.

2 Revisão da literatura

2.1 Sistema cardiovascular

O aparelho Cardiovascular funciona para fornecer e manter suficiente o fluxo sanguíneo aos diversos tecidos do organismo, segundo suas necessidades metabólicas para desempenho das funções que devem cumprir, diante das diversas exigências funcionais a que o organismo está sujeito. Para isso o aparelho cardiovascular adapta o seu funcionamento de maneira a atender as diferentes necessidades específicas de cada órgão ou sistema em cada situação em particular (JUNQUEIRA, 2006).

Para desempenhar sua função, o aparelho cardiovascular, ou aparelho circulatório, está organizado morfológicamente e funcionalmente:

- 1) Para gerar e manter uma diferença de pressão interna ao longo do seu circuito;
- 2) Para conduzir e distribuir continuamente o volume sanguíneo aos diferentes tecidos do organismo;
- 3) Para promover a troca de gases (principalmente oxigênio e gás carbônico), nutrientes e substâncias entre o compartimento vascular e as células teciduais;
- 4) Para coletar o volume sanguíneo proveniente dos tecidos e retorná-lo de volta ao coração.

Sendo desta forma o aparelho cardiovascular composto das seguintes estruturas:

- 1) Uma bomba premente e aspirante geradora de pressão e receptora de volume sanguíneo, representado pelo coração;
- 2) Um sistema tubular condutor e distribuidor, representado pelo sistema de vasos arteriais (sistema vascular arterial);
- 3) Um sistema tubular trocador, que é a micro circulação;
- 4) Um sistema tubular coletor de retorno, que é o sistema de vasos venosos (sistema vascular venoso) e linfáticos (sistema vascular linfático) (JUNQUEIRA, 2006).

O sistema circulatório é formado da pequena circulação e da grande circulação. A pequena circulação, ou circulação pulmonar, constituída pelos sistemas arterial e pelo sistema venoso do pulmão. A pequena circulação é a que conduz o sangue venoso, pobre em oxigênio e rico em gás carbônico, proveniente de todo organismo bombeado pelo ventrículo direito através da artéria pulmonar (artéria é todo vaso cujo sangue sai do coração), e direciona esse sangue para os pulmões, onde ocorrem as trocas gasosas, fazendo retornar sangue arterial rico em oxigênio para o lado esquerdo do coração.

A grande circulação ou circulação sistêmica é formada pelo conjunto dos sistemas vasculares distribuídos em todas as estruturas do organismo. A grande circulação conduz sangue arterial oxigenado do coração esquerdo, o qual retorna dos pulmões, para todos os tecidos do organismo e, a partir destes, conduz sangue venoso desoxigenado e rico em gás carbônico para o coração direito (GOMES; CURY, 2004; JUNQUEIRA, 2006).

No coração algumas propriedades, sendo três eletrofisiológicas e duas mecânicas, determinam o funcionamento automático e cíclico do órgão para a geração de pressão e para a ejeção e recepção do volume sanguíneo (GOMES; CURY, 2004; JUNQUEIRA, 2006).

As propriedades eletrofisiológicas são especialmente próprias do tecido excito - condutor do coração e incluem:

- 1) O automatismo que é a capacidade que tem o coração de gerar seu próprio estímulo elétrico, o qual promove a contração das células miocárdias contráteis; é o grau do automatismo que determina o ritmo cardíaco, ou a frequência dos batimentos do coração, que varia normalmente de 60 a 100 vezes por minuto;
- 2) A condutibilidade diz respeito à capacidade de condução do estímulo elétrico, gerado em um determinado local, ao longo de todo o órgão, para cada uma das suas células;
- 3) A excitabilidade refere-se a capacidade que cada célula do coração tem de se excitar em resposta a um estímulo elétrico, mecânico ou químico, gerando um impulso elétrico que pode se conduzir, no caso do tecido excito - condutor, ou gerando uma resposta contrátil, no caso do miocárdio.

As propriedades mecânicas são:

- 1) A contractilidade é a capacidade de contração do coração, que leva a ejeção de um determinado volume sanguíneo para os tecidos e ao esvaziamento do órgão;

2) O relaxamento é a capacidade de desativação da contração, que resulta em retorno de um volume de sangue e ao enchimento do coração.

2.2 Estrutura e Fisiologia Geral do Coração

O coração de adulto tem a dimensão de uma mão fechada e pesa cerca de 300 g. Está localizado na região centro-lateral da caixa torácica, ligeiramente inclinada para a esquerda, tendo sua ponta inferiormente situada próxima ao mamilo esquerdo, e sua base superiormente situada no centro do tórax aproximadamente 5 cm abaixo da fúrcula esternal. É um órgão oco, aproximadamente esférico, constituído de paredes musculares que delimitam quatro cavidades: Os átrios direito e esquerdo, e os ventrículos direito e esquerdo. O átrio direito e o ventrículo direito constituem o coração direito, ou o lado direito do coração, e o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo integram o coração esquerdo (JUNQUEIRA, 2006).

Os átrios estão separados entre si pelo septo interatrial e os ventrículos, pelo septo interventricular (Figura 1). Entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo, separando as duas cavidades, encontra-se a válvula mitral. Entre o átrio direito e o ventrículo direito está a válvula tricúspide. No átrio esquerdo desembocam diretamente quatro veias pulmonares, que conduzem sangue proveniente dos pulmões. Para o átrio direito drenam diretamente as veias cavas superiores e inferior, que são os condutores terminais do sangue para todo o organismo por meio das ramificações arteriais: Na saída do ventrículo esquerdo situa-se a valva aórtica, a qual separa esta cavidade ventricular da aorta. Do

ventrículo direito emerge a artéria pulmonar, que é a condutora do sangue em direção aos pulmões. Entre a saída da cavidade ventricular direita da artéria pulmonar encontra-se a valva pulmonar (JUNQUEIRA, 2006).

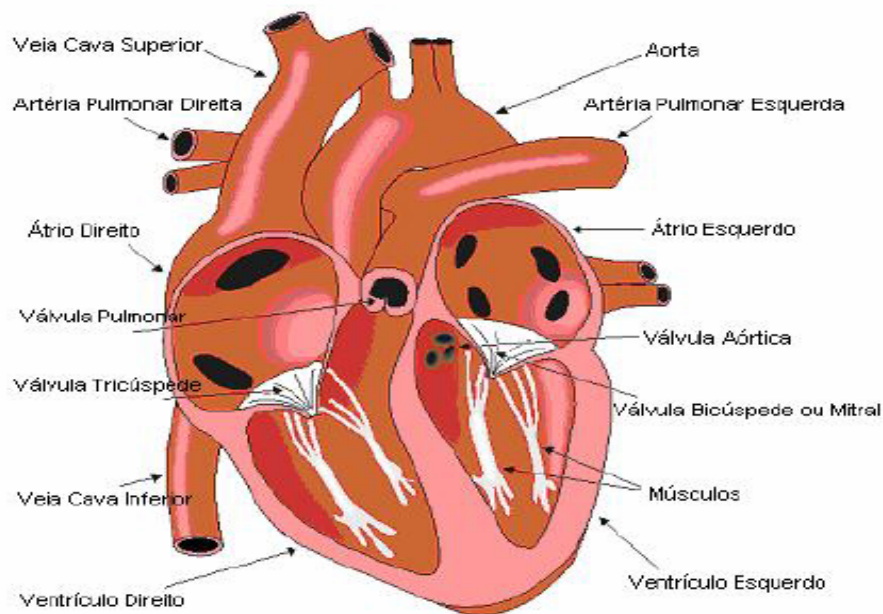


Figura 1: Coração em corte, ilustrando suas cavidades, veias, artérias e válvulas (MALMIVUO; PLONSEY, 1995)

O coração é composto de estrutura muscular espessa que compreende:

- 1) O miocárdio, que integra as paredes das cavidades atriais e ventriculares;
- 2) O pericárdio, que é uma estrutura membranosa que envolve externamente o miocárdio e cuja função é proteger o miocárdio e permitir o suave deslizamento das paredes do órgão durante o seu funcionamento mecânico, pois contém líquido lubrificante em seu interior;
- 3) O endocárdio internamente recobre o miocárdio, que se constitui na membrana de proteção interna que fica em contato direto com o sangue,

separando a musculatura do interior das cavidades do órgão. O coração possui também um conjunto de valvas intracavítarias, as quais têm a função de direcionar o fluxo de sangue em um único sentido no interior do coração (JUNQUEIRA, 2006).

O coração possui ainda uma estrutura denominada tecido excito - condutor, que é responsável pela geração e condução do impulso elétrico que ativa todo o órgão para o seu funcionamento mecânico (Figura 2). O tecido excito - condutor compreende um conjunto de quatro estruturas interligadas morfo-funcionalmente:

- 1) O nodo sinusal, que é um aglomerado de células excitáveis especializadas, situados no extremo da região ântero-superior direita do coração próximo à junção da veia cava superior com o átrio direito;
- 2) O nodo atrioventricular, que também se constitui num aglomerado celular excitável especializada, situado na junção entre os átrios e os ventrículos, na porção basal do septo interventricular, na região mediana do coração;
- 3) O feixe de His e seus ramos principais direito e esquerdo com suas subdivisões, que localizam-se na intimidade da estrutura muscular miocárdia, partindo da base do septo interventricular e dirigindo-se aos ventrículos direito e esquerdo, respectivamente;
- 4) O sistema de fibras de Purkinge, que representa uma rede terminal de condução do impulso elétrico a cada célula miocárdia contrátil (JUNQUEIRA, 2006).

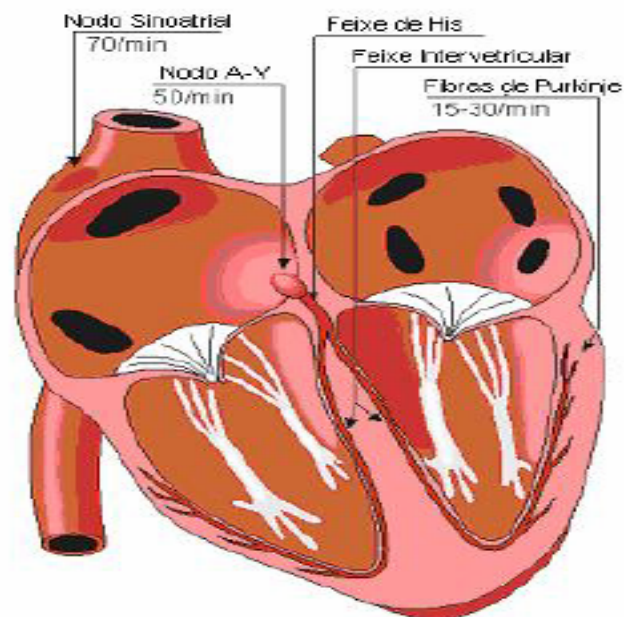


Figura 2. O Tecido Excito-Condutor do Coração (MALMIVUO; PLONSEY, 1995)

Para controle do seu funcionamento, visando atender as variáveis necessidades de fluxo sanguíneo dos tecidos do organismo, o coração está sob a influência reguladora de uma rica rede de nervos oriundos de diversas estruturas do sistema nervoso central, os quais modificam o estado funcional e as propriedades dos diferentes componentes do órgão, por meio da liberação em seus terminais de substâncias químicas neurotransmissoras estimuladoras (noradrenalina e outras) ou inibidoras (acetilcolina e outras). Estes nervos fazem parte do sistema nervoso autônomo (JUNQUEIRA, 2006).

Anatômica e funcionalmente o sistema autônomo pode ser subdividido em duas partes:

- 1) O sistema nervoso simpático (SNS), nervos simpáticos, que tem função estimuladora sobre as propriedades funcionais;

- 2) O sistema nervoso parassimpático (SNP), nervo vago, o qual tem efeito funcional inibidor (JUNQUEIRA, 2006; SOUZA, 2001).

2.3 A Atividade Elétrica do Coração

2.3.1 Conceitos Básicos Associados à Atividade Elétrica das Células

A concentração de íons no interior de uma célula é diferente da concentração no seu exterior, o que propicia a geração de uma diferença de potencial denominada “potencial de membrana”. Simultaneamente, o gradiente de concentração iônica está associado ao aparecimento de forças elétricas de difusão (GOMES; CURY, 2004).

Quando não há condução de impulsos elétricos, o potencial de repouso da membrana das células é de aproximadamente – 70 mV em relação ao líquido extracelular. Este valor se modifica devido a uma excitação externa quando ocorre uma tendência de inversão do potencial de membrana. Com a entrada maciça de íons sódio (Na^+) na célula, a célula começa a se despolarizar, isto é, o potencial torna-se positivo no interior da fibra e negativo no exterior (GOMES; CURY, 2004).

Quando há um grande gradiente de concentração de íons, tanto dentro quanto fora da célula, as forças de difusão fazem com que os íons positivos se desloquem para regiões cujo potencial é predominantemente positivo. Quando a força de difusão se iguala à força eletrostática gerada pelo potencial elétrico, não haverá nenhuma movimentação de íons. Para que a membrana permaneça no

estado de repouso, é necessário manter o potencial elétrico por meio da diferença de concentração de íons entre o meio intracelular e o meio extracelular. No corpo humano, tal gradiente de concentração ocorre por transporte ativo, com gasto de energia na forma de ATP (adenosina trifosfato), proveniente do metabolismo celular. Esse processo ativo denomina-se “bomba de sódio-potássio”, como ilustrado na Figura 3 (GOMES; CURY, 2004).

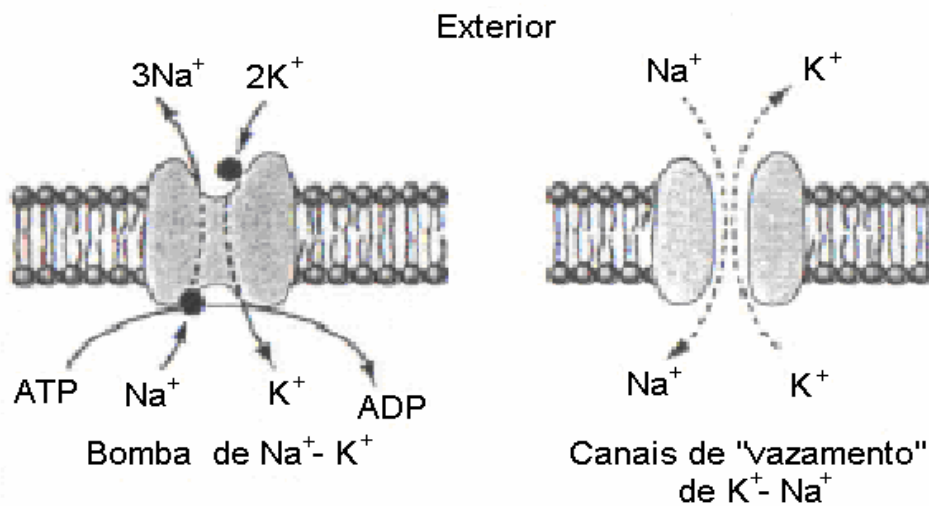


Figura 3. Representação esquemática da Bomba de Sódio-Potássio para a realização do transporte ativo (GUYTON, 1997)

A Figura 4 mostra que a concentração de íons Na⁺ no líquido extracelular das células do coração é aproximadamente 10 vezes maior que no interior da célula. Entretanto, a concentração de potássio no interior celular é 35 vezes maior que no líquido extracelular. Assim, as forças elétricas geradas pela diferença de concentração tenderiam a igualar essas concentrações, se não fosse à atuação da bomba de sódio-potássio conforme mostrado na Figura 3. A ação dessa bomba

permite manter o potencial de -70 mV, através do carregamento de íons contra o gradiente de concentração. De fato, bombeia-se um maior número de cargas positivas para fora da célula (3 íons Na^+ para o exterior, em contrapartida a 2 íons K^+ para o interior), deixando-se um déficit real de íons positivos no interior, o que produz carga negativa na face interna da membrana celular. A passagem dos íons através da membrana celular ocorre por pequenos poros denominados “canais iônicos” (GOMES; CURY, 2004).

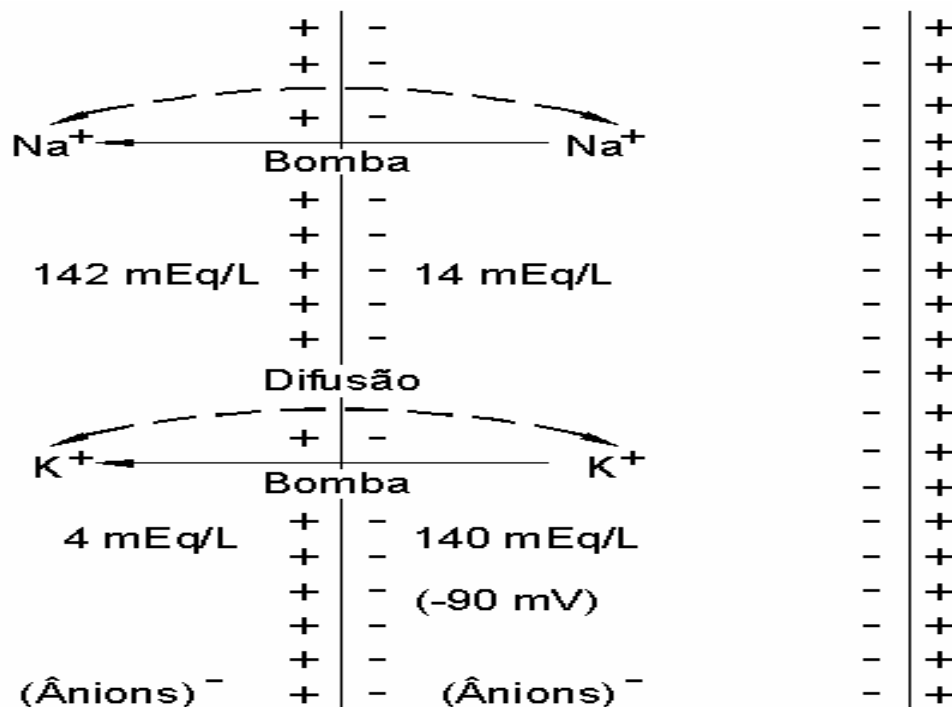


Figura 4. Diferenciação de concentração de íons entre o líquido extra e intracelular (GUYTON, 1997)

2.3.2 Potencial de Ação

O potencial de ação corresponde a um mecanismo vital associado ao comportamento elétrico em músculos e nervos (SOUZA, 2001).

A célula pode ser considerada fora da situação de repouso, quando sofre uma despolarização superior ao seu limiar de ação, ou seja, ocorre uma variação brusca do potencial de repouso negativo para um potencial positivo, que termina com um retorno igualmente rápido ao potencial negativo (GOMES; CURY, 2004).

Segundo (BERNE, R.M. et al; 2000), as etapas sucessivas do potencial de ação podem ser esquematizadas como apresentado em seguida, de acordo com a Figura 5.

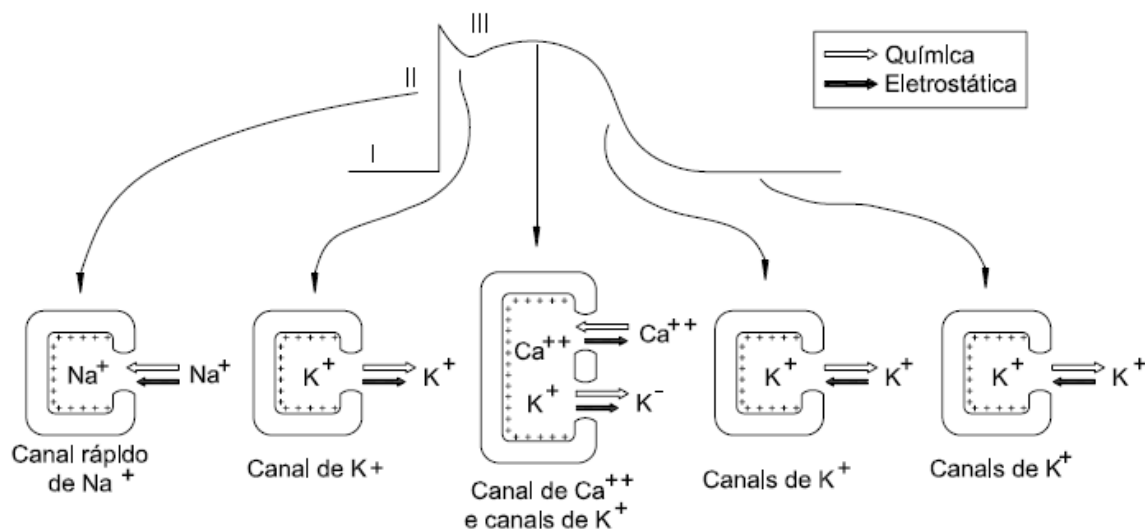


Figura 5: Potencial de ação geral na célula cardíaca e seus principais canais iônicos (GUYTON, 1997)

I Etapa de repouso: Corresponde à situação estática, associada ao potencial de repouso da membrana (- 90 mV);

II. Etapa de despolarização: nesta fase, a membrana rapidamente torna-se altamente permeável aos íons sódio, permitindo o fluxo intenso de íons carregados positivamente para dentro da fibra muscular, o que eleva rapidamente

o potencial na direção da positividade, ocorre, então, a despolarização. Esse processo segue até atingir o limiar de ação, gerando o potencial de ação.

III. Etapa de repolarização: milésimos de segundos após a membrana ter ficado permeável aos íons sódio, os canais de sódio começam a se fechar, e os canais de potássio se abrem, ainda mais. A rápida difusão de K^+ para o exterior restabelece o potencial negativo da membrana (GOMES; CURY, 2004).

2.3.3 A Atividade Elétrica do Coração

A propagação seqüencial do potencial de ação célula-a-célula, ao longo dos tecidos cardíacos, a partir do nodo sinusal NAS, constitui-se no impulso ou estímulo elétrico do coração, que se espalha rapidamente por todo o órgão por meios dos ramos e sub-ramos do tecido de condução (JUNQUEIRA, 2006).

A bomba cardíaca é dotada de um sistema especializado em gerar e conduzir impulsos elétricos, que compreendem desde nodos, os quais são responsáveis pela origem desses impulsos, capazes de promover a contração de forma rítmica do músculo cardíaco até feixes e vias, os quais, por sua vez, são especializados em conduzir os impulsos para todo o coração (GOMES; CURY, 2004).

As fibras cardíacas na sua grande maioria são dotadas da capacidade de auto-excitação, processo que pode produzir descarga e contração rítmica automáticas. O nodo sinusal (NSA) apresenta auto-excitação em maior grau, por essa razão é o responsável por controlar a frequência dos batimentos cardíacos, sendo considerado o marcapasso natural do coração (GOMES; CURY, 2004).

2.3.4 O Nodo Sinusal

O nodo sinusal é uma estrutura pequena, formada por músculo especializado em forma de elipse, com cerca de 3 mm de largura, 15 mm de comprimento e 1 mm de espessura. Está localizada no alto do átrio direito, junto da veia cava superior. No nodo sinusal é gerado o impulso rítmico fisiológico (impulso elétrico). As vias internodais conduzem o impulso do nodo AS para o nodo atrioventricular AV, onde o impulso vindo dos átrios demora aproximadamente 0,12 s para passar para os ventrículos. Em seguida o feixe esquerdo e direito das fibras de Purkinje conduzem o impulso cardíaco para todas as partes dos ventrículos, conforme pode ser visto na Figura 6 (GOMES; CURY, 2004; FERREIRA; 2004).

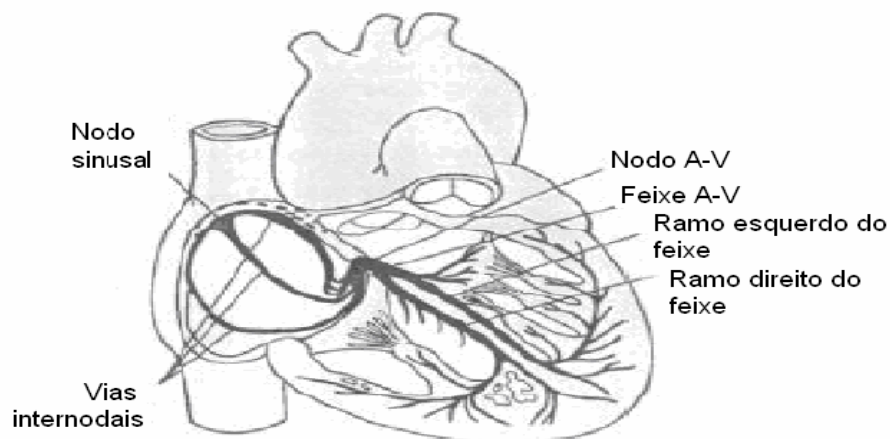


Figura 6: Nodo sinusal e o sistema Purkinje, mostrando também o nodo atrioventricular, as vias atriais internodais e os ramos ventriculares do feixe (GUYTON; HALL, 2002)

2.3.5 A Transmissão do Impulso Cardíaco

A Figura 7 mostra a transmissão do impulso cardíaco pelo coração humano, enfatizando o tempo de aparecimento, em frações de segundo, do

impulso em diferentes partes do coração. Pode-se observar também o retardo do impulso cardíaco ao passar do átrio para o ventrículo e a pequena diferença de tempo das fibras de Purkinje, no ápice do coração (GOMES; CURY, 2004).

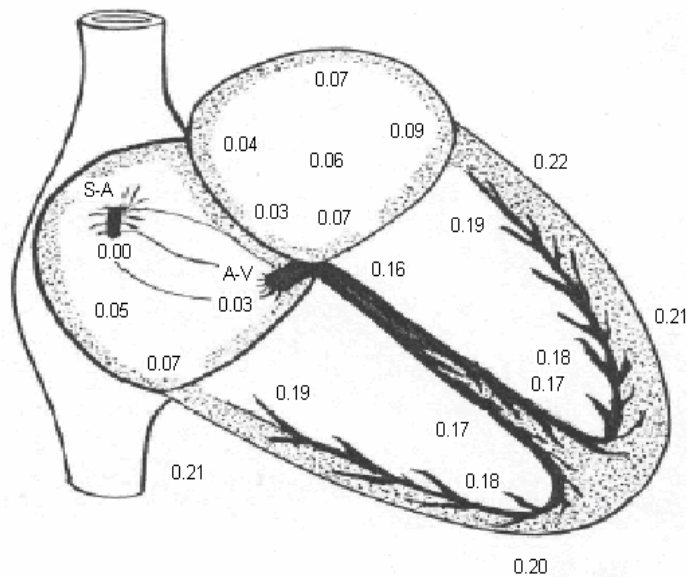


Figura 7: Transmissão do impulso cardíaco pelo coração, mostrando o tempo de aparecimento do impulso, em frações de segundo (GUYTON; 1997)

A Figura 8, por sua vez complementa a figura anterior, mostrando o sistema especializado excitatório do coração, bem como suas estruturas responsáveis e/ou participantes, os potenciais de ação transmembrana dos nodos sinusal e átrio ventricular, além da atividade elétrica registrada por outras áreas do sistema de condução e músculos atrial e ventricular (GOMES; CURY, 2004).

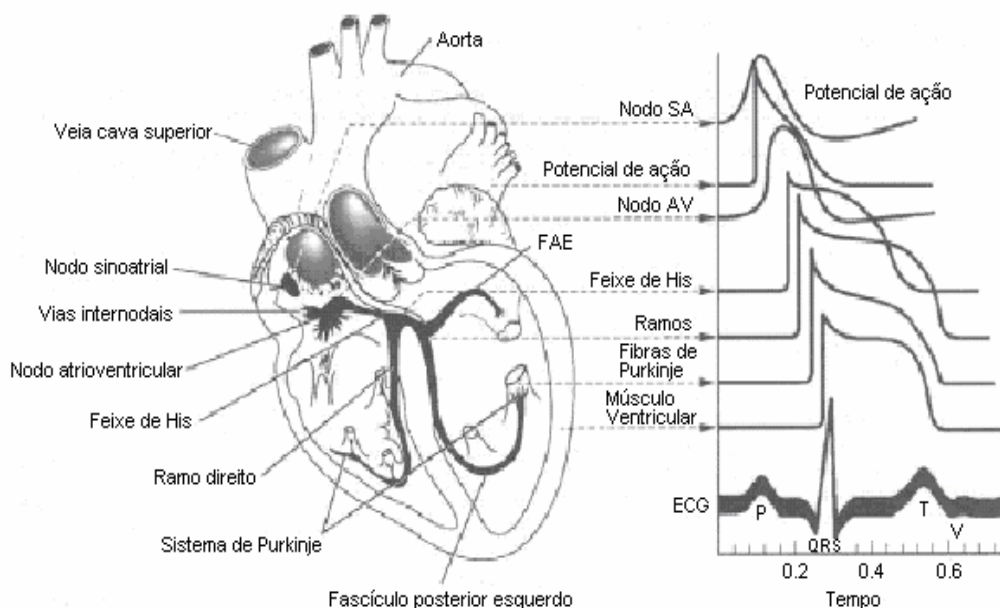


Figura 8: Sistema de condução do coração (GOMES; CURY, 2004)

2.3.6 A Representação Gráfica da Atividade Elétrica do Coração

A atividade elétrica gerada no coração pode ser captada na superfície corporal por meio de eletrodos colocados em determinadas posições, considerando que o corpo é um bom condutor de eletricidade. Estas atividades elétricas, representadas pelas diferenças de potencial elétrico são geradas pelas correntes de polarização e despolarização dos tecidos do coração que alternando-se ciclicamente, expressa o eletrocardiograma que, assim, pode ser definido como o registro gráfico da atividade elétrica do coração captada ao longo do tempo na superfície corporal (JUNQUEIRA; 2006).

Diferentes ondas, intervalos e segmentos são observados no eletrocardiograma (Figura 9) e traduzem as atividades elétricas das diferentes regiões do coração nas distintas fases do seu funcionamento. Assim, a onda "P",

que é a primeira a surgir, representa a despolarização dos átrios; as ondas intermediárias “Q, R e S”, que formam o complexo “QRS”, representa a despolarização das diferentes partes dos ventrículos; e a onda “T”, que é última observada, traduz a repolarização dos ventrículos. Por meio da análise da morfologia, da amplitude, da duração e da polaridade dos diferentes acidentes eletrocardiográficos (ondas, intervalos e segmentos), dentre outros aspectos, é que se pode estabelecer o diagnóstico da condição de normalidade ou de diversas condições patológicas do coração (JUNQUEIRA; 2006).

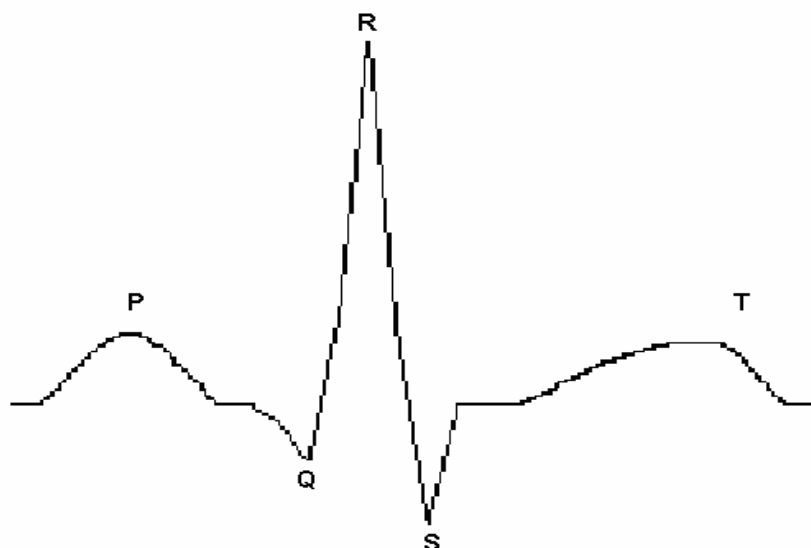


Figura 9: Ciclo típico de um eletrocardiograma, identificando as ondas P, Q, R, S e T (JUNQUEIRA; 2006)

2.4 A Eletrocardiografia

2.4.1 Introdução

O eletrocardiograma (ECG) é um gráfico obtido quando os potenciais do campo elétrico gerado pelo funcionamento do coração são registrados na

superfície do organismo. Os sinais são detectados por eletrodos metálicos ligados aos membros e à parede torácica externa e depois amplificados são registrados pelo eletrocardiógrafo. Deve notar-se que no ECG apenas são registradas as diferenças de potencial instantâneas entre os eletrodos (CHAVES; MOREIRA, 2006).

2.4.2 Conceito de Dipolo

A um conjunto formado por duas cargas de mesmo módulo (valor numérico), entretanto com sinais opostos e separados por uma distância d , em eletricidade, recebe o nome de dipolo, representado pela Figura 10 (CARNEIRO, 1997).

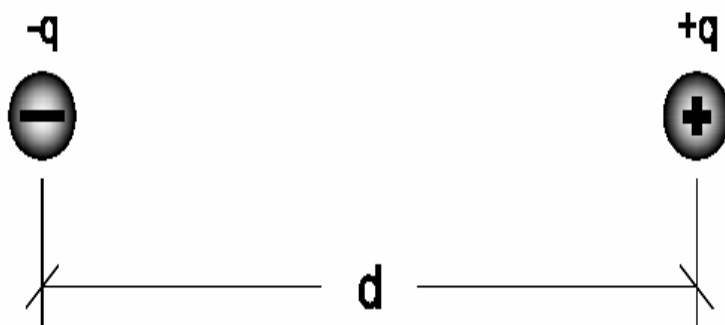


Figura 10: O Dipolo (CARNEIRO, 1997)

O dipolo cria um campo elétrico ao redor do meio que circunda. A representação desse campo pode ser feita em termos gráficos pela representação das linhas de força conforme pode ser visto pela Figura 11. Cada linha de força representa uma trajetória imaginária que seria seguida por uma carga elétrica unitária positiva sob a ação das forças do campo (CARNEIRO, 1997).

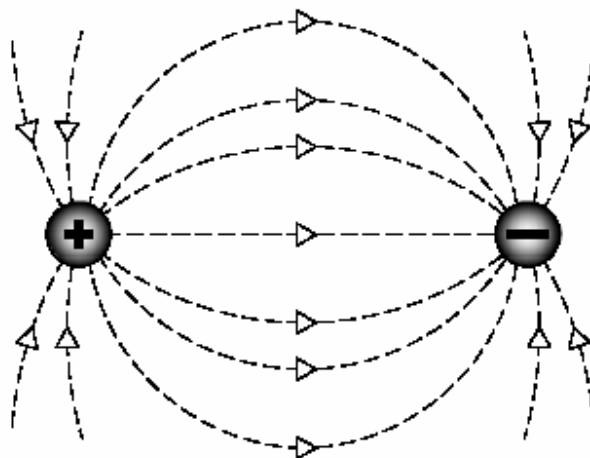


Figura 11: O Campo elétrico de um dipolo (CARNEIRO, 1997)

2.4.2.1 O Potencial do Dipolo

A cada ponto do campo elétrico criado pelo dipolo é possível associar um número que mede o maior ou menor valor da energia potencial que teria a unidade de carga positiva colocada naquele ponto. De modo bem simplificado, a noção de potencial pode ser associada à noção de nível energético (CARNEIRO, 1997).

As Figuras 12 e 13, a seguir, ilustram dois campos elétricos: o primeiro, criado por uma carga puntiforme, onde as circunferências representam pontos a um mesmo potencial; e o segundo, criado por um dipolo, onde as linhas equipotenciais são representadas pelos traços fortes. Em ambas as figuras, as linhas de força são pontilhadas (CARNEIRO, 1997).

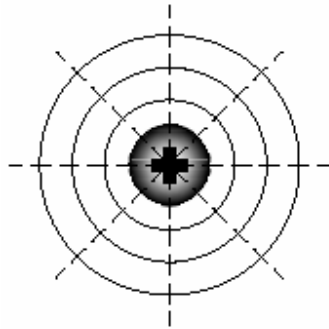


Figura 12: O campo elétrico de uma carga puntiforme (CARNEIRO, 1997)

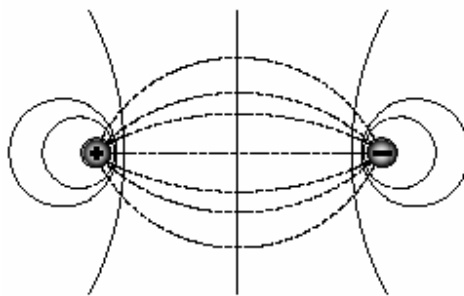


Figura 13: O campo elétrico de um dipolo (CARNEIRO, 1997)

A equação 1 expressa o potencial de um dipolo em um ponto P (Figura 14), situado a uma distância r do centro do dipolo:

$$V_p = m \frac{\cos \theta}{r^2} \quad (1)$$

Onde,

V_p = potencial no ponto P;

m = momento elétrico do dipolo (produto do módulo de uma das cargas pela distância entre elas);

θ = ângulo entre o eixo do dipolo e o eixo no qual se mediu a distância r ;

r = distância tomada do ponto P ao centro do dipolo.

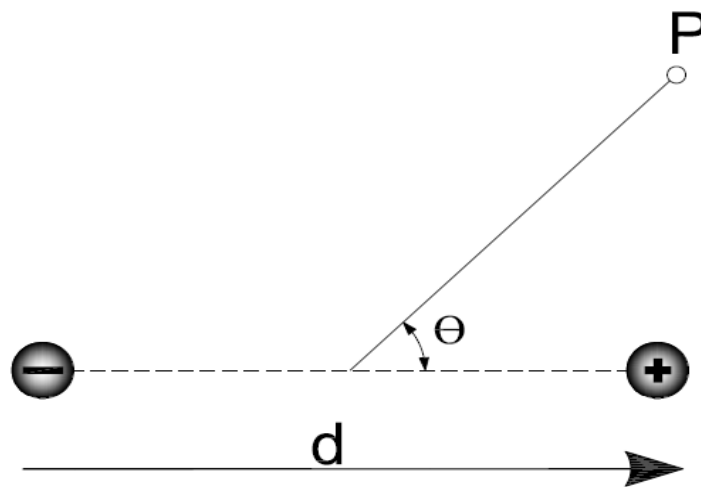


Figura 14: O potencial do dipolo (CARNEIRO, 1997)

2.4.2.2 Dipolos e Vetores

O dipolo pode ser representado vetorialmente, Figura 15. Sendo que o seu momento elétrico é uma grandeza vetorial; como tal, tem módulo, direção e sentido (CARNEIRO, 1997), onde:

Módulo - produto de uma das cargas pela distância entre elas;

Direção – O eixo do dipolo, a linha que une os dois pólos do dipolo;

Sentido – Orientado do pólo negativo para o positivo.



Figura 15: A representação de um dipolo por um vetor (CARNEIRO, 1997)

Sendo assim, todos os dipolos que se desenvolvem durante a atividade cardíaca serão representados por vetores que, mais precisamente, representam os momentos elétricos daqueles dipolos (CARNEIRO, 1997).

2.4.3 Conceito de Ativação Vetorial do Coração

Um vetor é uma entidade matemática expressa como uma seta que tem um comprimento, uma direção e um sentido. Sendo que o início do vetor recebe o nome de origem e ponto onde ele termina recebe o nome de extremidade (CARNEIRO, 1997).

As forças podem ser representadas por vetores, e como a eletrocardiografia lida com forças elétricas, toda a eletrocardiografia pode ser considerada vetorial. O sentido do vetor é determinado pelo sentido do campo elétrico gerado pelo fluxo da corrente (a seta aponta no sentido das cargas positivas), enquanto o seu comprimento é proporcional à intensidade do campo elétrico (CHAVES; MOREIRA, 2006).

Assim, um vetor instantâneo representa o conjunto de forças elétricas devido à propagação das cargas elétricas no coração. Devido ao grande número de forças elétricas simultâneas de diferente direção e magnitude que ocorrem durante a ativação ventricular, é costume determinar o vetor médio ou resultante da atividade elétrica na ativação cardíaca. O vetor médio de uma qualquer porção do ciclo (por exemplo: intervalo QRS) representa a direção média e a magnitude média durante esse período. Pode-se calcular um vetor médio para a despolarização auricular (P), despolarização ventricular (QRS) e para a repolarização (T) (CHAVES; MOREIRA, 2006).

Para se ter uma visão tridimensional do vetor de ativação ventricular devem ser analisadas projeções da despolarização cardíaca no plano frontal e no horizontal. O plano frontal é representado pelas derivações dos membros e permite a projeção e determinação das forças que se dirigem para cima ou para baixo e para a direita ou para a esquerda. O plano horizontal pode ser determinado usando as derivações pré-cordiais (CHAVES; MOREIRA, 2006).

Uma determinada derivação pré-cordial não registra apenas os potenciais elétricos da área específica que lhe está subjacente, mas antes todos os eventos elétricos do ciclo cardíaco como tal são vistos da sua localização. Contudo, devido à proximidade entre o eletrodo pré-cordial e a superfície do coração, os potenciais elétricos que estão a ser gerados no músculo cardíaco subjacente terão maior amplitude, enquanto os potenciais que têm origem em áreas mais distantes terão menor magnitude (CHAVES; MOREIRA, 2006).

2.4.4 Fluxo de Correntes Elétricas ao Redor do Coração no Tórax

Mesmo os pulmões, embora cheios de ar, conduzem a eletricidade de modo surpreendente, e os líquidos de outros tecidos circunjacentes ao coração a conduzem ainda com maior facilidade. Portanto o coração, na realidade, está suspenso em material condutor. Quando uma parte dos ventrículos torna-se eletronegativa em relação às demais, correntes elétricas fluem da área despolarizada para a polarizada em longos circuitos, propagando-se pelo corpo.

O impulso cardíaco inicia nos ventrículos, inicialmente no septo e logo depois nas superfícies endocárdicas do restante dos ventrículos. Isto cria

eletronegatividade no interior dos ventrículos e eletropositividade em suas paredes externas, com a corrente fluindo através dos líquidos que rodeiam o coração ao longo de vias elípticas. Se forem feitas as médias algébricas de todas as linhas de fluxo de corrente (as linhas elípticas), verifica-se que o fluxo médio de corrente vai da base ao ápice do coração. Durante a maior parte restante do processo de despolarização, a corrente continua a fluir nessa direção, à medida que a onda de despolarização se propaga da superfície endocárdica para fora, através do músculo ventricular. Contudo, imediatamente antes da onda de despolarização ter completado seu curso através dos ventrículos, a direção do fluxo de corrente se inverte durante cerca de 1/100 do segundo, fluindo então do ápice para a base, porque as últimas partes do coração que se despolarizam são as paredes externas dos ventrículos, próximas à base do coração (OLIVEIRA, 2006).

Assim sendo, o coração normal, pode-se considerar que a corrente flui primariamente da base para o ápice durante quase todo o ciclo cardíaco de despolarização, exceto no final. Portanto, se um aparelho é conectado à superfície do corpo, o eletrodo mais próximo à base será negativo em relação ao eletrodo colocado mais próximo do ápice e o aparelho registrará uma ligeira diferença de potencial positivo entre os dois eletrodos. Na obtenção de registros eletrocardiográficos, utilizam-se várias posições padronizadas para a colocação dos eletrodos, e a polaridade do registro durante cada ciclo cardíaco é positiva ou negativa, conforme determinado pela orientação dos eletrodos em relação ao fluxo de corrente no coração. Alguns dos sistemas convencionais de eletrodos,

denominados comumente de derivações eletrocardiográficas serão discutidas, em seguida.

2.4.5 Derivações Eletrocardiográficas

Cada derivação é basicamente constituída por um par de eletrodos ligados à superfície do corpo. A direção do vetor entre o eletrodo negativo e o positivo é denominada como eixo da derivação. O ECG padrão é constituído por doze derivações divididas em dois grupos: seis derivações dos membros e seis derivações pré-cordiais. O conjunto das diversas derivações permite obter uma representação tri-dimensional da atividade elétrica cardíaca (CHAVES; MOREIRA, 2006).

2.4.6 Derivações Bipolares dos Membros

As derivações bipolares dos membros (DI, DII e DIII) são as derivações originais escolhidas por Einthoven para registrar os potenciais elétricos no plano frontal, Figura 16.

Em 1913, Einthoven desenvolveu um método de estudo da atividade elétrica do coração representando-se graficamente numa figura geométrica bi-dimensional: um triângulo equilátero. Nesse triângulo de Einthoven (Figura 16), o coração esta localizada no centro do triângulo equilátero e os vértices do triângulo estão nos ombros esquerdo e direito e na região púbica (CHAVES; MOREIRA, 2006). Ele também introduziu conceitos que continuam em uso até hoje em dia, incluindo o nome dado às ondas. Escolheu as letras do alfabeto de P até U para identificar as ondas e para evitar conflito com outras ondas sendo estudadas na

mesma época, algumas gravações padrões usando braços e pernas e ainda o desenvolvimento da primeira construção teórica de acordo com um modelamento do coração como um dipolo (OLIVEIRA, 2006). Os sinais ECG estão tipicamente na faixa de ± 2 mV e requerem uma gravação na largura de faixa de 0,05 a 150 Hz. A especificação completa para um equipamento ECG é proposta tanto pela *the American Heart Association* e *the Association for Advancement of Medical Instrumentation*.

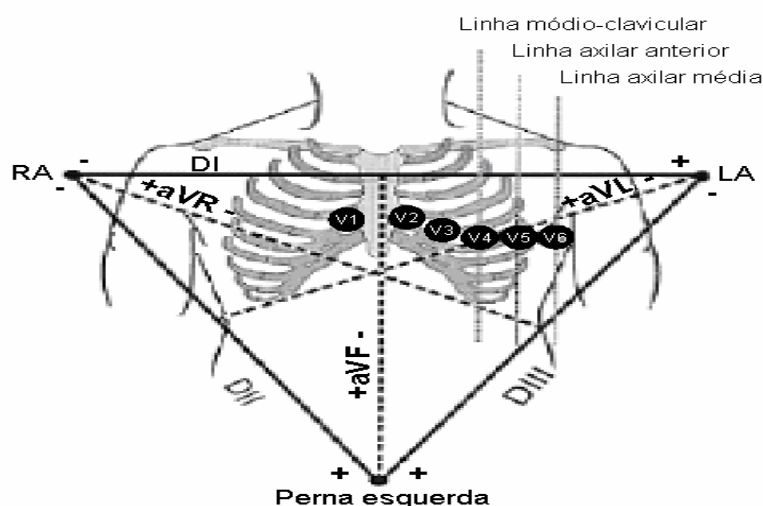


Figura 16: Triângulo de Einthoven (CHAVES; MOREIRA, 2006)

As derivações bipolares representam uma diferença de potencial entre dois locais selecionados:

DI= diferença de potencial entre o braço esquerdo e o braço direito

$$(V_{LA} - V_{RA});$$

DII= diferença de potencial entre a perna esquerda e o braço direito

$$(V_{LL} - V_{RA});$$

DIII= diferença de potencial entre a perna esquerda e o braço esquerdo

$$(V_{LL} - V_{LA})$$

Três derivações clássicas dos membros mostradas na Figura 17.

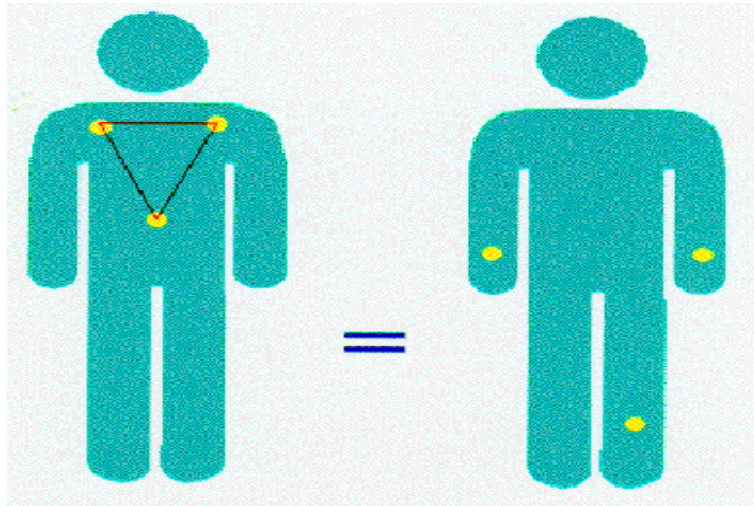


Figura 17: Derivações eletrocardiografias (CARNEIRO, 1997)

Derivação I. Para registrar a derivação I, o terminal negativo do eletrocardiógrafo é ligado ao braço direito e o positivo, ao esquerdo. Portanto, quando o ponto do tórax onde o braço direito é conectado for eletronegativo em relação ao ponto ao qual se liga o braço esquerdo, o eletrocardiógrafo registrará positividade, isto é, acima da voltagem zero do eletrocardiograma. Quando ocorre o oposto, o eletrocardiógrafo registra abaixo da linha de base (OLIVEIRA, 2006).

Derivação II. Para registrar a derivação II, o terminal negativo do eletrocardiógrafo é ligado ao braço direito e o terminal positivo, a perna esquerda. Portanto, quando o braço direito é negativo em relação à perna esquerda, o eletrocardiógrafo registra positividade.

Derivação III. Para registrar a derivação III, o terminal negativo do eletrocardiógrafo é ligado ao braço esquerdo e o terminal positivo, à perna esquerda. Isto significa que o eletrocardiógrafo registra positividade quando o braço é negativo em relação à perna esquerda.

As derivações unipolares medem a diferença de potencial entre um eletrodo indiferente e um eletrodo explorador (CHAVES; MOREIRA, 2006).

O eletrodo indiferente é formado por três fios elétricos que estão ligados entre si a um terminal central. As extremidades livres destes fios ligam-se aos eletrodos do braço esquerdo (LA), do braço direito (RA) e da perna esquerda (LL). O terminal central liga-se, por sua vez, ao pólo negativo do eletrocardiógrafo. O eletrodo explorador liga-se ao pólo positivo. Considera-se que a soma dos três potenciais LA+RA+LL é igual a zero, ou seja, o potencial do eletrodo indiferente é zero. Por princípio, as derivações unipolares tentam medir potenciais locais e não diferenças de potencial. Por exemplo: usando o eletrodo indiferente e um eletrodo explorador ligado ao braço direito (V_{RA}) e o potencial do eletrodo indiferente (igual a zero): $V_{RA} - 0 = V_{RA}$. Assim é registrado o “verdadeiro” potencial do braço direito (CHAVES; MOREIRA, 2006).

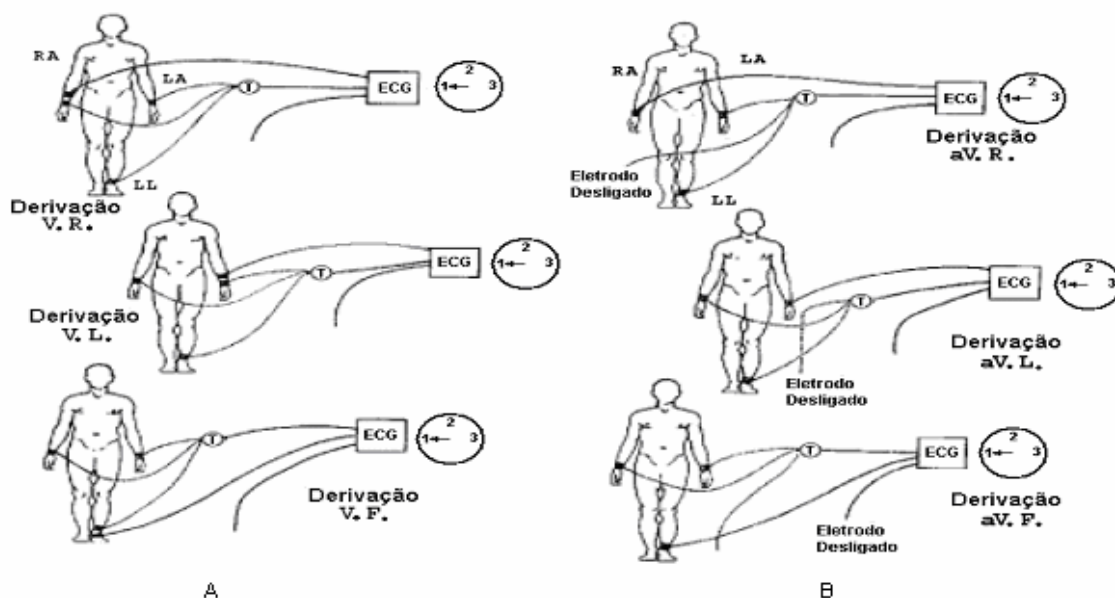


Figura 18: Derivações unipolares não aumentadas dos membros (A); Derivações unipolares aumentadas dos membros (B) (CHAVES; MOREIRA, 2006)

Quando o eletrodo explorador está localizado no braço direito temos a derivação VR, quando está no braço esquerdo, VL e quando está na perna esquerda, VF. Estas derivações chamam-se derivações unipolares não aumentadas dos membros (Figura 18-A) (CHAVES; MOREIRA, 2006).

A amplitude destas três derivações anteriores pode ser aumentada em cerca de 50% através de uma pequena alteração da técnica de registro e que consiste em desligar do terminal central a extremidade que esta a ser explorada. São estas derivações unipolares aumentadas que são utilizadas na prática (Figura 18-B). Para se diferenciar das anteriores acrescentou-se o prefixo “a” (aumentadas): aVR, aVL e aVF (CHAVES; MOREIRA, 2006).

As derivações unipolares pré-cordiais (Figura 19) permitem fazer o registro de potenciais no plano horizontal. O eletrodo indiferente permanece ligado às três extremidades, enquanto o eletrodo explorador varia de posição ao longo de

parede torácica. Uma derivação unipolar feita por este método é denominada pelo prefixo V (de voltagem) seguido de um número, que indica sua posição correspondente (CHAVES; MOREIRA, 2006).

Posições dos eletrodos nas derivações pré-cordiais:

V₁: quarto espaço intercostal direito junto ao esterno;

V₂: quarto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno;

V₃: eqüidistante de V₂ e V₄;

V₄: quinto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno;

(todos os eletrodos seguintes são registrados no mesmo plano horizontal de V₄)

V₅: linha axilar anterior;

V₆: linha axilar média.

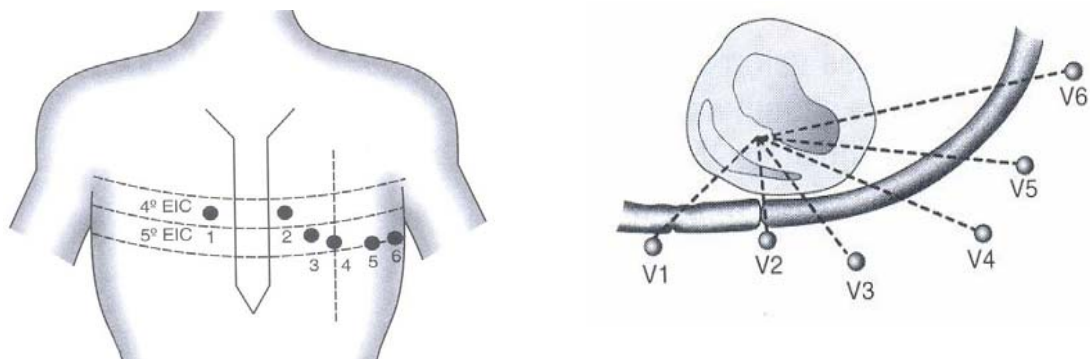


Figura 19: Derivações pré-cordiais (CHAVES; MOREIRA, 2006)

A Figura 20 mostra as 12 diferentes derivações registradas pelo método, conhecidas como derivações D₁, D₂, D₃, aVR, aVL, aVF, V₁, V₂, V₃, V₄, V₅ e V₆.

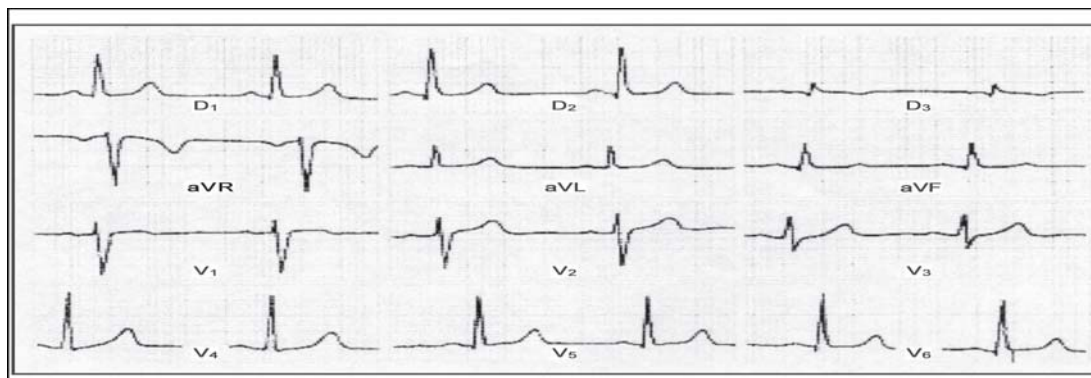


Figura 20: Registro de um eletrocardiograma de 12 derivações (CHAVES; MOREIRA, 2006)

A tabela 1 apresenta um resumo das derivações conhecidas e utilizadas ainda hoje em dia.

Tabela 1 - Descrição das derivações eletrocardiografias

Autor	Derivação	Descrição
Einthoven	Bipolares	D1=LA-RA
		D2=LL-RA
		D3=LL-RA
Frank Wilson	Unipolares Precordiais	V1=v1-(RA+LA+LL)/3
		V2=v2-(RA+LA+LL)/3
		V3=v3-(RA+LA+LL)/3
		V4=v4-(RA+LA+LL)/3
		V5=v5-(RA+LA+LL)/3
		V6=v6-(RA+LA+LL)/3
Emanuel Goldberg	Unipolares Aumentadas	aVR=RA-1/2(LA+LL)
		aVL=LA-1/2(LL+RA)
		aVF=LL-1/2(LA+RA)

LA=braço esquerdo; RA=braço direito; LL= perna esquerda RL= perna direita

2.5 Bioamplificadores

2.5.1 Introdução

Os sinais biológicos são expressos como potenciais elétricos, tensões e intensidades de campos elétricos gerados por nervos e músculos. As medidas envolvem tensões em níveis muito baixos, tipicamente variando entre $1\mu\text{V}$ até 100 mV , com fontes de impedâncias muito altas e superposto por sinais com alto nível de interferência e ruído. Os sinais precisam ser amplificados para fazê-los compatíveis com dispositivos tais como painéis, gravadores ou conversores A/D para equipamentos computadorizados.

Amplificadores adequados para medir esses sinais têm que satisfazer muitos requisitos específicos. Eles têm que prover uma amplificação seletiva para o sinal biológico, reduzir o ruído superposto por sinais de interferência e garantir a proteção a danos por tensão e surtos de corrente tanto para pacientes quanto para o equipamento eletrônico. Amplificadores que atendem essas especificações são conhecidos com Bioamplificadores (NAGEL, 2000).

2.5.2 Requisitos Básicos para os Bioamplificadores

Os requisitos básicos que o Bioamplificador têm que satisfazer são:

- O processo fisiológico a ser monitorado não pode ser influenciado de nenhuma forma pelo amplificador;
- O sinal medido não pode ser distorcido;

- O amplificador deve prover a melhor separação possível do sinal e das interferências;
- O amplificador deve oferecer proteção para o paciente contra qualquer perigo de choque elétrico;
- O amplificador deve ser autoprotégido contra danos originados de altas tensões de entradas ocorridos durante a aplicação de desfibriladores ou instrumentação eletrocirúrgica.

Uma configuração típica para a medição de bipotenciais, Figura 21, é composta de três eletrodos, dois deles para amostrar o sinal biológico e o terceiro fornecendo o potencial de referência, conectando ao terra do amplificador. O sinal de entrada para o amplificador consiste de cinco componentes:

- 1) O biopotencial desejado;
- 2) Os biopotenciais indesejados;
- 3) A interferência de 60 Hz da fonte alimentação e das suas harmônicas;
- 4) O sinal de interferência gerado pela interface tecido/eletrodo;
- 5) O ruído.

Um amplificador adequadamente projetado promove a rejeição de uma larga porção de interferência de sinais. A principal tarefa do amplificador diferencial é rejeitar a interferência da frequência da linha que eletrostaticamente ou magneticamente adere-se ao sinal amostrado. O biopotencial desejado aparece como uma tensão entre os dois terminais de entrada do amplificador diferencial e é atribuído como sinal diferencial. O sinal de interferência da

frequência de linha elétrica mostra apenas diferenças muito pequenas na amplitude e na fase entre os dois eletrodos de medição, causando aproximadamente o mesmo potencial em ambas as entradas e então aparece somente entre as entradas e o terra e é chamado de sinal de modo comum. Uma alta rejeição ao sinal de modo comum é uma das mais importantes características de um bom Bioamplificador (NAGEL, 2000). A Figura 21 apresenta algumas configurações usadas para os Bioamplificadores de instrumentação utilizados para aquisição de sinais biológicos.

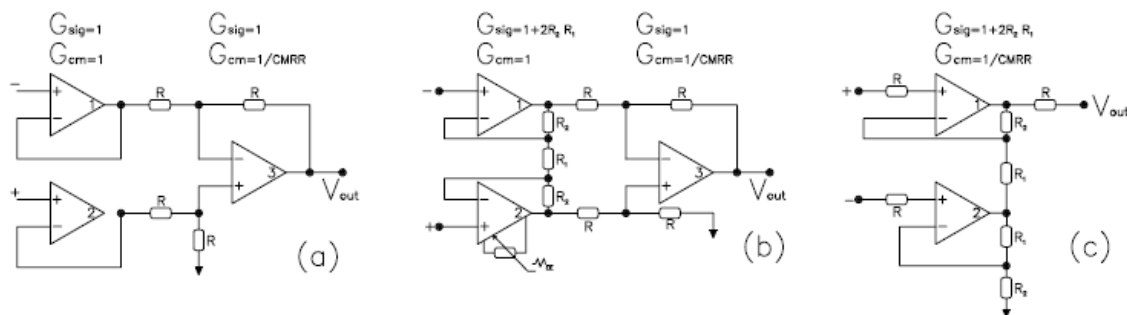
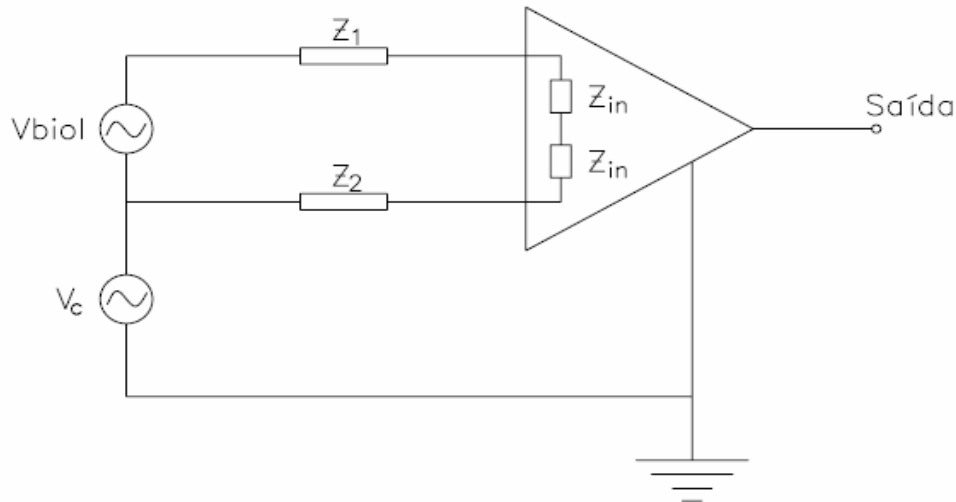


Figura 21: Configuração típica para a medida de biopotenciais (NAGEL, 2000)

A razão de rejeição de modo comum de um amplificador é definida como a razão do ganho do modo diferencial sobre o ganho do modo comum. A rejeição do sinal de modo comum em um Bioamplificador é função do CMRR (do inglês *common mode rejection ratio*) do amplificador e das fontes de impedâncias z_1 e z_2 . Para o Bioamplificador ideal (com $z_1 = z_2$ e um amplificador diferencial de CMRR infinito) a tensão de saída é o puro sinal biológico amplificado por G_d , ganho do modo diferencial: $V_{out} = G_d V_{biol}$. Para CMRR finito, o sinal de modo comum não é completamente rejeitado, adicionando o termo interferência $G_d V_c / CMRR$ para o sinal de saída onde V_c é a tensão de modo comum. Mesmo em caso de um

amplificador diferencial com CMRR infinito, o sinal de modo comum não desaparecerá completamente caso a impedância das fontes sejam diferentes. O sinal de modo comum V_c provoca correntes através de z_1 e z_2 .



$$V_{saída} = G_D V_{biol} + \frac{G_D V_C}{CMRR} + G_D V_C \left(1 - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_1 - Z_2} \right) \quad (1)$$

Onde:

$V_{saída}$ = Tensão de saída;

G_D = Ganho de modo comum;

V_{biol} = Tensão do sinal biológico;

V_C = Tensão de modo comum;

Z_{in} = Impedância de entrada;

Z_1 = Impedância da fonte 1;

Z_2 = Impedância da fonte 2.

A saída de um Bioamplificador real é constituído de:

- 1) Um componente de saída desejada, devido a um biosinal diferencial;

- 2) Um componente de saída indesejada, devido uma rejeição incompleta do sinal de interferência do modo comum como função da CMRR;
- 3) Um componente indesejado, devido à fonte desbalanceada de impedância permitindo que uma pequena proporção do sinal de modo comum apareça como um sinal diferencial para o amplificador;
- 4) E o ruído térmico (NAGEL, 2000).

Geralmente, os eletrodos são fonte de desbalanceamento de impedância da ordem de 5 a 10 K Ω e uma rejeição adequada à interferência da linha requer um CMRR de 100 dB, sendo que a impedância de entrada do amplificador deve ser pelo menos de 10⁹ Ω em 60 Hz para prevenir que fontes desbalanceadas deteriorem todo o CMRR do amplificador (NAGEL, 2000).

A fim de garantir uma ótima qualidade do sinal e um adequado nível para um futuro processamento do sinal, o amplificador deve prover um ganho de 100 a 50000 e precisa manter uma boa relação sinal/ruído. A presença de um sinal de interferência de alto nível não só deteriora a qualidade do sinal biológico bem como restringe o projeto do amplificador. O potencial do eletrodo, por exemplo, limita o fator ganho para o primeiro estágio amplificador uma vez que a amplitude dele pode ser várias vezes maiores do que a amplitude do sinal biológico. Para prevenir que o amplificador atinja a saturação, este componente tem que ser eliminado antes que o requerido ganho possa ser provido para o sinal biológico (NAGEL, 2000).

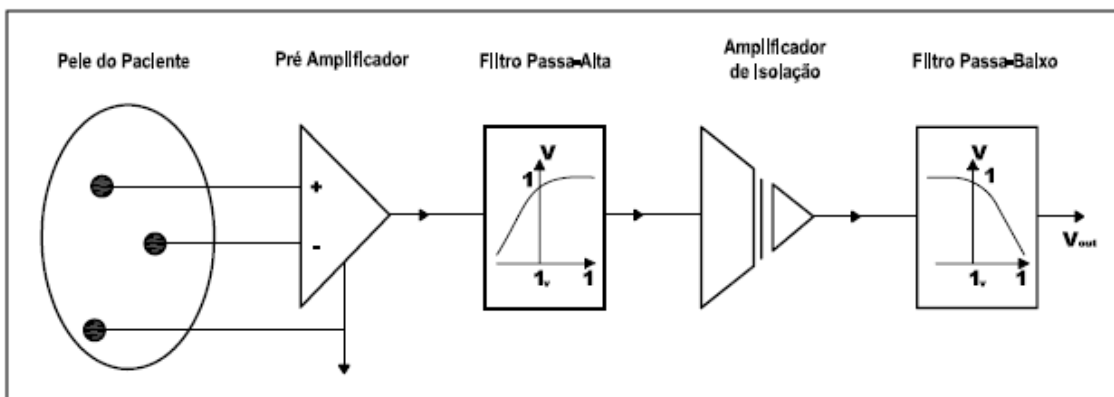


Figura 22: Diagrama esquemático dos principais estágios de um Bioamplificador (NAGEL, 2000).

A Figura 22 mostra um projeto típico dos vários estágios de um Bioamplificador. Os eletrodos os quais fornecem a transição entre o fluxo iônico da corrente no tecido biológico e o fluxo de corrente no amplificador, representam um complexo sistema eletromecânico e que determina para uma grande gama a composição do sinal medido (NAGEL, 2000).

O propósito do filtro passa alta e do filtro passa baixa na Figura 22 é eliminar sinais de interferência como o *offset* dos eletrodos e amplificadores e reduzir a amplitude do ruído pela limitação da largura da faixa do amplificador. Considerando que o biosinal não deve ser distorcido ou atenuado, filtros de fase linear e alta ordem com corte abrupto têm de ser usados. Filtros ativos Bessel são os filtros preferidos devido a sua suave função de transferência. Separação completa do biosinal e da interferência, em muitos casos, não é possível devido à superposição dos espectros deles (NAGEL, 2000).

O estágio de isolamento serve para o isolamento galvânico entre o paciente e o equipamento de medição e provém segurança contra perigos elétricos. Este

estágio também previne correntes galvânicas da deteriorização da relação sinal ruído pela prevenção de (*loops*) circuitos fechado a terra.

As características mais importantes de um amplificador isolador são:

- 1) Baixo vazamento de corrente;
- 2) Alta impedância de isolamento;
- 3) Alta rejeição a tensão de isolamento;
- 4) Máxima tensão de isolamento segura.

2.5.3 Interferências

O ponto mais crítico na medição de biopotenciais é o contato entre eletrodos e o tecido biológico. O potencial de *offset* do eletrodo e a impedância eletrodo/tecido estão sujeitos a mudanças devido aos movimentos relativos dos eletrodos e dos tecidos. Então, dois sinais de interferência são gerados devido: as mudanças de potencial do eletrodo e mudanças movimento-induzido da queda de tensão causada pela corrente de entrada do pré-amplificador. Esses artefatos podem ser minimizados elevando-se as impedâncias de entrada nos pré-amplificadores, usando eletrodos não polarizados com baixos potenciais meia-célula e reduzindo a fonte de impedância pelo uso de gel eletrodo (NAGEL, 2000).

Artefatos, interferências de campos eletromagnéticos externos e ruídos podem também ser gerados nos fios conectados aos eletrodos e amplificador. A redução dessas interferências é alcançada pelo uso de par trançado de fios, fios isolados e cabos blindados.

A gravação de biopotenciais é feita freqüentemente em um ambiente que está equipado com muitos sistemas elétricos os quais produzem fortes campos elétricos e magnéticos. Na freqüência da linha elétrica, os campos de interferência das componentes elétricos e magnéticos podem ser considerados separadamente. Campos elétricos são causados por todos condutores que estão conectados a potência, mesmo sem fluxo de corrente, Uma corrente é capacitivamente acoplada para dentro do corpo onde ela flui para o terra. Se um amplificador de isolação é usado com um paciente aterrado, a corrente é capacitivamente acoplada para terra. Neste caso, o potencial do corpo flutua com uma tensão de até 100 V para o terra. Minimizar interferências requer aumento da distância entre a linha de alimentação e o corpo, uso de amplificadores de isolação, separação do aterramento do corpo numa localização tão distante quanto possível dos eletrodos de medida e uso de cabos isolados (NAGEL, 2000).

Os componentes do campo magnético produzem correntes no corpo. O amplificador, o cabo eletrodo e o corpo formam um *loop* induzido que é sujeito a geração de um sinal de interferência. A minimização deste sinal de interferência requer aumento da distância entre a fonte do sinal de interferência e o paciente, trançamento dos fios de conexão, isolamento dos campos magnéticos e relocando o paciente para um lugar que ofereça o mínimo sinal de interferência (NAGEL, 2000).

2.6 A Tensão de Modo Comum

2.6.1 A Origem da Tensão de Modo Comum

Tensão de modo comum é aquela tensão induzida presente em ambas as entradas (mais e menos) de um canal referenciado à terra. O modo comum de 60 Hz está presente porque todos os amplificadores de instrumentação (diferencial) requerem uma conexão de referência ao terra para que o amplificador opere adequadamente. (Isto é porque os amplificadores de instrumentação podem tolerar tensões de modo comum somente até a tensão da fonte de alimentação interna, usualmente alguns volts. Sem uma conexão ao terra a tensão de modo comum pode aumentar para dezenas ou centenas de volts). Um amplificador ideal nunca poderia ultrapassar as tensões de alimentação porque o amplificador pode supostamente amplificar somente as diferenças entre as entradas mais e menos. O modo comum de 60 Hz nas entradas do amplificador podem ser reduzidas conectando-se a ponta do terra próximo as outras pontas dos eletrodos e escolhendo um local de terra que está perto de todos os outros locais. Se somente ECG está sendo gravado, então o melhor local de terra deve ser o meio entre os dois eletrodos ativos. Os efeitos do ruído de modo comum de 60 Hz (ou outras frequências) variam grandemente entre amplificadores. O CMRR diminui com o aumento da frequência e também diminui quanto maior for o desacoplamento de impedância das entradas mais e menos, uma informação raramente reportada pelos fabricantes de bioamplificadores (LONG, 2006).

2.6.2 A Interferência da Tensão de Modo Comum

Existem duas maneiras pela quais uma tensão de modo comum pode causar interferência. A primeira, obviamente é quando a razão de rejeição de modo comum do amplificador é limitada. Este mecanismo freqüentemente não é um problema com os modernos amplificadores diferenciais: A razão de rejeição de modo é em geral de 80 – 90 dB (MEETING VAN RIJN et al., 1990).

A segunda e muito mais importante maneira que uma tensão de modo comum pode causar interferência é quando existem diferenças na impedância dos eletrodos e/ou nas impedâncias de entrada as quais convertem a tensão de modo comum em tensão de entrada diferencial (ver Figura 23). Este mecanismo – freqüentemente chamado efeito divisor de potencial (HUHTA, WEBSTER, 1973; PACELA, 1967) é a razão principal da importância em reduzir a tensão de modo comum o máximo possível. A magnitude da interferência do modo comum devido ao descasamento das impedâncias de entrada é dada pela equação 2 (ver Figura 23) (MEETING VAN RIJN et al., 1990; WEBSTER, 1992).

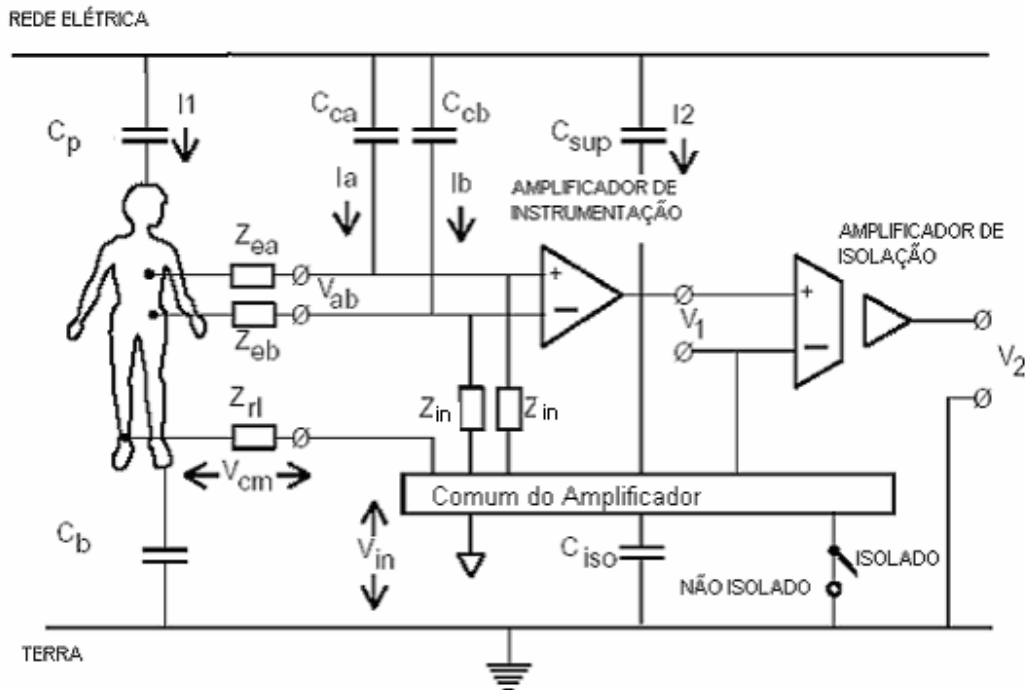


Figura 23: Mecanismo de acoplamento do sinal da rede elétrica, através de capacitâncias, na aquisição de sinais biológicos (modificado de MEETING VAN RIJN et al., 1990)

$$V_{ab} = V_{cm} \left(\frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_{ea}} - \frac{Z_{in}}{Z_{in} + Z_{eb}} \right) \quad (2)$$

Onde Z_{in} : impedâncias de entrada

Z_{ea} , Z_{eb} : impedâncias pele-eletrodo;

V_{cm} : tensão modo comum.

Considerando-se as impedâncias Z_{in} muito maior que as impedâncias dos eletrodos Z_{ea} , Z_{eb} a equação (2) pode ser simplificada para a equação (3):

$$V_{ab} = V_{cm} \left(\frac{Z_{eb} - Z_{ea}}{Z_{in}} \right) \quad (3)$$

Isto significa que o nível de interferência gerado pelo efeito divisor de potencial depende da magnitude da tensão de modo comum, da razão da diferença de impedância do eletrodo e da impedância da entrada.

2.6.3 A Redução da Tensão de Modo Comum

Se as diferenças de impedância dos eletrodos e entradas não podem ser mantidas suficientemente baixas para reduzir a influência do efeito divisor de potencial, as impedâncias de entrada do amplificador devem ser tão altas quanto possível, (MEETING VAN RIJN et al., 1990).

As três principais formas de ligar o comum do amplificador são:

- 1) O comum do amplificador é conectado ao terra (Figura 23, chave fechada): A quantidade de corrente de interferência através de z_{r1} é determinada principalmente pela capacitância c_p , conseqüentemente, a tensão de modo comum é reduzida se essa capacitância entre o corpo e a alimentação é minimizada.
- 2) O comum do amplificador não está conectado ao terra (Figura 23, com a chave aberta): A corrente resultante através de z_{r1} depende dos valores das quatro capacitâncias: c_p , c_b , c_{sup} e c_{iso} . Nesta situação, a tensão de modo comum pode possivelmente ser reduzida pela minimização da capacitância

entre o comum do amplificador e alimentação (c_{sup}) e a capacitância entre o comum do amplificador e o terra (c_{iso}).

3) Um amplificador adicional (Figura 24) fornece para o paciente a mesma tensão tal qual a tensão do comum que aparece nas entradas do amplificador. Esta realimentação faz com que a diferença de tensão entre o paciente e o comum do amplificador (tensão de modo comum) seja reduzida muitas vezes.

Um circuito de realimentação de perna direita (Figura 24) oferece uma grande redução na magnitude da tensão de modo comum nas medições isoladas e não isoladas pela ativação da redução da diferença de tensão entre o paciente e o comum do amplificador. Uma redução entre 10 e 50 dB é usualmente alcançada. O circuito de realimentação de perna direita é a forma mais prática para reduzir a tensão em modo comum se uma redução da corrente de interferência através de z_{rl} não for possível. Também o circuito de realimentação de perna direita faz medidas razoavelmente seguras na situação não-isolada (chave fechada na Figura 23 e na Figura 24) por causa da grande impedância entre o corpo e o terra que pode ser melhorada pela escolha de um grande resistor R_b (vários megaohms) e um pequeno capacitor de realimentação c_{fb} ($<1nF$). A principal desvantagem do circuito de realimentação de perna direita é que ele pode tornar-se potencialmente instável (WINTER; WEBSTER, 1983). Em projetos práticos, um compromisso entre a supressão de modo comum e uma possível instabilidade, dependendo das circunstâncias, precisa ser encontrado (MEETING VAN RIJN et al., 1990).

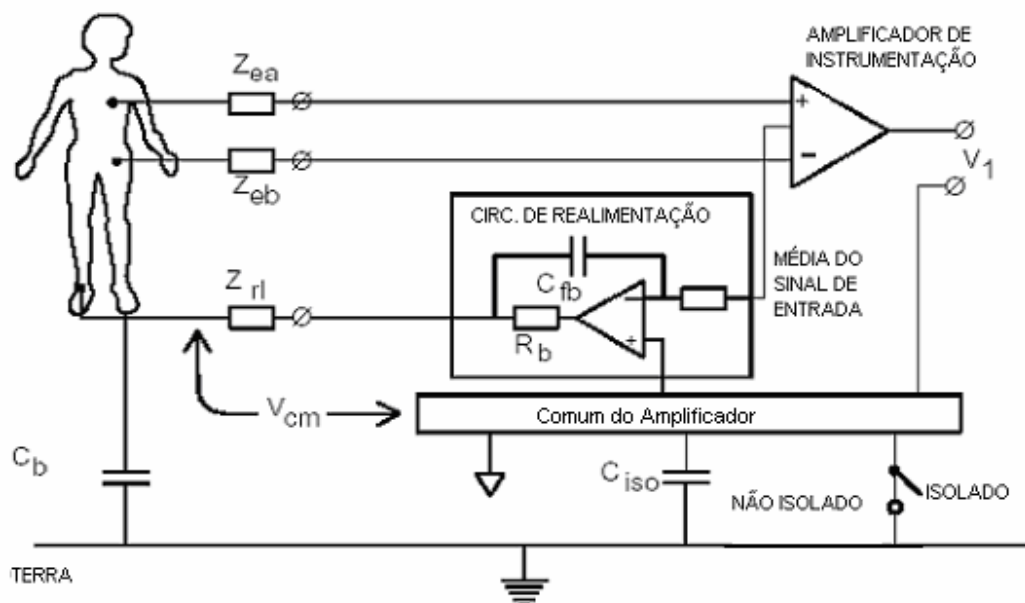


Figura 24: Circuito perna direita induzida (MEETING VAN RIJN et al., 1990)

2.7 Aquisição e Processamento de Sinal Biológico

Sinais biológicos trazem informações que são úteis para a compreensão de complexos mecanismos fisiopatológicos essenciais para o comportamento dos sistemas vivos. Entretanto, a informação pode não estar disponível diretamente nos sinais gravados; ela pode estar mascarada por outros sinais biológicos detectados (efeito endógeno) ou encobertos por algum ruído (efeito exógeno). Por algumas razões, um processamento adicional é usualmente requerido para melhorar a informação relevante e para extrair parâmetros que quantifica o comportamento do sistema sob estudo, principalmente para estudos fisiológicos, ou que define o grau de patologia para os procedimentos clínicos de rotina (diagnósticos, terapia, ou reabilitação). Várias técnicas de processamento podem ser usadas para esses propósitos (também são chamadas técnicas de pré-

processamento); métodos no domínio da frequência e no tempo incluem filtragem, média, estimação espectral e outras. O recente progresso da tecnologia digital, em termos de hardware e software, faz o processamento digital mais eficiente e mais flexível o que o torna melhor do que o processamento analógico.

As técnicas digitais têm várias vantagens sobre as analógicas: O desempenho delas é geralmente muito poderosa, de fácil implementação mesmo em algoritmos complexos e a precisão depende somente do arredondamento e da correção dos erros. Tais efeitos podem ser previstos e controlados pelo projetista e não são afetados por outras variáveis imprevisíveis tais como envelhecimento do componente e a temperatura, a qual pode degradar o desempenho de dispositivos analógicos. Além disso, parâmetros de projeto podem ser facilmente mudados por causa eles envolvem mais modificações de software do que de hardware (MAINARDI, 2000).

2.7.1 Aquisição

Uma representação esquemática de um sistema geral de aquisição é mostrada na Figura 25. Várias grandezas físicas são medidas dos sistemas biológicos. Eles incluem grandezas elétricas (correntes, diferenças de potencial, intensidade de campo etc.), bem como mecânica, química ou variáveis não elétricas (pressão, temperatura, movimentos, etc.). Sinais elétricos são detectados por sensores (principalmente eletrodos), enquanto grandezas não elétricas são primeiro convertidos por transdutores em sinais elétricos que podem ser facilmente tratados, transmitidos e armazenados (MAINARDI, 2000).

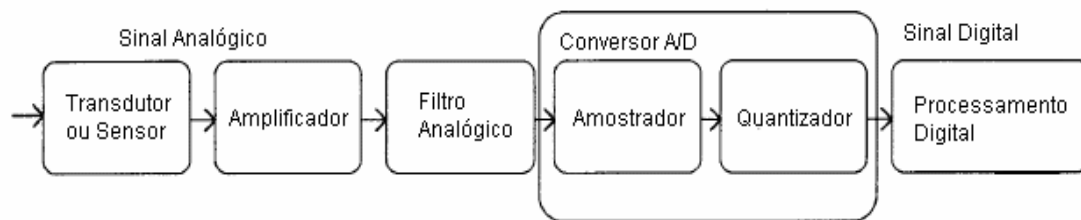


Figura 25: Diagrama em bloco geral do procedimento de aquisição de um sinal digital (MAINARDI, 2000)

Um bloco analógico de pré-processamento é usualmente requerido para amplificar e filtrar o sinal (a fim de fazê-lo satisfatório com os requerimentos de hardware bem como a dinâmica do conversor A/D), para compensar algumas características indesejáveis do sensor ou reduzir a porção de ruído indesejável (MAINARDI, 2000; TOMPKINS, 1995).

Além disso, o sinal de tempo contínuo deverá ser limitado em frequência antes da converção (A/D). Desta maneira uma operação é necessária para reduzir o efeito do embaralhamento de frequências induzido pela amostragem. Isto é um ponto crucial quando gravando sinais biológicos, das quais características freqüentemente podem ser consideradas por médicos como índices essenciais de algumas patologias. Então, o sistema de aquisição não deve introduzir nenhuma forma de distorção que pode ser enganosa ou arruinar as reais alterações patológicas. Por esta razão, o bloco analógico de pré-filtragem deverá ser projetado com resposta em frequência tendo, pelo menos a faixa de passagem de interesse (MAINARDI, 2000).

O sinal analógico é então convertido em um sinal digital. A forma de onda é transformada em uma série de números, discretizados em tempo e amplitude, que pode se facilmente gerenciada pelo processador digital. O conversor A/D idealmente pode ser dividido em dois passos, como mostrado na Figura 25. O processo de amostragem, que converte o sinal contínuo em uma série de tempo discreta e nos quais os elementos são chamados amostras e um procedimento de quantização, no qual o valor da amplitude é designado para cada amostra dentro de um conjunto de valores discretos determinados (MAINARDI, 2000).

2.7.2 O Teorema da Amostragem

As vantagens do processamento de uma série digital ao invés de um sinal analógico foram reportadas previamente. Além disso, a propriedade básica quando usando uma série amostrada ao invés de uma forma de onda continua reside no fato de que o sinal analógico, sob certas hipóteses, é completamente representativo pela série. Quando isto acontece, a forma de onda continua pode ser perfeitamente reconstruída exatamente da serie dos valores amostrados. Isto é conhecido como o teorema da amostragem (ou teorema de Shannon) (Shannon, 1949). Ele diz que um sinal contínuo no tempo pode ser completamente recuperado das suas amostras se e somente se a taxa de amostragem for maior do que duas vezes a freqüência máxima presente no sinal analógico.

A fim de entender a concepção do teorema consideremos um sinal continuo $x(t)$ de faixa-limitada (até f_b) cuja transformada de Fourier $X(f)$ é mostrado na Figura 26 a. A Figura 26 b, representa o sinal amostrado quando $f_s < 2 f_b$ e ainda a áreas em escuro indicam a superposição (embaralhamento) de freqüências.

Finalizando, a Figura 26 c representa o sinal amostrado quando $f_s > 2 f_b$ e indicando a separação do sinal e não existência de superposições entre sinais adjacentes do sinal original.

O procedimento de amostragem pode ser representado pela multiplicação de $x(t)$ com um trem de impulso, equação 4 (SCHOWENGERDT, 1997; MAINARDI, MADISSETTI, 2000).

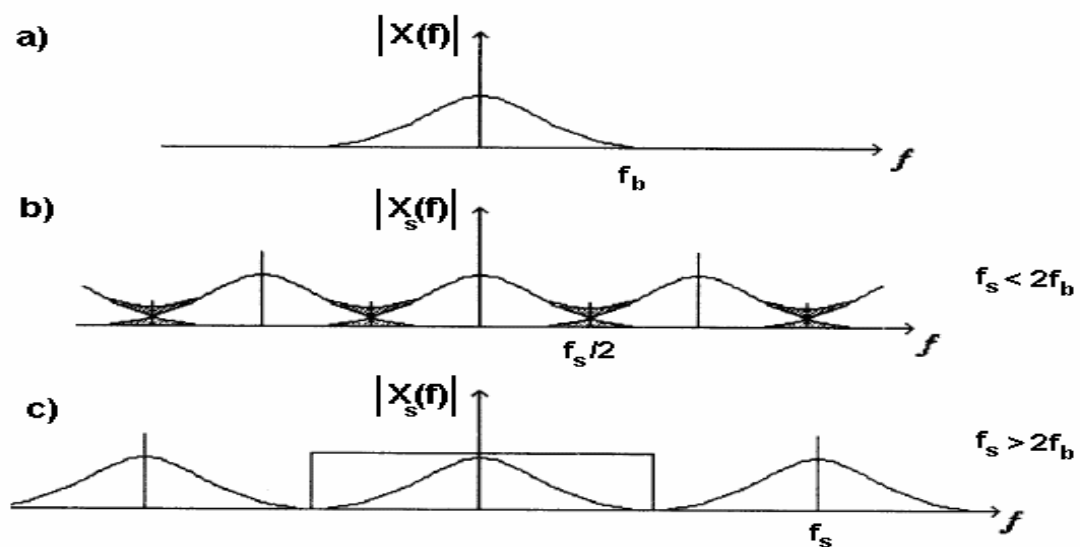


Figura 26: Efeitos da frequência de amostragem num sinal com faixa limitada (MAINARDI, 2000).

$$i(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} \delta(t - k.Ts) \quad (4)$$

Onde $\delta(t)$ é a função delta (Dirac), k é um inteiro, Ts é o intervalo de amostragem. O sinal amostrado torna-se:

$$x_s(t) = x(t).i(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(t).\delta(t - kTs) \quad (5)$$

A multiplicação no domínio do tempo transforma-se em convolução no domínio da frequência. Obtem-se:

$$X_s(f) = I(f) * X(f) = X(f) * \frac{1}{T_s} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \delta(f - kf_s) = \frac{1}{T_s} \sum_{k=-\infty}^{\infty} X(f - kf_s) \quad (6)$$

Onde $f_s = 1/T_s$ é a frequência de amostragem, $X_s(f)$, $I(f)$ e $X(f)$ são as transformadas de Fourier de $x_s(t)$, $i(t)$ e $x(t)$ respectivamente. Então, $X_s(f)$, é periódica e consiste de uma série de repetições idênticas de $X(f)$ centrada ao redor de múltiplos da frequência de amostragem, como mostrado nas Figuras 26 *b,c*. Na Figura 26 *b* é onde os componentes de $X(f)$ aparece superposto (quando $f_s < 2fb$), somando-se as componentes de alta frequência. Este fenômeno é conhecido como embaralhamento de frequência. Quando o embaralhamento ocorre, a informação original (Figura 26 *a*) não pode ser recuperada porque os componentes da frequência do sinal original ficam irreversivelmente corrompidos pela superposição das versões deslocadas de $X(f)$ (SCHOWENGERDT, 1997; MAINARDI, 2000).

2.8 Os Filtros Digitais

Os filtros digitais são usados na separação de sinais ou na restauração de sinais. A separação de sinais faz-se necessária quando um sinal foi contaminado com uma interferência, ruído ou outro sinal. A restauração de sinais é necessária quando um sinal foi distorcido de alguma forma (BORN, 2000).

Os filtros analógicos, quando comparados aos digitais, são em geral baratos, rápidos e tem uma grande faixa dinâmica de amplitude e frequência. Contudo, os parâmetros dos componentes analógicos variam com a temperatura e com o tempo de uso. Já os filtros digitais dependem apenas da precisão das variáveis que podem ser ajustadas para aplicações específicas. Ou seja, os filtros digitais são indicados para aplicações na quais se necessita alta estabilidade e alto desempenho.

Os filtros podem ser caracterizados por uma das respostas apresentadas na Figura 27. Nesta figura, é exemplificada uma resposta ao impulso (a), uma resposta ao degrau (b) e uma resposta em frequência: em escala linear (c) e em escala logaritma (d). Cada uma destas respostas contém a informação completa sobre o filtro, porém em formas diferentes. Tendo uma das formas é possível calcular as outras (SMITH, 1998).

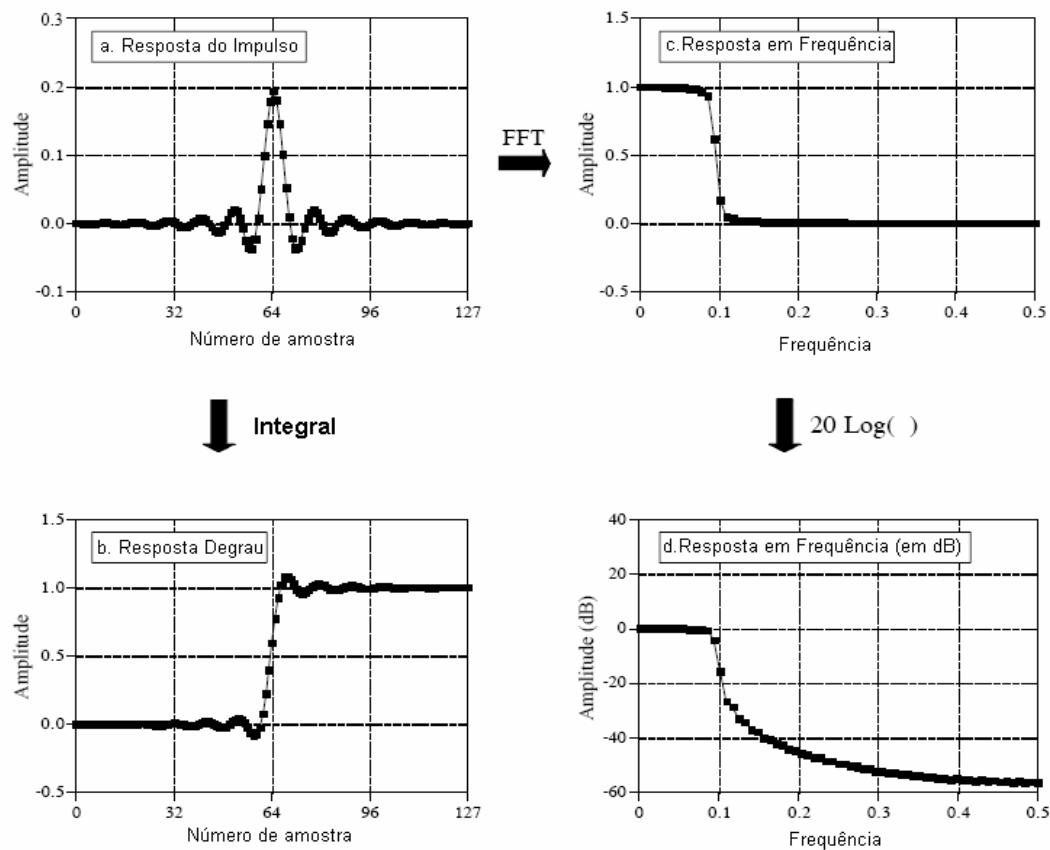


Figura 27: Exemplo dos vários tipos de respostas que permitem caracterizar um filtro digital (SMITH, 1998)

Os filtros digitais podem ser implementados pela convolução do sinal de entrada com a resposta ao impulso do filtro. Quando a resposta impulsiva é empregada com este propósito, os projetistas de filtros a chamam de kernel (núcleo) do filtro. Os filtros implementados por convolução são chamados de filtros FIR (*Finite Impulse Response*).

Uma outra forma de projetar filtros digitais é chamado de recursão. Ao invés de usar o kernel do filtro, filtros recursivos são definidos por um conjunto de coeficientes de recursão. Observe, contudo, que é possível aproximar o filtro

recursivo usando convolução. Neste caso, para implementar um filtro recursivo por uma convolução primeiro é necessário calcular a resposta ao impulso deste filtro. Esta resposta é muito longa (teoricamente infinita), mas pode ter seus valores ignorados quando os valores da amplitude tornam-se comparáveis ao ruído do sistema. Por causa desta característica, filtros recursivos são também chamados de filtros IIR (*Infinite Impulse Response*).

Como um degrau é a integral de um impulso, a resposta ao degrau é a integral da resposta ao impulso.

No gráfico da resposta em frequência de um filtro, a escala linear é melhor para exibir o *ripple* e a frequência de corte. Por sua vez, a escala em decibéis mostra melhor a atenuação na banda de corte conforme a equação 7.

$$dB = 10 \log_{10} \frac{P_2}{P_1} \quad \text{ou} \quad dB = 20 \log_{10} \frac{A_2}{A_1} \quad (7)$$

Onde:

P_2 = Potência de saída;

P_1 = Potência de entrada;

A_2 = Amplitude de saída;

A_1 = Amplitude de entrada.

A frequência de corte normalmente é tomada a -3 dB, o que significa que esta corresponde a uma redução da amplitude de um fator 0.707 (e a uma redução de potência de um fator 0.5).

A Figura 28 traz exemplos de algumas respostas no tempo de um filtro digital e alguns parâmetros no domínio do tempo são: o tempo de subida, o sobre-sinal e a linearidade de fase.

Tempo de subida é definido contando-se o número de amostras entre os níveis de amplitude de 10% a 90%. Geralmente desejamos uma resposta ao degrau tão rápido quanto possível.

Sobre-sinal deve ser minimizado porque este modifica a amplitude das amostras do sinal. Fase linear é desejável para que o formato do sinal original não seja modificado. Por exemplo, se o sinal de entrada apresenta uma rampa de subida simétrica em relação a sua rampa de descida, a linearidade de fase garante que o sinal filtrado também apresenta esta forma.

A fase linear é desejável para que o formato do sinal não seja modificado. Por exemplo, se o sinal de entrada apresenta uma rampa de subida simétrica em relação a sua rampa de descida, a linearidade de fase garante que o sinal filtrado também apresenta esta forma.

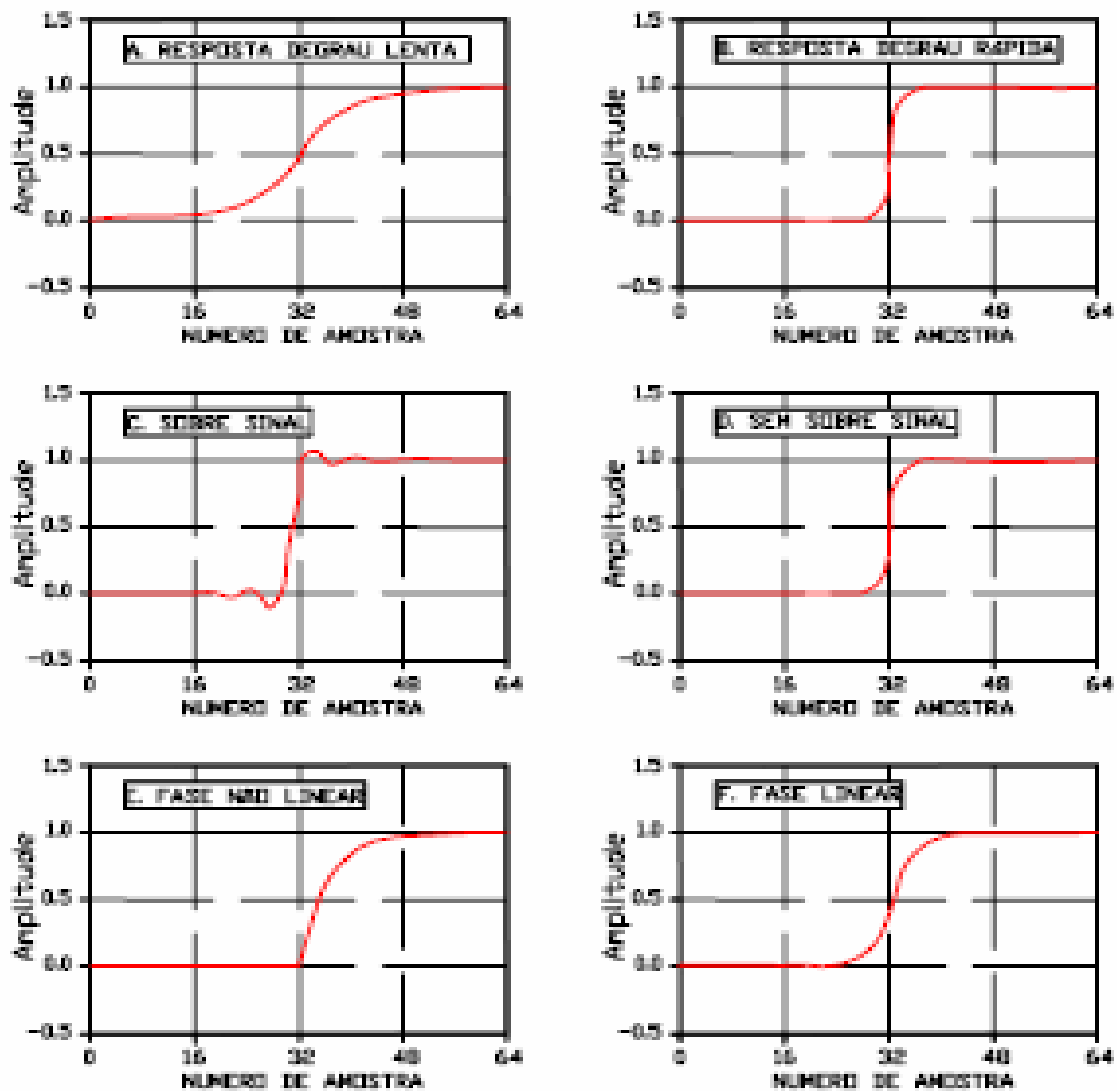


Figura 28: Parâmetros empregados para avaliar o desempenho no domínio do tempo: a) resposta degrau lenta; b) resposta degrau rápida; c) com sobre sinal; d) sem sobre sinal; e) fase não linear; f) fase linear (SMITH, 1998)

A Figura 29 exemplifica a resposta em frequência de alguns filtros passa-baixas. Três parâmetros são importantes:

- (1) largura da banda de transição, ilustrada em (a) e (b);
- (2) ondulação da faixa de passagem (*passband ripple*), apresentada em (c) e (d);

- (3) atenuação na faixa de rejeição (*stopband attenuation*), exibida em (e) e (f).

Em geral, a banda de transição entre a banda passante e a banda de corte deve ser tão estreita quanto possível. É desejável pouca ondulação na banda de passagem e grande atenuação na banda de corte.

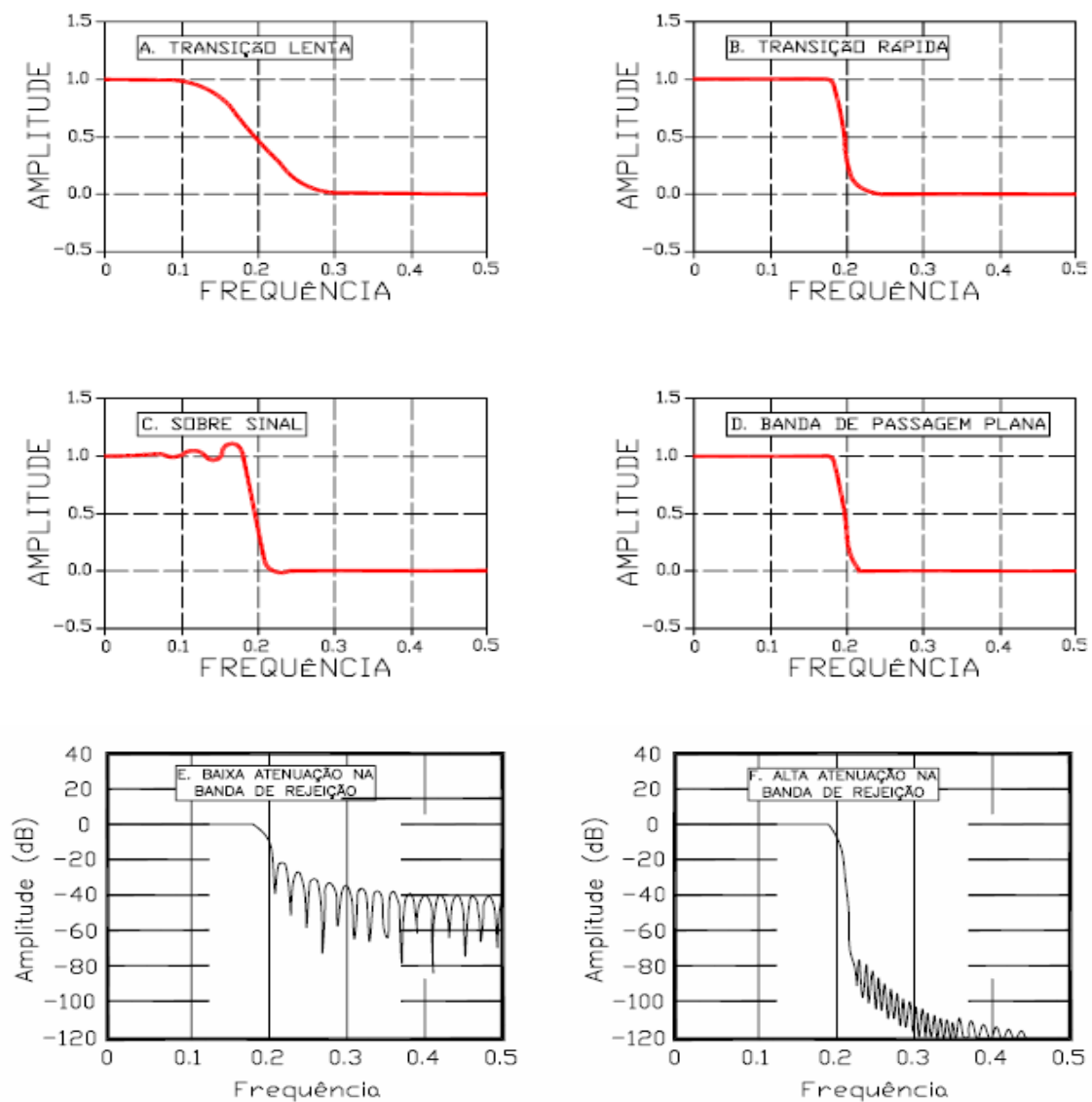


Figura 29: Parâmetros para avaliar o desempenho no domínio da frequência: a) transição lenta; b) transição rápida; c) sobre sinal; d) banda de passagem plana; e) baixa atenuação na banda de rejeição; f) alta atenuação na banda de rejeição (SMITH, 1998)

A Figura 30 apresenta os principais tipos de filtros. O propósito dos filtros passa-banda é permitir que algumas faixas de freqüências passem inalteradas (banda de passagem) enquanto que as demais faixas são grandemente atenuadas (banda de rejeição).

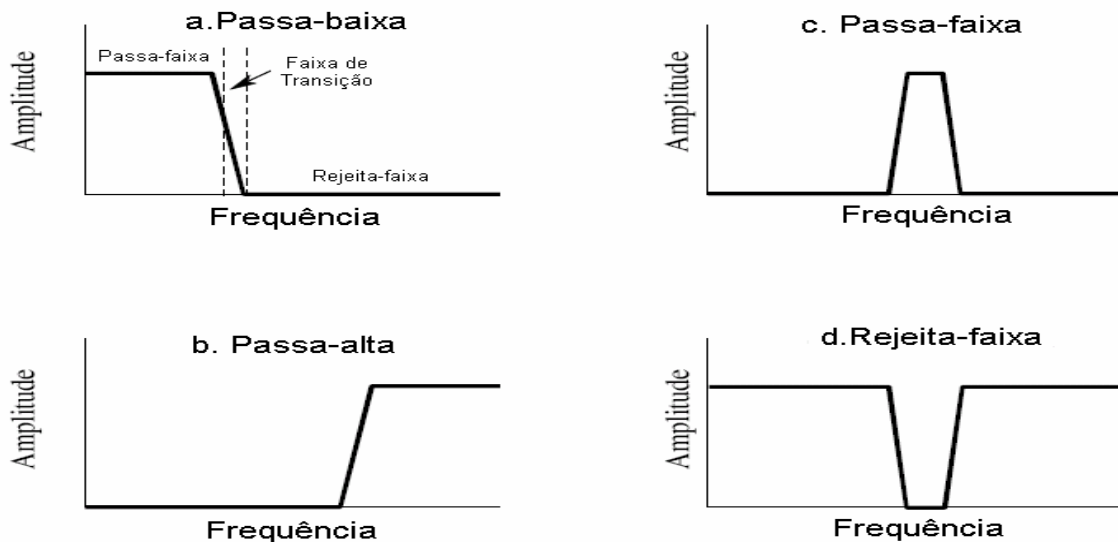


Figura 30: As quatro respostas em freqüência mais comuns: a) passa-baixa; b) passa - alta; c) passa-faixa; d) rejeita-faixa (SMITH, 1998)

Em geral os filtros passa-alta, passa-faixa e rejeita-faixa são projetados partindo-se de um filtro passa-baixas e modificando-o para obter a resposta desejada, conforme mostrada na Figura 30.

2.8.1 Tipos de Filtros

Os filtros IIR usualmente utilizados são os seguintes:

a) Filtro Butterworth

Os filtros Butterworth são especificados de modo a terem uma função de transferência (uma resposta em frequência mais plana o quanto for matematicamente possível) sem oscilações tanto na banda passante como na banda de corte, mostrado na Figura 31.

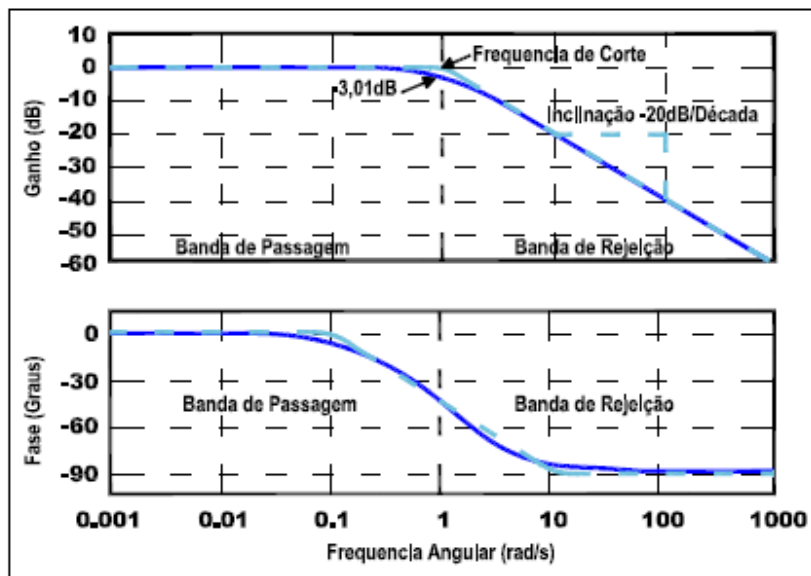


Figura 31: Resposta em frequência de um filtro Butterworth passa-baixa de primeira ordem (SMITH, 1998)

Quando visto em um gráfico logarítmico, a resposta em frequência desce linearmente até o infinito negativo. Para um filtro de primeira ordem, a resposta varia em -6 dB por oitava (-20 dB por década). Para um filtro Butterworth de

segunda ordem, a resposta em frequência varia em -12 dB por oitava. Em um filtro de terceira ordem a variação é de -18 dB, e assim por diante.

O filtro Butterworth possui uma queda relativamente mais lenta que os filtros Chebyshev ou Elípticos (de mesma ordem), e portanto irá requerer uma ordem maior para implementar uma especificação de banda rejeitada particular. Entretanto, o filtro Butterworth apresentará uma resposta em fase com uma melhor linearidade na banda passante do que os filtros Chebyshev ou elípticos, Figura 32.

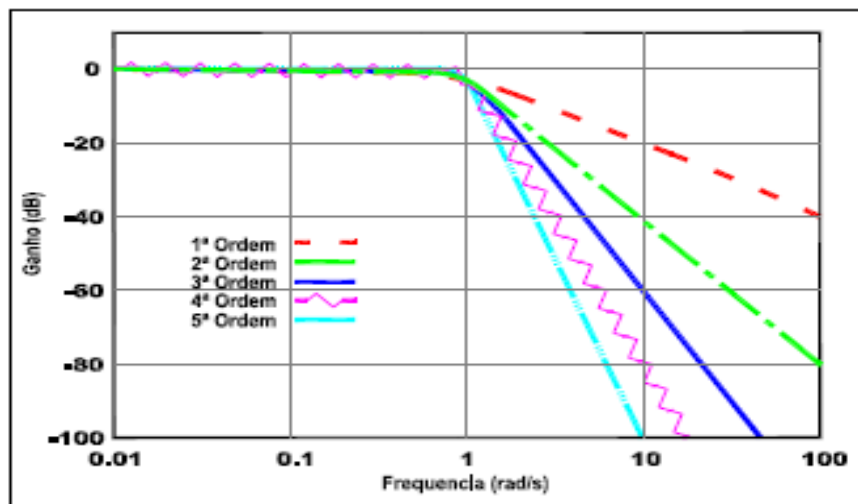


Figura 32: Filtros passa-baixas Butterworth de ordens 1 a 5 (SMITH, 1998)

A magnitude da resposta em frequência de um filtro Butterworth passa-baixas de ordem n pode ser definida matematicamente como:

$$G_n(\omega) = |H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2n}}} \quad (8)$$

Onde:

- G é o ganho do filtro;
- H é a função de transferência;
- j é o número imaginário;
- n é a ordem do filtro;
- ω é a frequência angular do sinal em radianos por segundo;
- ω_c é a frequência de corte (frequência com -3 dB de ganho)..

Normalizando a expressão (fazendo a frequência de corte $\omega_c = 1$), tem-se:

$$G_n(\omega) = |H_n(j\omega)| = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega^{2n}}} \quad (9)$$

b) Filtro de Chebyshev

Os filtros Chebyshev são filtros analógicos ou digitais que possuem um aumento na atenuação (mais íngreme) e uma maior ondulação na banda passante que os filtros Butterworth. Os filtros de Chebyshev podem ser de dois tipos: Tipo I têm uma resposta plana na banda de corte ao passo que os Chebyshev- Tipo II têm resposta plana na banda de passagem

Chebyshev - I

$$|H_a(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 T_N^2\left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)}$$

Em que

$$T_N(x) = (\cos(N \cos^{-1}(x))), \text{ para } 0 \leq x \leq 1$$

ou

$$T_N(x) = (\cosh(\cosh^{-1}(x))), \text{ para } 1 < x < \infty$$

onde $x = \Omega/\Omega_c$

Ω = frequência angular

Ω_c = frequência de corte

N = é a ordem do filtro;

ε = é o *ripple* na banda de passagem;

Chebyshev – II

Este filtro está relacionado com o tipo I através de uma simples transformação representada na equação 10:

$$|H_a(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left[\varepsilon^2 T_N^2 \left(\frac{\Omega}{\Omega_c} \right) \right]^{-1}} \quad (10)$$

O projeto de Chebyshev II passa primeiro por projetar um filtro Chebyshev I e depois aplicar uma transformação para Chebyshev II conforme Figura 33.

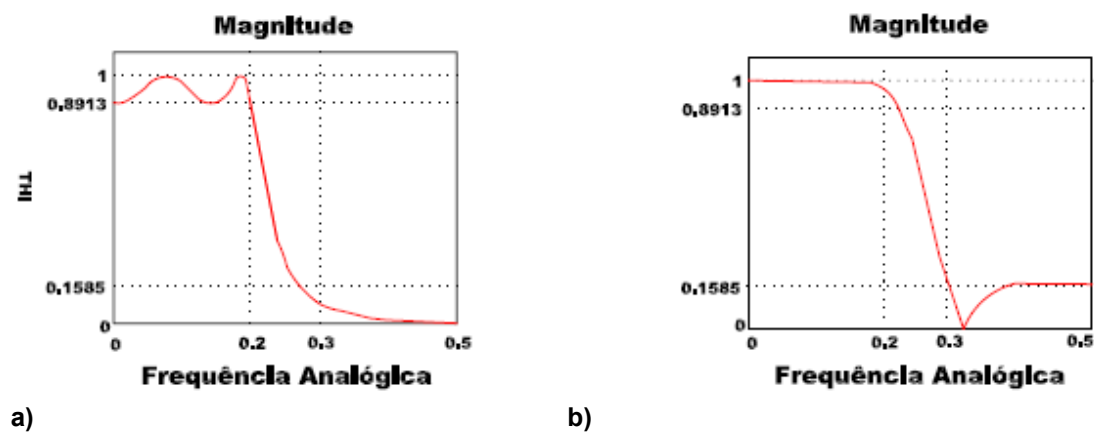


Figura 33: Resposta do filtro: a) Chebyshev I; b) Chebyshev II

c) Filtros Elípticos ou Filtro de Cauer

Os filtros elípticos (Figura 34) permitem obter a mais rápida transição entre a banda de passagem e a de corte. Esses filtros têm a particularidade de apresentar *ripple* tanto na banda de passagem quanto na banda de corte. A sua resposta em frequência é:

$$|H_a(j\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 U_N^2\left(\frac{\Omega}{\Omega_c}\right)} \quad (11)$$

Onde:

N = é a ordem do filtro;

ε = é o *ripple* na banda de passagem;

U_N = é função jacobiana de ordem N .

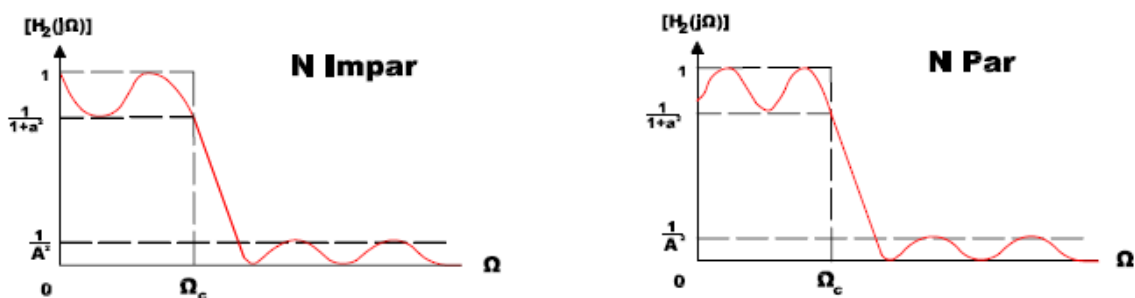


Figura 34: Resposta do filtro Elíptico (SMITH, 1998)

2.8.2 Comparação entre os Filtros

A Figura 35 mostra a resposta em frequência de filtros Butterworth comparada de outros filtros obtidos com os mesmos números de coeficientes.

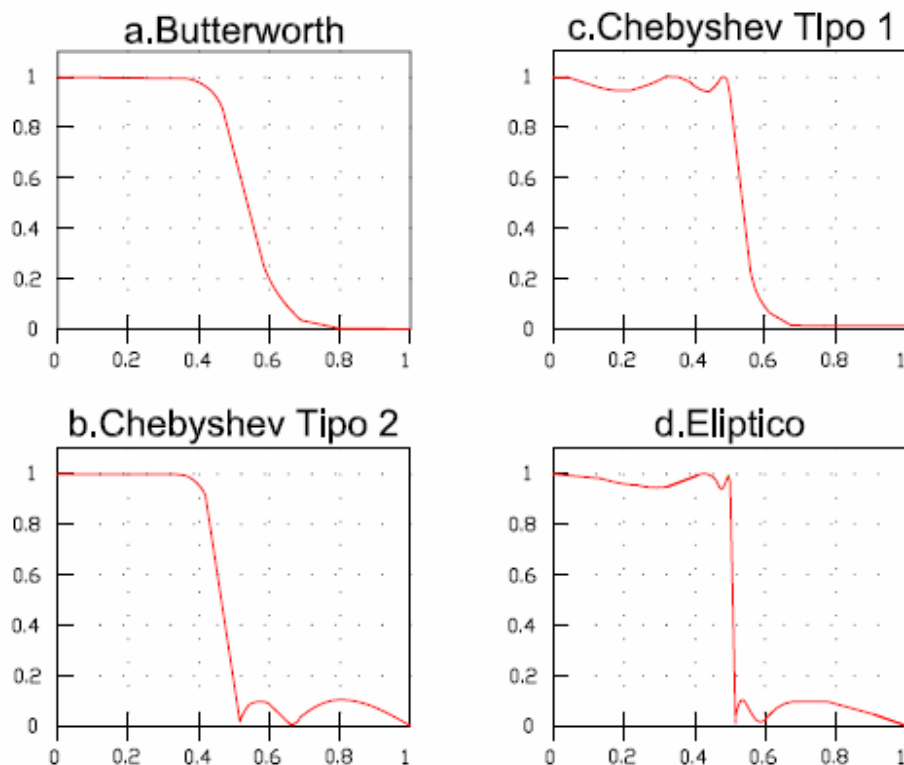


Figura 35: comparação entre filtros: a) filtro butterworth; b) chebyshev tipo 1; c) chebyshev tipo 2; d) elíptico (SMITH, 1998)

Nota-se na Figura 35 que os filtros Chebyshev possuem uma queda mais acentuada do que o filtro Butterworth, porém menos acentuada do que o filtro elíptico, entretanto eles apresentam menos ondulações na sua banda de passagem.

2.9 Algoritmo de detecção do complexo QRS

A detecção do intervalo RR a partir de um sinal original de ECG pressupõe o uso de recursos para identificar cada evento R no sinal original, rejeitar os demais eventos e medir o tempo decorrente entre cada dois eventos R consecutivos. A detecção do evento R (detecção do complexo QRS) baseia-se na seguinte premissa, relativa a morfologia da onda R: buscar, no sinal original, regiões com transição brusca, com grande amplitude.

Grande parte dos algoritmos para a detecção do QRS baseia-se em duas etapas: pré-processamento e regras de decisão. A primeira etapa inclui a filtragem linear, com finalidade de ressaltar o complexo QRS frente às demais ondas do ECG e frente aos artefatos. As regras de decisão são, aplicadas sobre a seqüência obtida na saída pré-processador, visando determinar se um evento detectado é ou não é um QRS.

Diversos algoritmos foram desenvolvidos para a detecção dos intervalos RR. Um algoritmo bastante robusto foi desenvolvido por (TOMPKINS; PAN, 1985). A Figura 36 apresenta o diagrama de blocos do algoritmo proposto. A idéia fundamental baseia-se na detecção da energia do sinal de eletrocardiograma (ECG) na qual o algoritmo detecta os picos de maior energia, correspondentes aos picos R (do complexo QRS) do ECG. Este algoritmo é baseado nas seguintes etapas:



Figura 36: Etapas do algoritmo da detecção do complexo QRS

a) Filtro passa-faixa

- Considerando as outras ondas do ECG como ruído, e o complexo QRS como sinal desejado, a máxima relação sinal/ruído é obtida em torno de 17 Hz;
- Filtra as componentes de frequência no qual o complexo QRS é mais relevante;
- Permite eliminar a influência das ondas P e T assim como outras componentes (e.g., ruído).

b) Diferenciação e Cálculo de Energia

- Uma vez isolado na etapa anterior pode-se destacar ainda mais a onda R no sinal através da derivação do sinal filtrado. Como o complexo QRS, tem inclinação muito maior que as outras ondas, vai aparecer mais destacado que o resto do sinal. Isto é feito basicamente por um filtro diferenciador;

- Para ampliar as ondas de maior amplitude em comparação com as de baixa amplitude, o sinal foi elevado ao quadrado. Essa operação é não-linear e por isso não pode ser implementada com filtros, mas simplesmente pela multiplicação ponto-a-ponto do sinal por ele mesmo.

c) Filtro Média Móvel

- Permite eliminar ondas múltiplas, de forma que só as mais significativas sejam consideradas. O resultado é que os vários pulsos do sinal foram transformados em um só mais largo, que será usado na detecção de limiar.

d) Detecção de Limiar

- Depois do sinal tratado e cada complexo QRS isolado e transformado em um pulso, o sinal pode ser submetido a um limiar de detecção estabelecido da seguinte maneira:
 - a. Se o sinal de energia for maior que o limiar, existe um pico de energia correspondendo ao complexo QRS;
 - b. Se o sinal de energia for menor que o limiar, este sinal pode ser considerado como ruído.

3 Material e Métodos

Este capítulo aborda, a coleta do sinal biológico, o equipamento utilizado, as técnicas empregadas para o processamento do sinal de ECG e a aplicação de um algoritmo para a detecção do complexo QRS.

3.1 Materiais

Os materiais listados abaixo foram utilizados durante o desenvolvimento do projeto e para a coleta e processamento de dados:

- Um Bioamplificador desenvolvido especialmente para o esse projeto;
- Um conversor analógico digital da *National Instruments* modelo NI USB-6008 acoplado a um microcomputador *Dell Computer Corporation* com 512 MB de RAM e o software associado para a aquisição dos dados;
- Um computador pessoal (PC) operando com o sistema operacional *Windows XP*, da *Microsoft*;
- Plataforma *MATLAB®* da *Mathworks*, utilizado para desenvolver os programas para processamento dos dados.

3.2 Local

As coletas dos sinais ECG foram realizadas no Laboratório de Processamento de Sinais Biológicos, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IP&D) da Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP).

3.3 Sistema para a Coleta do ECG

Visando analisar as diversas topologias de sistemas de aquisição de dados de sinais ECG foi desenvolvido um Bioamplificador reconfigurável e flexível.

O Bioamplificador foi projetado seguindo os seguintes requisitos básicos:

- Resposta em frequência: 0,5 – 250 Hz;
- Razão de rejeição de modo comum: > 90 dB;
- Sensibilidade: 0,1 – 6 mV.

Visando reduzir a interferência externa no Bioamplificador este foi alimentado por duas baterias de 9 V e colocado em uma caixa blindada. O Bioamplificador foi aterrado em um único ponto que foi o terra do conversor A/D.

Para o registro da atividade eletrocardiográfica usou-se a derivação I do ECG, isto é, três eletrodos para a captação do sinal do ECG, instalados no corpo do paciente (um terminal positivo conectado ao braço esquerdo, um terminal negativo conectado ao braço direito e um outro terminal como referência conectado a perna direita). Foram testadas diversas formas de blindagem do cabo dos eletrodos e do terminal de referência.

3.4 Aquisição dos Sinais

Os sinais biológicos gerados pelo Bioamplificador foram digitalizados por meio de um conversor analógico/digital (modelo NI USB-6008 da *National Instruments*), utilizando o software NI-DAQmx e o software VI Logger que faz a aquisição dos dados, armazena-os no formato .txt e apresenta o dados adquiridos

na forma gráfica. O equipamento foi configurado para uma taxa de 1000 amostras por segundo, com uma resolução de 12 bits.

3.5 Processamento de Sinais

Visando determinar a relação sinal/ruído, os sinais adquiridos foram filtrados em 3 bandas:

- a) Um filtro passa-faixa, Butterworth de 4^a ordem, com freqüências de corte em 0,5 e 40 Hz, com a finalidade de adquirir os principais componentes do ECG;
- b) Um filtro passa-faixa, Butterworth de 4^a ordem, com freqüências de corte em 40 Hz e 70 Hz com a finalidade de captar a interferência da linha de alimentação de 60 Hz;
- c) Um filtro passa-alta, Butterworth de 4^a ordem, com freqüência de corte em 70 Hz com a finalidade de captar o ruído de alta freqüência.

Visando calcular a relação sinal/ruído para as diversas configurações do amplificador, foi calculada a variância dos sinais filtrados durante um intervalo de 10 s que representa a potência média dos sinais filtrados neste intervalo.

Em seguida foi calculada a relação sinal/ruído como sendo a variância do sinal filtrado na faixa de 0,5 a 40 Hz pela variância do sinal filtrado na faixa de 40 a 70 Hz.

Para o processamento digital do sinal adquirido foi desenvolvido um software baseado na plataforma *MATLAB*® que implementa as seguintes funções:

- Filtro passa-baixa do tipo Butterworth de ordem n ;

- Filtro passa-alta do tipo Butterworth de ordem n ;
- Filtro passa-baixas do tipo Butterworth de ordem n ;
- Filtro passa-banda do tipo Butterworth de ordem n ;
- Filtro rejeita faixa do tipo Butterworth de ordem n ;
- Filtro média móvel com m pontos.

Onde n é um inteiro entre 2 e 8 e m é um número inteiro maior que 2.

3.6 Detecção do Intervalo RR

Para a detecção do intervalo RR foi desenvolvido um programa na plataforma *MATLAB*® que implementa o algoritmo proposto por TOMPKINS e PAN em 1985 com algumas modificações. O programa desenvolvido encontra-se detalhado na seção 4.4 do capítulo 4 e o código está disponível no ANEXO C deste trabalho.

4 Resultados

4.1 Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais de ECG

A Figura 37 apresenta o sistema que foi desenvolvido para a aquisição dos dados de ECG. Este sistema é constituído da cablagem que liga o paciente ao Bioamplificador, do Bioamplificador, um conversor A/D e de um computador pessoal PC ou *notebook*.

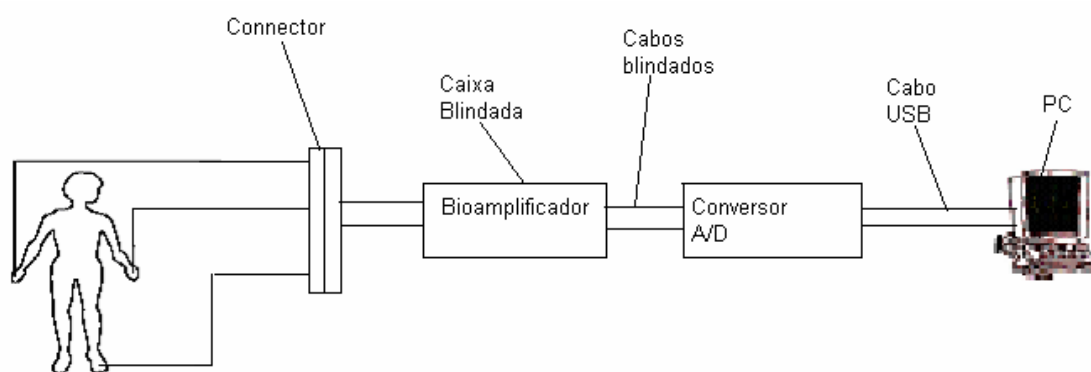
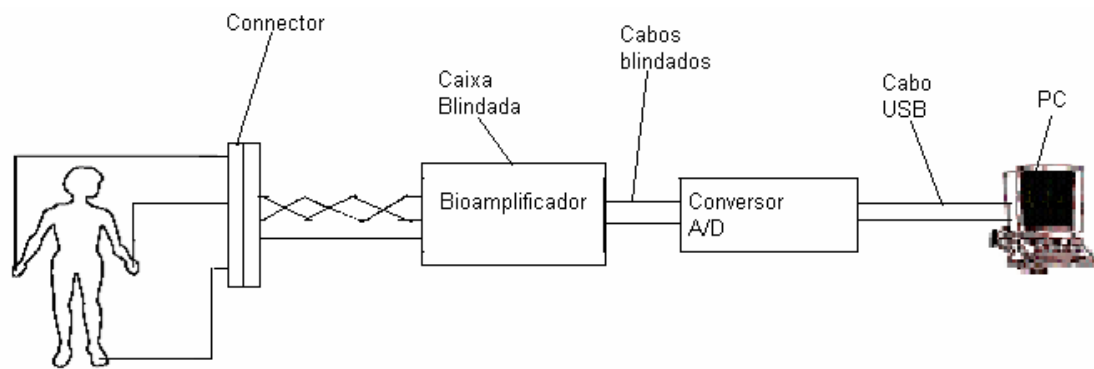


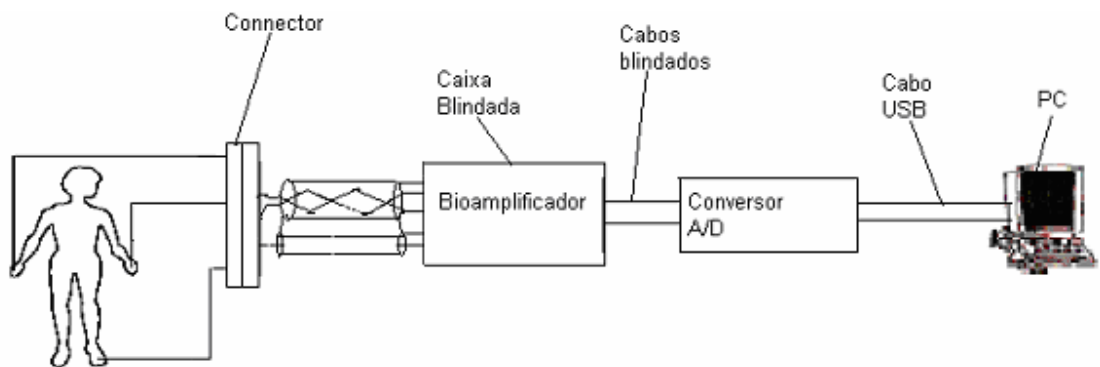
Figura 37: Diagrama básico em blocos

Para facilitar a implementação da cablagem foi utilizado um conector intermediário que fica próximo ao paciente de onde os fios que liga ao eletrodo são derivados.

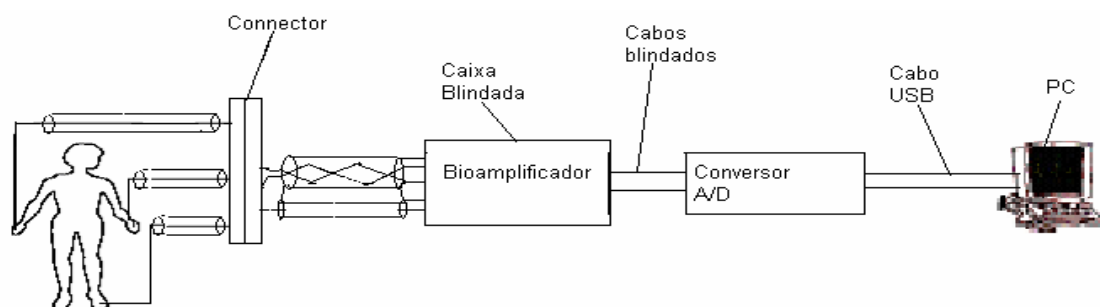
Com a finalidade de estudar a influência da interferência na cablagem três tipos de cablagens foram utilizados e são descritos na Figura 38.



a)



b)



c)

Figura 38: Configuração do cabo dos eletrodos: a) sem blindagem; b) com blindagem parcial; c) com blindagem total

4.2 O Bioamplificador

A Figura 39, a seguir, mostra o esquema elétrico do circuito que realiza a aquisição, a pré-filtragem e a amplificação do sinal do ECG.

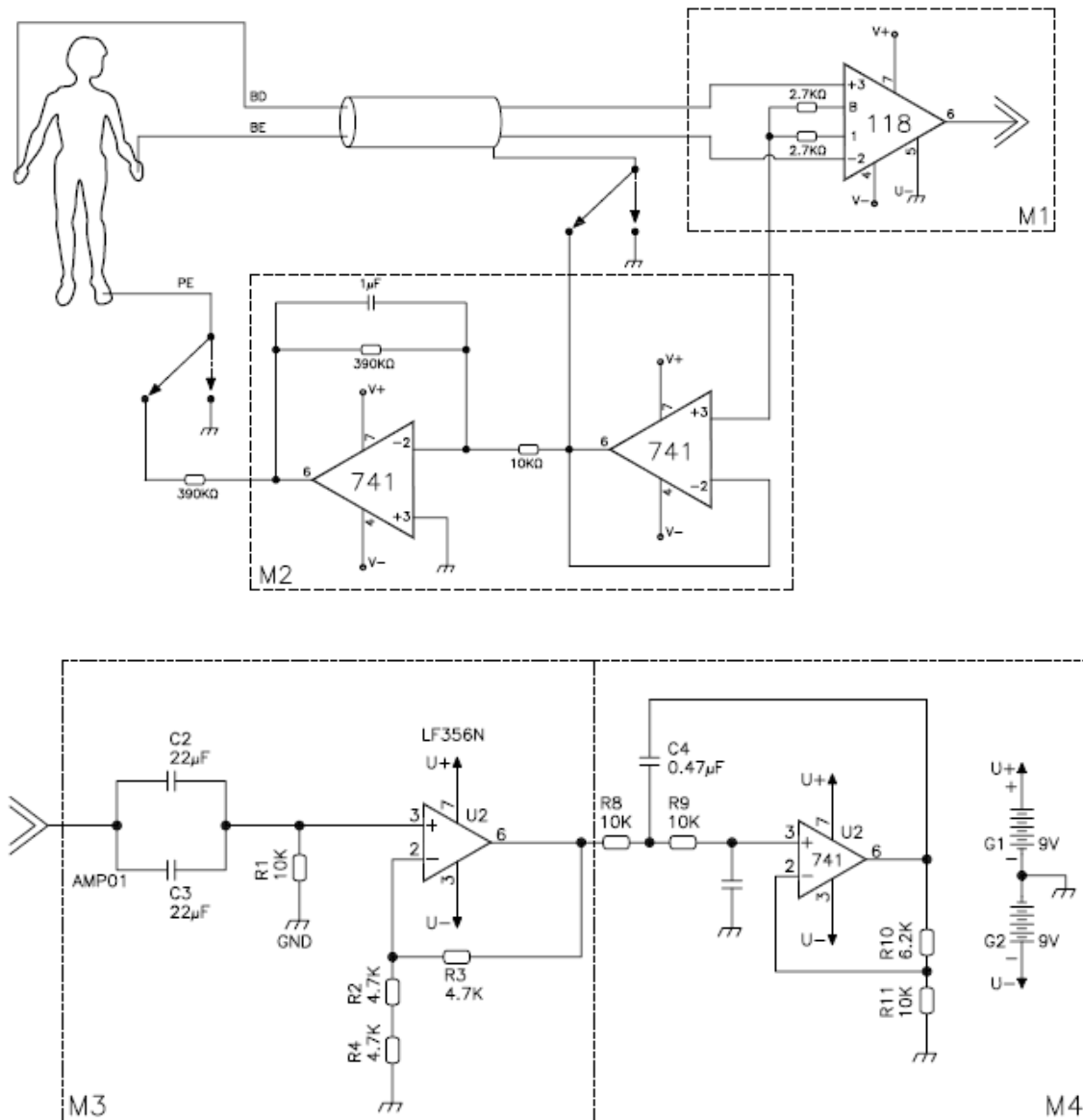


Figura 39: Diagrama elétrico dos principais estágios do Bioamplificador que realiza o condicionamento do sinal do ECG, antes da conversão A/D

O Bioamplificador projetado é constituído dos seguintes módulos:

Módulo 1: Amplificador diferencial de entrada que é constituído do amplificador de instrumentação (A.I.) INA118 (BURR BROWN) cuja função é realizar a primeira amplificação do sinal captado pelos eletrodos, apresentando as características necessárias de alta impedância de entrada e alta rejeição de modo comum (METTING VAN RIJN et al., 1991; WEBSTER, 1992). Este A.I. apresenta, segundo suas especificações técnicas, uma impedância de modo diferencial de 20 G Ω e uma taxa de rejeição de modo comum típica de 90 dB (C.C. a 60Hz).

Módulo 2: Amplificador de realimentação. Este circuito capta o ruído de modo comum derivado do amplificador de instrumentação, amplifica este sinal com fase invertida e realimenta o paciente através de um resistor de 390 K Ω .

Módulo 3: Um filtro passa-alta (P.A.) de 1^a ordem, cuja finalidade é reduzir as componentes de baixa freqüência do sinal, como, por exemplo, o potencial de meia-célula dos eletrodos e tensões de desvio (*offset*) do A.I. A freqüência de corte desse filtro é de 0,4 Hz. correspondendo a uma constante de tempo de 2,27 s. O amplificador não inversor (AMP) que surge logo em seguida, é baseado no operacional LF356 de alta impedância de entrada e sua função é promover uma segunda amplificação do sinal do ECG.

Módulo 4: O filtro passa-baixa (P.B.) do tipo Butterworth de segunda ordem, baseado em um circuito operacional 741. A frequência de corte é em torno de 340 Hz.

4.3 Configuração do Sistema de Aquisição de Dados

As coletas foram obtidas a partir de 13 diferentes configurações entre o voluntário e o Bioamplificador, conforme o anexo A.

As diversas configurações apresentadas têm como objetivo:

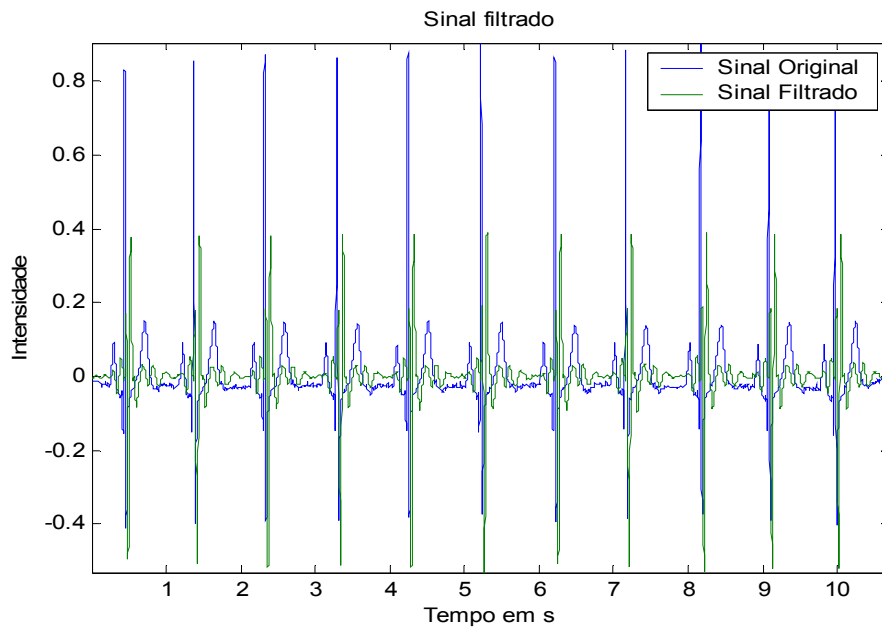
- 1) Coletar sinais sem mecanismos de blindagem e sem mecanismos de realimentação de modo comum;
- 2) Coletar sinais sem mecanismos de blindagem e com mecanismos de realimentação da tensão de modo comum;
- 3) Coletar sinais com mecanismos de blindagem e sem mecanismos de minimização da tensão de modo comum;
- 4) Coletar sinais com mecanismos de blindagem e com mecanismos de minimização da tensão de modo comum.

4.4 Programa de Detecção de RR

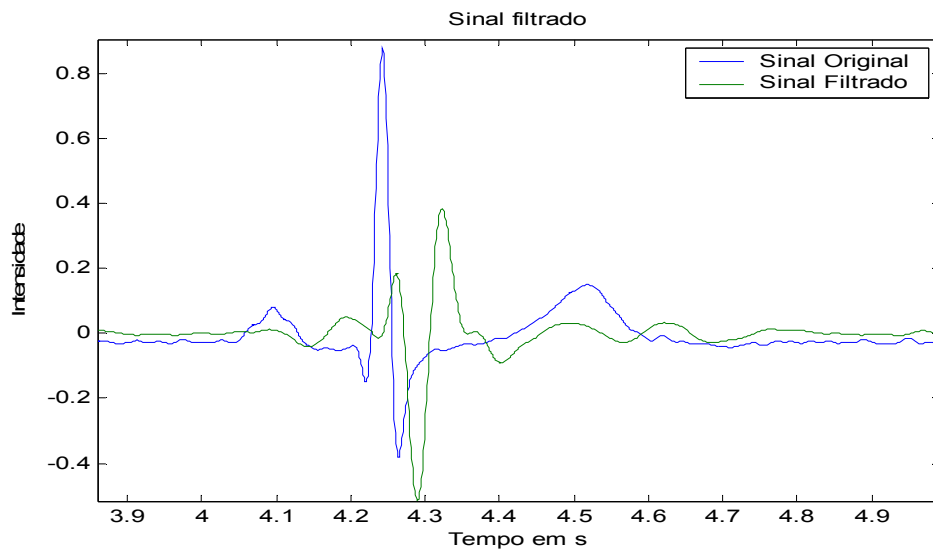
O algoritmo para a detecção do intervalo RR foi baseado no algoritmo desenvolvido por TOMPKINS e PAN em 1985 com algumas adaptações. Este algoritmo é formado das seguintes etapas:

Etapa 1: O sinal ECG coletado é filtrado na faixa entre 0,5 a 40 Hz, de tal forma a captar os principais componentes de frequência do complexo QRS. O

signal original e filtrado são mostrados na Figura 40 a, e expandidos durante uma onda QRS na Figura 40 b.



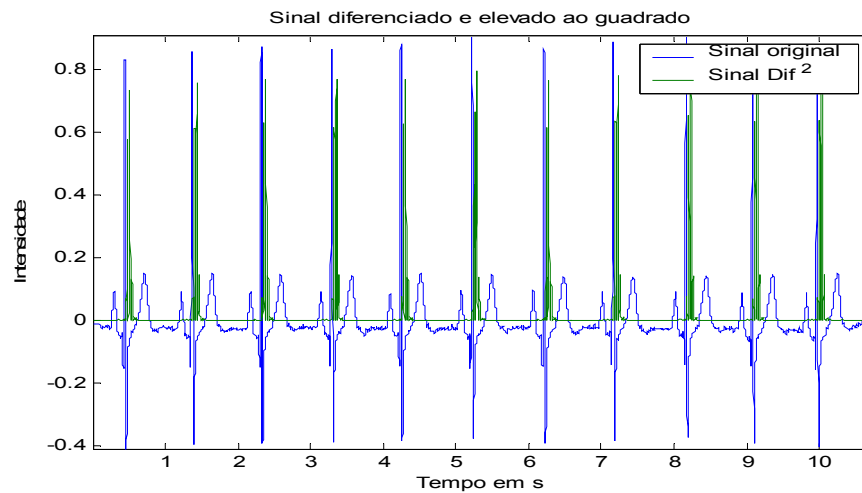
a)



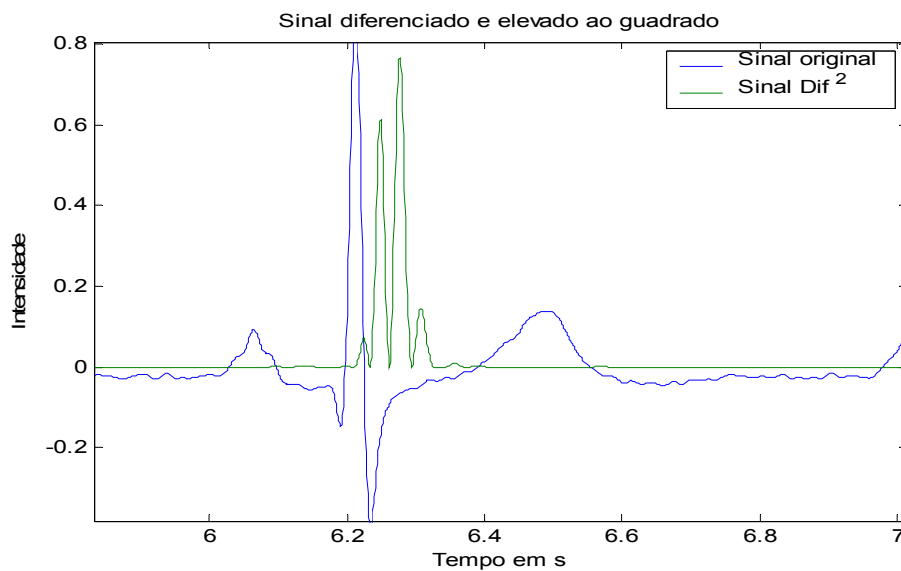
b)

Figura 40: a) Sinal ECG original e filtrado; b) Sinal ECG original e filtrado expandidos

Etapa 2: O sinal de ECG depois de filtrado é diferenciado e em seguida elevado ao quadrado ressaltando a presença das transições mais acentuadas do complexo QRS. O sinal resultante é apresentado na Figura 41 a e detalhado na região da onda QRS na Figura 41 b.



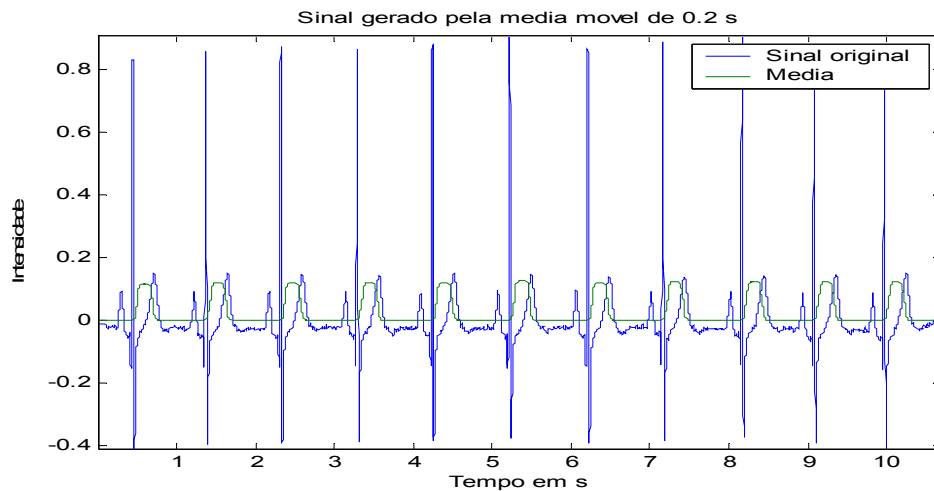
a)



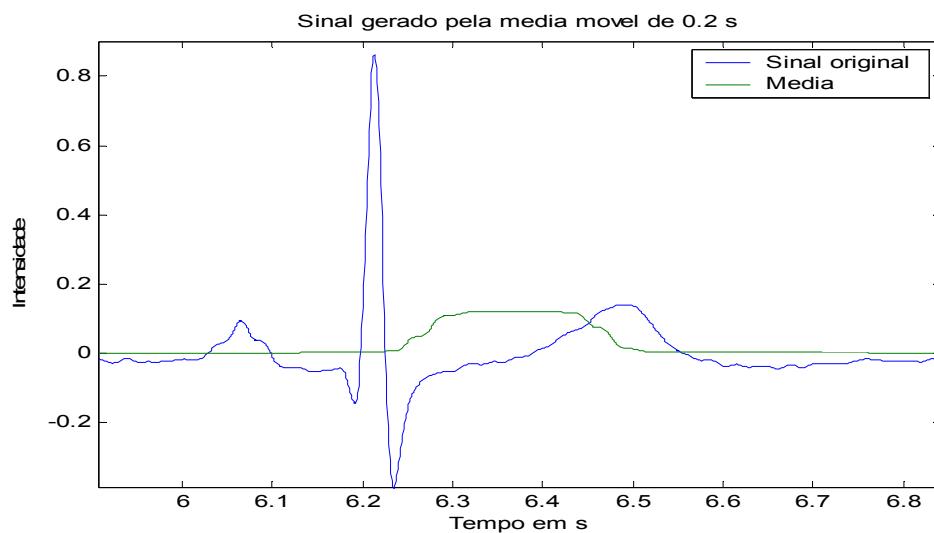
b)

Figura 41: a) Sinal ECG original e diferenciado e elevado ao quadrado; b) Sinal ECG original e diferenciado e elevado ao quadrado expandidos

Etapa 3: Visando eliminar os diversos picos do sinal diferenciado, foi utilizado um filtro de média móvel com um comprimento de 0,2 s. A Figura 42 a apresenta o sinal após ser filtrado pela média móvel, e a Figura 42 b apresenta o detalhamento desse sinal.



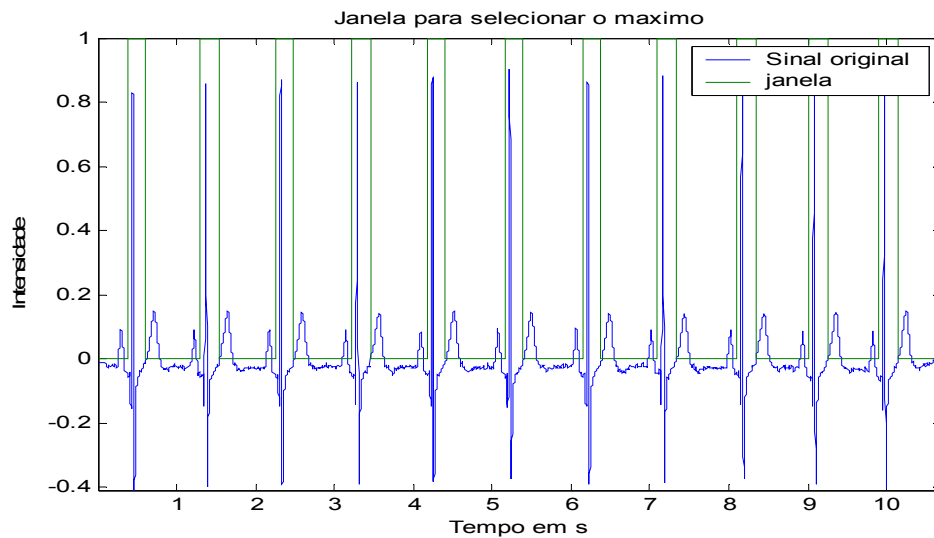
a)



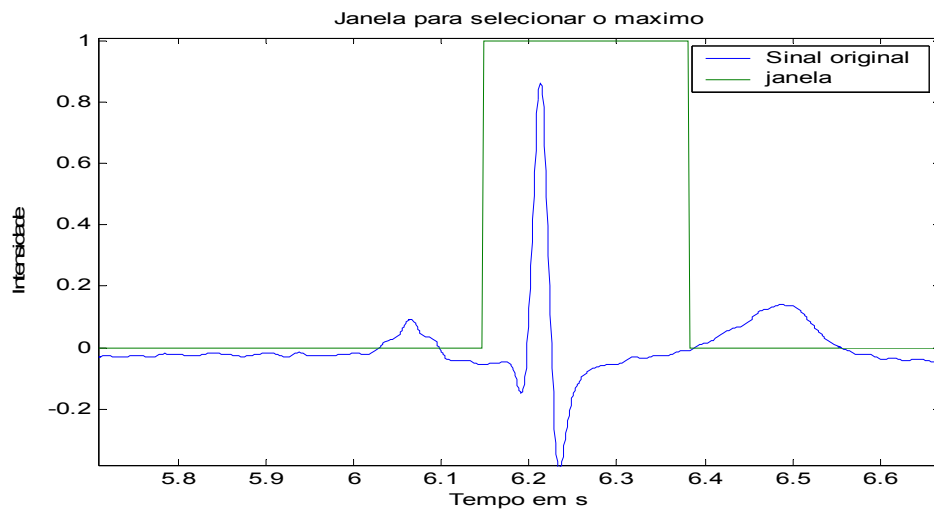
b)

Figura 42 B: a) Sinal ECG original e após submetido a uma média móvel de 0,2 s; b) Sinal ECG original e após submetido a uma média móvel de 0,2 s expandidos

Etapa 4: O sinal resultante do filtro de média móvel é passado por um detector de limiar e adiantado de 0,15 mS para compensar o atraso da filtragem para localizar a região da onda QRS. A Figura 43 a apresenta o sinal resultante que é detalhado na Figura 43 b.



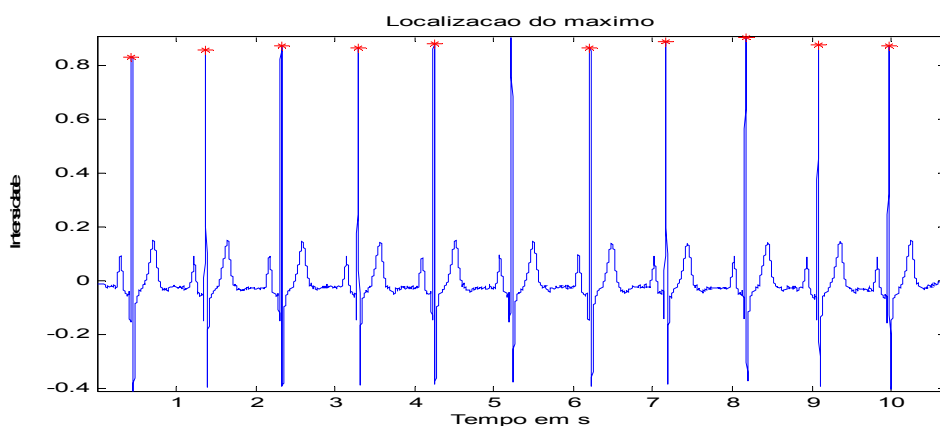
a)



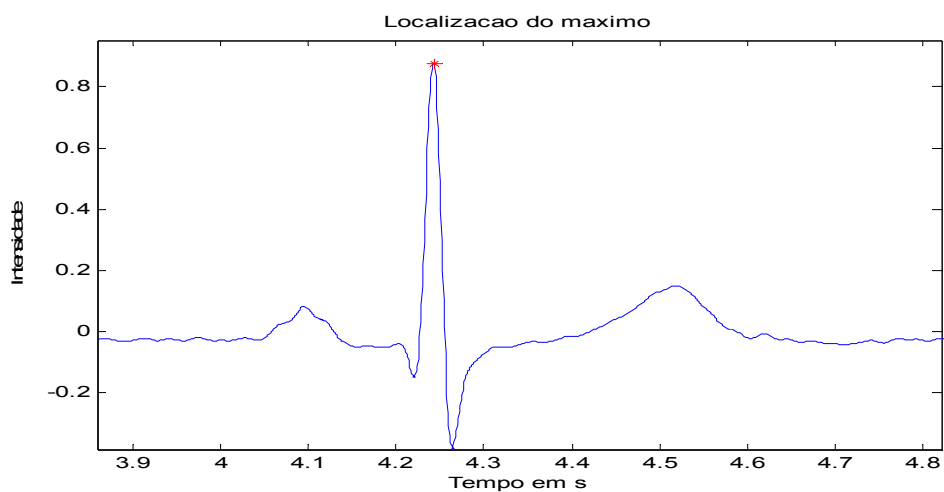
b)

Figura 43 : a) Sinal ECG original e a janela resultante para detecção do pico máximo; b) Sinal ECG original e janela de detecção de máximo expandidos

Etapa 5: Visando eliminar as janelas geradas por artefatos e ruídos, o comprimento da janela é determinado na etapa. As janelas com menos de 150 ms e com mais de 300 ms são eliminadas. Com base nas janelas selecionadas o valor máximo do sinal de ECG é determinado em cada janela. A Figura 44 a apresenta, através de uma marcação, a posição dos picos detectados. Este sinal é detalhado na Figura 44 b.



a)



b)

Figura 44 : a) Sinal ECG com os pontos de máximos localizados; b) Sinal ECG expandido com os pontos de máximos localizados

Etapa 6: Nesta etapa o programa calcula o intervalo RR e apresenta um gráfico do sinal RR em função do tempo, conforme a Figura 45.

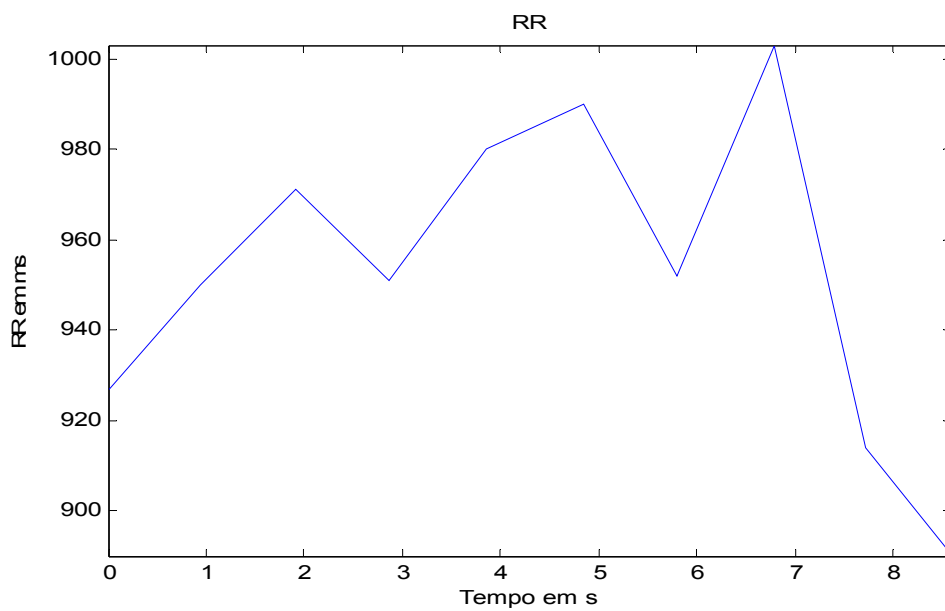


Figura 45: Os intervalos RR

4.5 Configurações do Bioamplificador Utilizado no Experimento

A Tabela 2 mostra um resumo das diversas configurações que foram utilizadas para a coleta de ECG. Os esquemas detalhados estão descritos no ANEXO A.

Tabela 2 – Resumo das configurações de coletas ECG

Conf	Cabo Amplificador Conector	Cabo Conector Paciente	Blindagem do cabo	Realimentação ao paciente
ECG1	Blindado	Blindado	Ligado ao Amp. S.T.	Ligado a blindagem
ECG2	Blindado	Blindado	Ligado ao Amp. S.T.	Ligado ao Cir. de Real.
ECG3	Blindado	Blindado	Ligado à referência	Ligado à referência
ECG4	Sem Blindagem	Sem Blindagem	Não é aplicável	Ligado ao Cir. de Real.
ECG5	Sem Blindagem	Sem Blindagem	Não é aplicável	Não é aplicável
ECG6	Blindado	Sem Blindagem	Não é aplicável	Não é aplicável
ECG7	Blindado	Sem Blindagem	Ligado ao Amp. S.T.	Não é aplicável
ECG8	Blindado	Sem Blindagem	Ligado à referência	Não é aplicável
ECG9	Blindado	Sem Blindagem	Ligado ao Amp. S.T.	Ligado ao Amp. S.T.
ECG10	Blindado	Sem Blindagem	Ligado à referência	Ligado à referência
ECG11	Blindado	Sem Blindagem	Ligado à referência	Ligado à referência
ECG12	Blindado	Sem Blindagem	Ligado ao Amp. S.T.	Ligado à referência
ECG13	Blindado	Sem Blindagem	Ligado ao Amp. S.T.	Ligado ao Cir. de Real.

Onde Amp. S.T.= Amplificador Seguidor de Tensão; Cir. de Real.= Circuito de Realimentação

4.6 A Relação Sinal/ Ruído

Para cada configuração, o sinal de ECG foi adquirido de um voluntário por 20 s. Os sinais coletados foram filtrados nas faixas descritas na seção 3.5 do capítulo 3 e, em seguida, calculado a variância de cada sinal filtrado

durante uma janela de 10 s. Na etapa seguinte, foi calculada a relação sinal/ruído como sendo a razão da variância do sinal na faixa de 0,5 a 40 Hz pela variância do sinal na faixa 40 a 70 Hz . A Tabela 3 apresenta a variância do sinal, variância do ruído e a relação sinal/ruído para as diversas configurações do Bioamplificador.

Tabela 3 - Dados Referente à Relação Sinal/Ruído

ECG	Variância Sinal σ_1^2	Variância Ruído σ_2^2	Relação S/R
1	0,0146	0,0006	24,33
2	0,0165	0,0007	23,57
3	0,0158	0,0007	22,57
4	0,0153	0,0018	8,50
5	0,0150	0,0030	5,00
6	0,0147	0,0040	3,67
7	0,0132	0,0010	13,30
8	0,0144	0,0012	12,00
9	0,0139	0,0007	19,85
10	0,0122	0,0007	17,42
11	0,0165	0,0010	16,50
12	0,0177	0,0021	7,73
13	0,0143	0,0004	35,75

5 Discussão

5.1 Objetivos Alcançados

Em relação aos objetivos específicos propostos para o trabalho, destacam-se:

O projeto de um Bioamplificador e uma interface para aquisição e registro de sinais eletrocardiográficos conforme Figura 23.

A aplicação de técnicas, utilizadas nas áreas de processamento de sinais, com o intuito de extrair informações para uma análise detalhada dos sinais biológicos.

5.2 A Construção do Bioamplificador para o Registro do ECG

O Bioamplificador construído para a aquisição do sinal de ECG teve um desempenho que possibilitou o registro do sinal de maneira adequada. Entretanto, como esperado, foi notada a presença de interferência referente ao ruído de 60 Hz, sendo que esse ruído teve um incremento adicional em algumas configurações, devido ao fato de que alguns cabos de coletas não serem blindados. O fato do Bioamplificador ser blindado e ter sido alimentado por baterias, implica que capacitâncias parasitas (C_3 e C_{iso} na Figura 23) assumiram um baixo valor, contribuindo para a redução da tensão em modo comum (V_{cm}) no Bioamplificador.

5.3 A Obtenção dos Registros do ECG

Foram registrados 13 sinais de ECG, apesar de ser um número relativamente pequeno, as configurações usadas permitiram uma flexibilidade de montagem que possibilitou avaliar desde o modelo clássico apresentado pela literatura (MEETING VAN RIJN et al.,1996; WEBSTER, 1992) até as mais variadas configurações onde a quantidade de ruídos e de artefatos atingisse maior ou menor influência na aquisição do sinal.

Cabe ressaltar também que a influência dos ruídos e dos artefatos pode ter sido, em parte, minimizado pelo fato de que as aquisições terem sido obtidas dentro de um laboratório com um bom aterramento.

Contudo, várias dessas fontes, de acordo com a literatura DASKALOV; DOBREV (2002), não tiveram suas contribuições minimizadas uma vez que nenhuma ação foi tomada para tal fim.

Foram criadas configurações que possibilitaram uma elevada exposição às interferências, por outro lado, outras configurações tiveram uma blindagem e um circuito de realimentação adicionada de tal maneira que os efeitos dos artefatos pudessem ser minimizados ao máximo.

Os resultados obtidos referente à interferência de fontes externas ao Bioamplificador corroboram com os estudos de MEETING VAN RIJN et al.(1996); WEBSTER (1992) e de DASKALOV; DOBREV (2002).

5.4 Processamento Digital Aplicado aos Sinais do ECG

Um sinal de ECG pode normalmente ser detectado com amplitude de 0,5 a 5 mV, mas gravações fora dessa faixa podem ocorrer pelo posicionamento dos eletrodos e das variações na condução elétrica. Uma melhora na qualidade do sinal é obtida pela amplificação feita pelo Bioamplificador antes da conversão do sinal de analógico para digital para ser processado no microprocessador (MALINOWSKI, 2003; AAMI 13,2002; IFEACHOR, 1995).

Portanto para a análise da relação sinal ruído foi selecionado três faixas:

- a) De 0,5 a 40 Hz para captar os principais componentes do ECG;
- b) De 40 Hz a 70 Hz para captar interferências da rede elétrica;
- c) Acima de 70 Hz para captar as interferências de alta frequência.

A relação sinal/ruído foi calculada como sendo a relação da variância do sinal filtrado na faixa de 0,5 a 40 Hz e a variância do sinal na faixa de 40 a 70 Hz.

Segundo JADVAR et al. (1991) e DAI et al.(1998) os principais componentes do ECG encontra-se na faixa espectral de 0,5 a 40 Hz. Componentes abaixo de 0,5 Hz são devido à interferência de respiração, movimentos dos músculos e outros artefatos de baixa frequência. Componentes do ECG acima de 40 Hz são degradados pelas interferências externas em Bioamplificador de baixa qualidade.

5.5 Análise dos Resultados obtidos dos sinais do ECG

De acordo com os resultados obtidos neste trabalho, podemos observar uma variação considerável na relação sinal/ruído entre as 13 configurações apresentadas no ANEXO A.

Podemos ressaltar para o fato de que a relação sinal/ruído também sofreu um acréscimo positivo à medida que incrementamos as configurações com blindagens e um sistema de realimentação, o que reforça os resultados mencionados na literatura por outros pesquisadores MEETING VAN RIJN et al.(1996) , WEBSTER (1992) e DASKALOV; DOBREV(2002).

Ressaltamos que a configuração da coleta do ECG6 foi a que apresentou a menor relação sinal/ruído já a configuração da coleta do ECG13 foi a que apresentou a melhor relação sinal/ruído validando também que essa configuração clássica já estudada por vários outros pesquisadores permaneceu sendo a de melhor desempenho (MEETING VAN RIJN et al.,1996).

Apesar das diferenças de sinal/ruído já mencionadas anteriormente, observou-se claramente nos gráficos que os sinais de ECG na faixa de 0,5 a 40 Hz apresentaram-se semelhantes uns com os outros.

5.6 Algoritmo para Detecção do Intervalo RR

O algoritmo descrito no ANEXO B baseado no algoritmo proposto por TOMPKINS: PAN (1985) mostrou ser bastante eficiente quando utilizado para sinais de ECG com baixa relação sinal/ruído. Através da inspeção visual no gráfico de localização da onda R não foi observado nenhum erro de localização da onda

R para os sinais de ECG adquiridos usando todas as 13 configurações do Bioamplificador descritos no ANEXO A.

O algoritmo desenvolvido foi testado para sinais de ECG adquiridos de outros equipamentos mostrando ser bastante resistente a interferência externa e funcionou corretamente para sinais de ECG adquiridos com eletroestimulação.

O fato do algoritmo proposto para a detecção do intervalo RR funcionar corretamente para sinais de ECG com baixa relação sinal/ruído indica que não é necessário a utilização de Bioamplificadores sofisticados para a detecção do intervalo RR.

Contudo para a análise mais complexa do sinal de ECG que leva em consideração os componentes de frequência superior a 40 Hz sugere-se as seguintes recomendações:

- a) Uso de Bioamplificador com alta rejeição de modo comum e alta impedância de entrada;
- b) Blindagem do Bioamplificador e dos cabos dos eletrodos;
- c) Uso do amplificador de retroalimentação;
- d) Utilização de baterias para alimentar o bioamplificador;
- e) Utilização de um *notebook* usando baterias internas durante a aquisição dos sinais;
- f) Adquirir os sinais em ambiente de baixa interferência preferencialmente longe da rede elétrica.

6 Conclusões

O avanço na medicina tem suporte no avanço tecnológico e científico associado ainda à questão do conhecimento compartilhado caracterizando a condição fundamental da multidisciplinaridade, sem contudo perder o foco de que tudo dever convergir para a melhoria da qualidade de vida do ser humano.

Focando nessa premissa esse trabalho, procurou através de um método não-invasivo processar sinais biológicos proveniente de coletas contaminadas por ruídos e interferências. Procurou também estabelecer uma relação com a literatura clássica e comparar os resultados. Com essa finalidade foi projetado um Bioamplificador, e um programa para processamento do sinal de ECG, cálculo da relação sinal/ruído e para a detecção do complexo QRS.

Na elaboração do projeto eletrônico do Bioamplificador um parâmetro relevante considerado foi à redução da tensão de modo comum, uma vez que essa tensão tem origem intrínseca, isto é, surge no paciente e na cablagem, mas pode ser minimizada com a utilização de amplificador de instrumentação. Isto impossibilita ações concretas para minimizar essa porção na contribuição total da tensão de modo comum, sendo que fatores que colaboram para minimizar são os parâmetros de CMRR fornecido pelo fabricante e da faixa de frequência de trabalho.

Verificou-se que outras fontes que colaboraram para o aumento da tensão de modo comum foram às configurações pobres em blindagens e que não dispunham de dispositivos de realimentação.

Notou-se que, para configurações que fizeram uso de blindagens, a interferência e o ruído que colaboravam para um aumento da tensão de modo

comum foram minimizados quando comparados com configurações pobres em blindagens. Essa condição de redução tornou-se ainda mais pronunciada quando adicionamos no circuito uma realimentação que minimizou ainda mais os efeitos da tensão de modo comum. Nesta condição os valores da relação sinal/ruído são bem mais favoráveis do que nas outras configurações. Demonstrando dessa forma que um desempenho satisfatório no processo de coleta de sinais biológicos foi atingido, segundo resultados obtidos, nas configurações onde foi possível a combinação de blindagens e dispositivos de realimentação.

Os sinais biológicos submetidos ao processamento digital de sinais (algoritmo de filtragem) apresentaram valores diferentes, isso foi evidenciado pelos resultados da relação sinal/ruído. A diferença se deu pelo fato de que os sinais foram coletados de diferentes configurações com contribuições individuais diferentes na composição total do sinal processado. Porém, devido ao uso de técnicas digitais de processamento de sinais, observa que não houve nenhum comprometimento e nem perda de informação.

Podemos desta forma inferir que, de acordo com os resultados obtidos, a elaboração de um projeto de Bioamplificador robusto combinada com circuitos de realimentação que promoveram uma efetiva minimização da tensão de modo comum. Entretanto, foi a aplicação de técnicas digitais de processamento de sinais que permitiu que as informações fossem extraídas mesmo em sinais pobres independentemente da qualidade dos sinais amostrados. Conclui-se que a utilização de técnicas digitais permite o uso de bioamplificadores com baixo nível de sofisticação

Referências Bibliográficas

- "AAMI EC13". In: **Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms**. Arlington, VA: Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2002.
- BERBARI, E. J. Principles of Electrocardiography. ,In; BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook**. 2.ed. Boca Raton, CRC Press LLC, 2000.
- BRONZINO, J.D. **The Biomedical Engineering Handbook**. CRC Press in Cooperation with IEEE Press, Boca Raton, 1995.
- BURTON, A.C. **Fisiologia e Biofísica da Circulação**. 2 ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1977.
- BORN, R.S. **Filtros Adaptativos Aplicados a Sinais Biomédicos**. Pelotas, RS: Universidade Federal de Pelotas, 2000.
- CARNEIRO, E.F. **O Eletrocardiograma - 10 anos depois**. Rio de Janeiro :Livraria Editora Enéas Ferreira Carneiro 1997.
- CHAVES, P.C.; MOREIRA, D.A.L. **Electrocardiografia**. Faculdade de medicina da universidade do Porto, 2002. Disponível em: http://fisiologia.med.up.pt/Textos_Apoio/ECG.pdf - Search=%22paulo%20castro%20chaves%20and%>. Acesso em 26 ago. 2006.
- DAI, W. et al. Processing and Analysis of ECG Signal Using Nonorthogonal Wavelet Transform. **Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology**, v. 20, p. 139-142, 1998.
- DASKALOV, I. K., DOBREV, D. Two-electrode Biopotencial with Current-Driven Inputs, **Med. Biol. Eng. Comput**, v.40, p. 122–127.2002.
- DOBREV, D. Two-electrode Non-Differential Biopotencial Amplifier. **Med. Biol. Eng. Comput.**, 2002, 40, p. 546–549.
- FERREIRA, A.T.R. **Efeitos da Liberação Miofascial na Modulação Autonômica do Coração em Sujeitos Saudáveis**. 2004. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do vale do Paraíba, 2004.
- GOMES, D.M.; CURY, L.K.P. **A Bomba Cardíaca: Uma Abordagem Geral da Anatomia e Fisiologia do Coração**. Revista do Centro de Ensino Superior de Catalão – CESUC 2º Semestre – 2004.
- GUYTON, A.C.; HALL, J.D. **Tratado de Fisiologia Médica**. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997.

HUHTA, J. C., Webster, J. G. 60-Hz Interference in Electrocardiogram. **IEEE Trans. on Biomedical Engineering**, v. 20, p. 91-101, 1973.

IFEACHOR, E.C. ;JERVIS, B. W. **Digital Signal Processing – A Practical Approach**. Addison – Wesley, 1995.

JADVAR, H. et al. Computer Analysis of the Electrocardiogram During Esophageal Pacing Cardiac Stress. **IEEE Trans. on Biomedical Engineering**, v. 38, p. 1089-1099, 1991.

JUNQUEIRA Jr., L.F. **Considerações Básicas Sobre a Organização Estrutural e a Fisiologia do Aparelho Cardiovascular**. Disponível em : <<http://www.unb.br/fs/clm/labcor/resfisio.htm>>. Acesso em: 8 jul.2006.

ITNEY, R.; ROMPELMAN, O. **The Beat-by-Beat Investigation of Cardiovascular Function**. Oxford: Clarendon Press. 1987.

LONG, J. M. **Lab Tips**. Disponível em : <<http://www.jameslong.net/labtips.htm>>. Acesso em: 18 jul.2006.

MADISETTI, V.K.; WILLIAMS, D.B. **The Digital Processing Handbook**. California: CRC PRESS, 2000.

MAINARDI, L.T., A.M., CERUTTI, S. Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing. In: BRONZINO , J.D. **The Biomedical Engineering Handbook: 2 ed**, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

MALIK, M.; CAMM, A.J. **Heart Rate Variability. Armonk**. New York: Futura Publishing Company Inc. 1995.

MALINOWSKI, M. R. B. **Pacemaker non-sense and non-capture failures using machine learning techniques**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Marquette University, Milwaukee, Wisconsin, 2003.

MEETING VAN RIJN, A.C.; A. PEPPER; C.A. GRIMBERGEN. High Quality Recording of Bioelectric Events. I: Interference Reduction, Theory and Practice, **MED. & BIOL. ENG. & COMPUT.**, v. 28,. p.389-397. 1990.

MEETING VAN RIJN, A.C.; A. PEPPER; C.A. GRIMBERGEN. High Quality Recording of Bioelectric Events. II: Low Noise, Low-power Multichannel Amplifier Design, **MED. & BIOL. ENG. & COMPUT.**, v. 29, p.433-440. 1991.

MEETING VAN RIJN, A.C.; A.P. KUIPER; T.E. DANKERS; C.A. GRIMBERGEN. Low-cost Active Electrode Improves the Resolution in Biopotential Recordings. In: **ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY**: Amsterdam, v. 1, p. 101-102. 1996.

NAGEL, J. H. Biopotencial Amplifiers. In: **The Biomedical Engineering Handbook**. In: BRONZINO, J.D. **The Biomedical Engineering Handbook**: 2 ed, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

OLIVEIRA, R.M.L. **Coração**. UFMG,2001. Disponível em:<http://www.icb.ufmg.br/fib/neurofib/Engenharia/Renato_Marcio/Coracao.html.> Acesso em 10 mar. 2006.

S.-C. Pei e C.-C. Tseng, Elimination of AC Interference in Electrocardiogram Using IIR Notch Filter With Transient Suppression **IEEE Trans. on Biomedical Engineering**, v. 42, p. 1128-1132., 1995.

SABBATINI, R.M.E. O Computador no Processamento de Sinais Biológicos. **Revista Informédica**, v. 2, n. 12, p. 5-9.,1995.

SCHOWENGERDT, Robert A. Remote Sensing – **Models and Image for Image Processing**. 2 ed. Academic Press, p. 522, 1997.

SMITH, S. W. **The Scientist and Engineer's Guide to digital Signal Processing**, 2.ed. California Technical Publishing, p. 261- 276, 1998.

SOUZA, A.V.P. **Modelagem e análise não-lineares de sinais respiratórios e cardiovasculares**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro de Pesquisa e Desenvolvimento em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Minas Gerais, 2001.

SZTAJZEL, J. Heart Rate Variability: a Non Invasive Electrocardiographic Method to Measure the Autonomic Nervous System. **Swiss Med Wkly**, v. 134, p. 514-522, 2004.

TOMPKINS, J e PAN, J. A Real-Time QRS Detection Algorithm. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**,v.32, p. 230-236, 1985.

TOMPKINS, W. J. **Biomedical Digital Signal Processing**. Prentice Hall, 1995.

WEBSTER, J.G.; **Medical Instrumentation – Application and Design**. 2. ed. Boston: Houghton Mifflin, 1992.

ZHANG, X. **A Design of Ecg Amplifier**. Set 2003. Disponível em: <http://www4.ncsu.edu/~xzhang11/PDF/525_proj1.pdf> Acesso em: 15 mar 2006.

Anexos

ANEXO A

Neste anexo são apresentadas as diversas configurações do Bioamplificador utilizados para a aquisição do sinal de ECG. Para cada configuração é apresentado os sinais de ECG após filtrados nas seguintes faixas:

- a) Filtro passa-alta (PA), Butterworth de 4^a ordem, com frequência de corte em 0,5 Hz;
- b) Filtro passa-faixa (PF), Butterworth de 4^a ordem, com frequências de corte em 0,5 e 40 Hz;
- c) Filtro passa-faixa, Butterworth de 4^a ordem, com frequências de corte em 40 Hz e 70 Hz;
- d) Filtro passa-alta, Butterworth de 4^a ordem, com frequência de corte em 70 Hz.

São apresentados também para cada configuração os desvios padrão, a variância dos sinais de ECG filtrado nas diversas faixas espectrais e relação sinal/ruído.

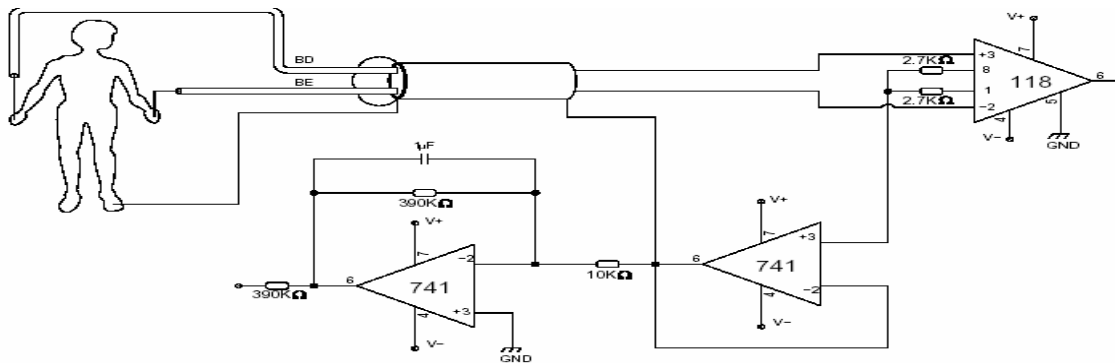


Figura 46: Configuração da coleta do ECG 1

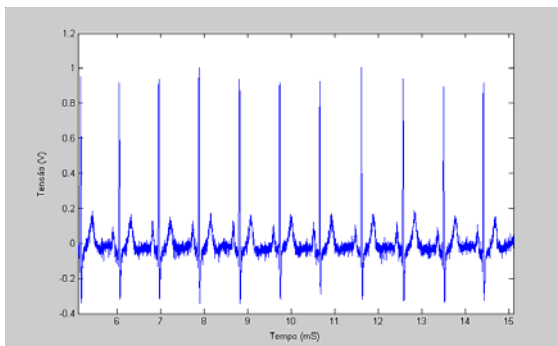


Gráfico 1 A - ECG1 filtro PA em 0,5 Hz

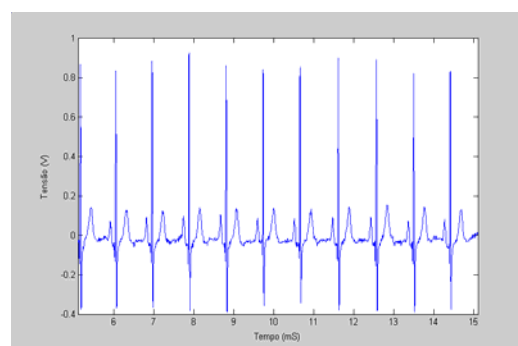


Gráfico 1 B - ECG1 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

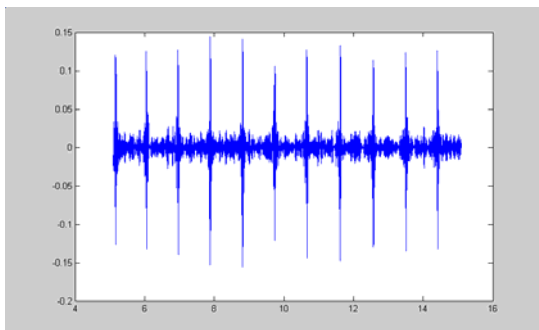


Gráfico 1 C - ECG1 filtro PF em 40 e 70 Hz

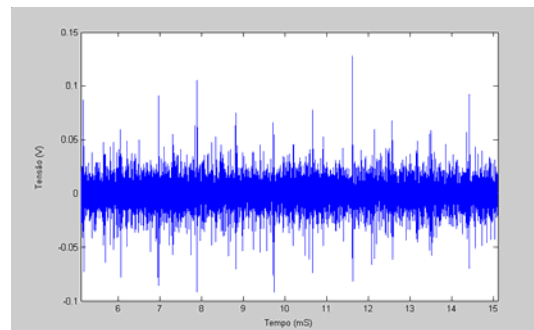


Gráfico 1 D - ECG1 filtro PA em 70 Hz

Tabela 4 - Dados Referente à Coleta do ECG1

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1261	0,0159
0,5 até 40	0,1210	0,0146
40 até 70	0,0200	0,0004
> 70	0,0150	0,0002
Rel. S/R		24,3356

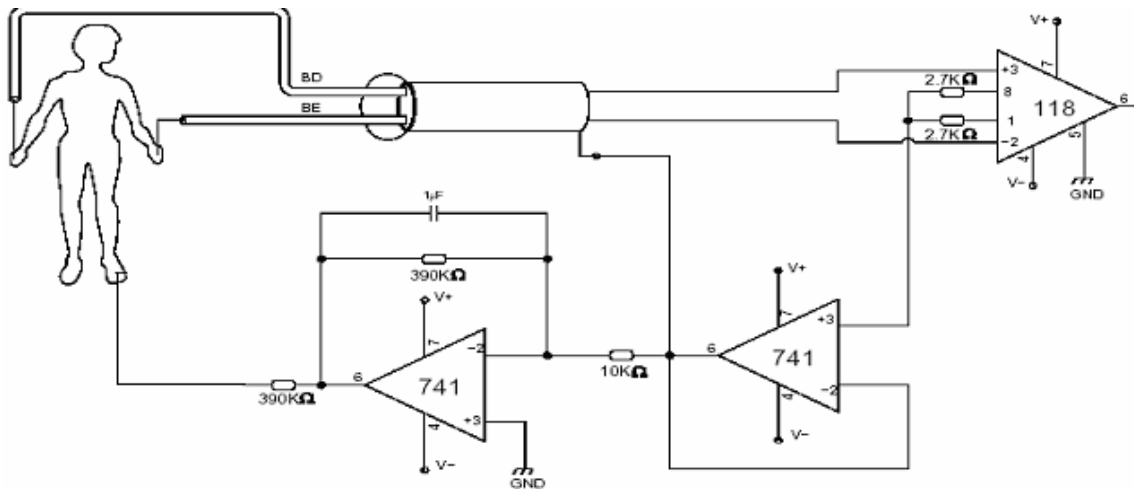


Figura 47: Configuração da coleta do ECG 2

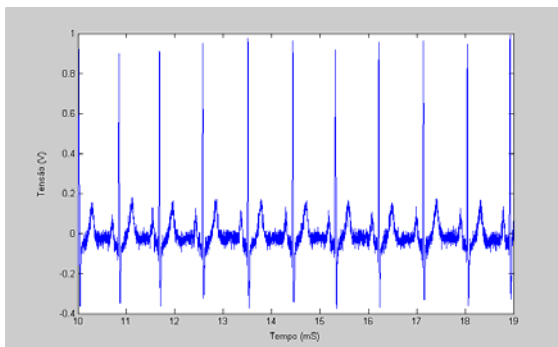


Gráfico 2 A - ECG2 filtro PA em 0,5 Hz

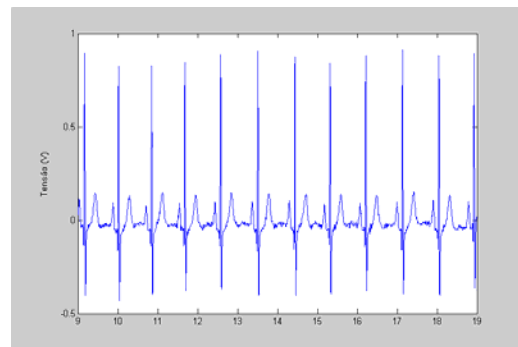


Gráfico 2 B - ECG2 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

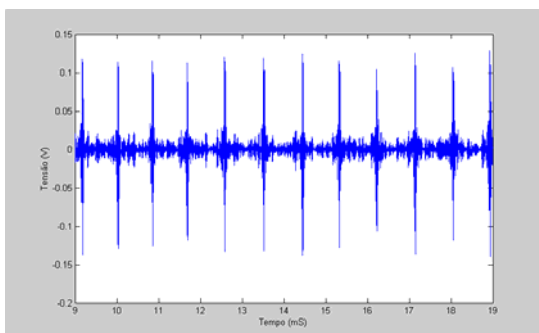


Gráfico 2 C - ECG2 filtro PF em 40 e 70 Hz

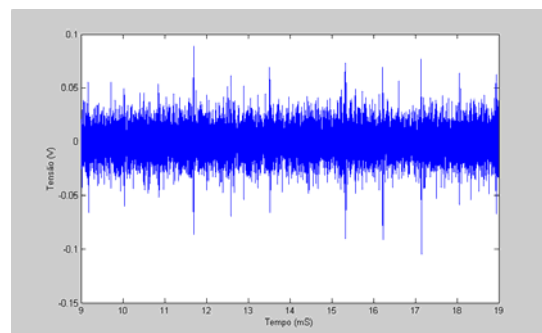


Gráfico 2 D - ECG2 filtro PA em 70 Hz

Tabela 5 - Dados Referente à Coleta do ECG2

Freq. (Hz)	Std	Std ²
> 0.5	0,1329	0,0177
0,5 até 40	0,1284	0,0165
40 até 70	0,0193	0,0004
> 70	0,0166	0,0003
Rel. S/R		23,5702

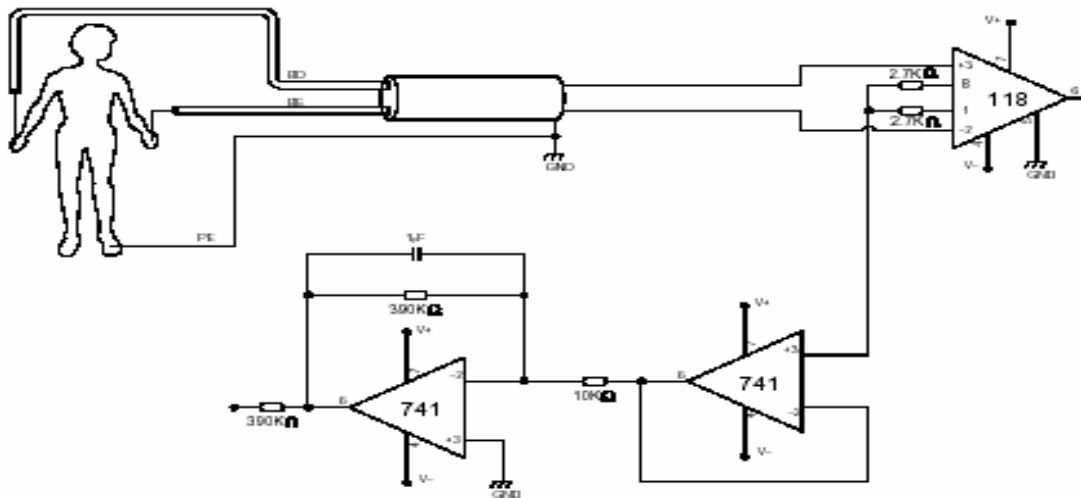


Figura 48: Configuração da coleta do ECG 3

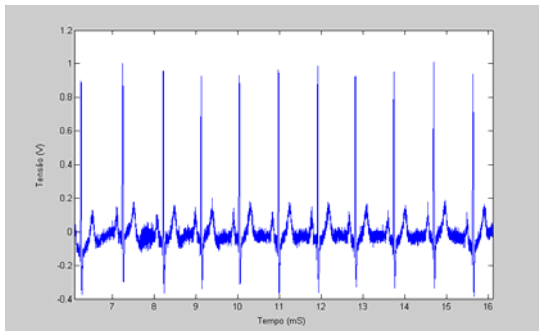


Gráfico 3 A - ECG3 filtro PA em 0,5 Hz

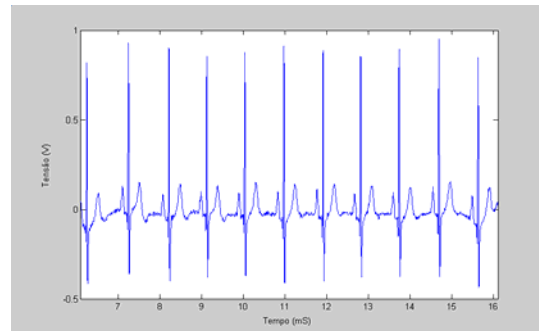


Gráfico 3 B - ECG3 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

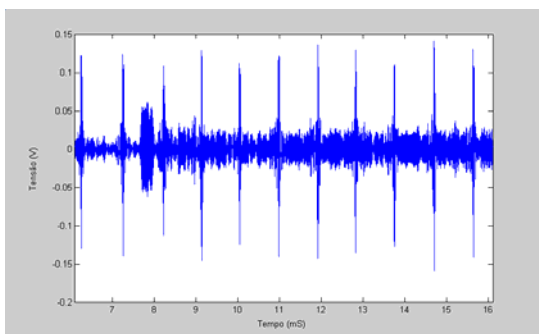


Gráfico 3 C - ECG3 filtro PF em 40 e 70 Hz

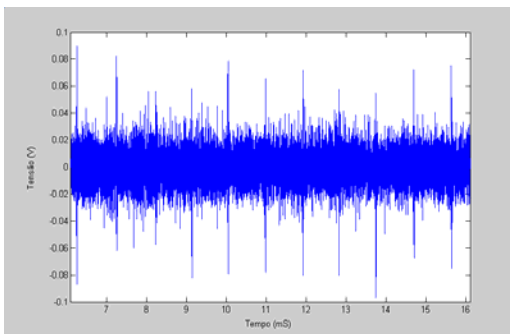


Gráfico 3 D - ECG3 filtro PA em 70 Hz

Tabela 6 - Dados Referente à Coleta do ECG3

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1310	0,0172
0,5 até 40	0,1257	0,0158
40 até 70	0,0216	0,0005
> 70	0,0154	0,0002
Rel. S/R		22,5728

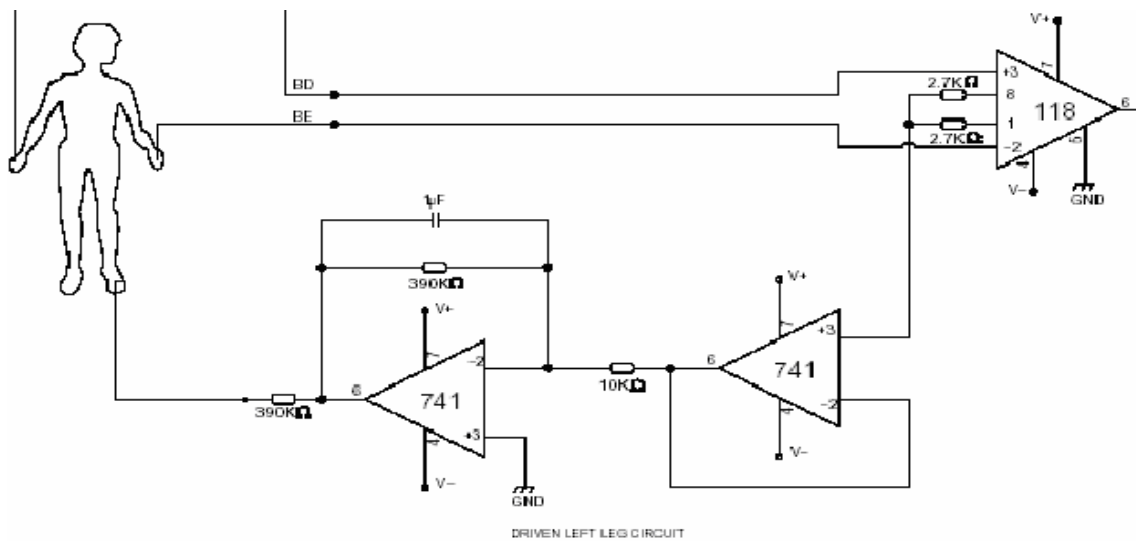


Figura 49: Configuração da coleta do ECG4

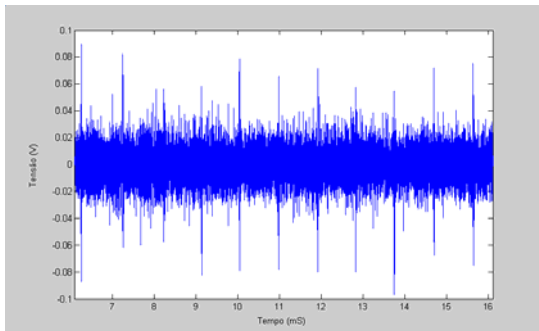


Gráfico 4 A - ECG4 filtro PA em 0,5 Hz

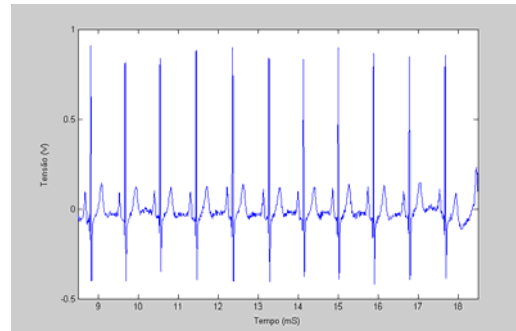


Gráfico 4 B - ECG4 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

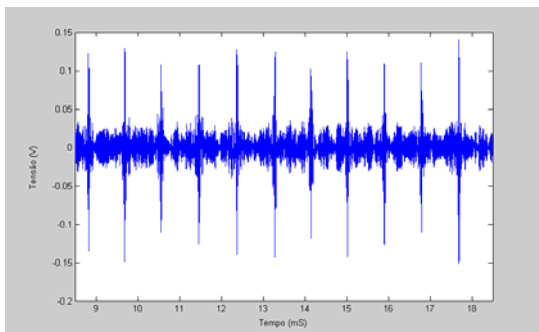


Gráfico 4 C - ECG4 filtro PF em 40 e 70 Hz

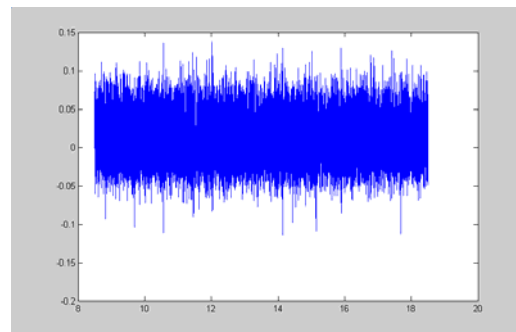


Gráfico 4 D - ECG4 filtro PA em 70 Hz

Tabela 7 - Dados Referente à Coleta do ECG4

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1337	0,0179
0,5 até 40	0,1236	0,0153
40 até 70	0,0218	0,0005
> 70	0,0362	0,0013
Rel. S/R		8,5052

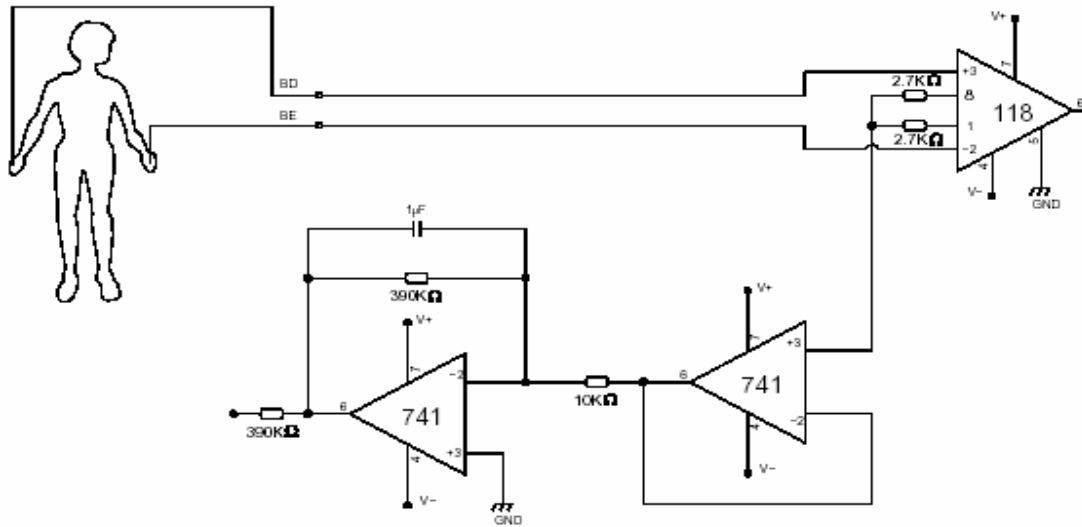


Figura 50: Configuração da coleta do ECG5

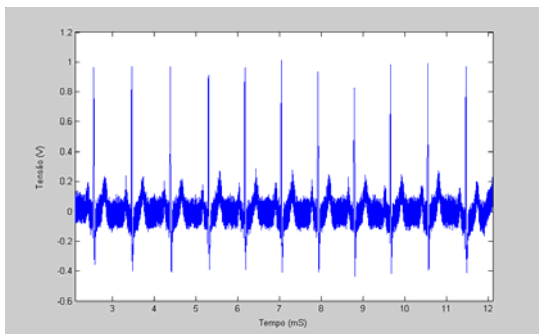


Gráfico 5 A - ECG5 filtro PA em 0,5 Hz

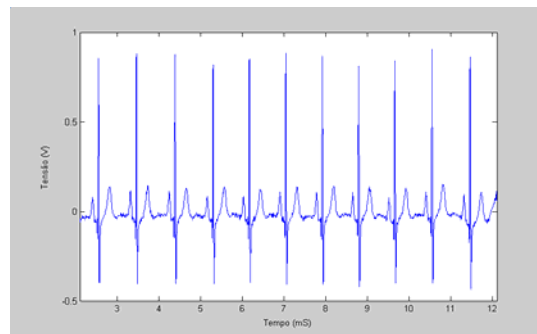


Gráfico 5 B - ECG5 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

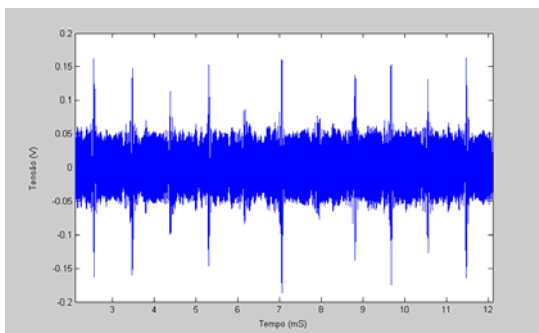


Gráfico 5 C - ECG5 filtro PF em 40 e 70 Hz

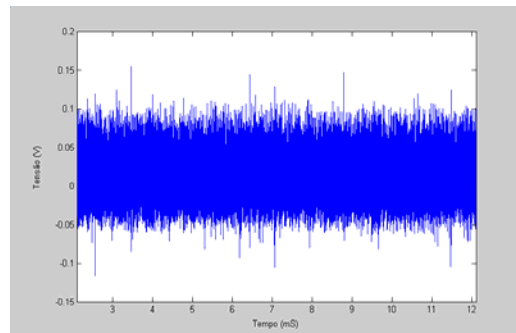


Gráfico 5 D - ECG5 filtro PA em 70 Hz

Tabela 8 - Dados Referente à Coleta do ECG5

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1365	0,0186
0,5 até 40	0,1227	0,0150
40 até 70	0,0396	0,0016
> 70	0,0374	0,0014
Rel. S/R		5,0044

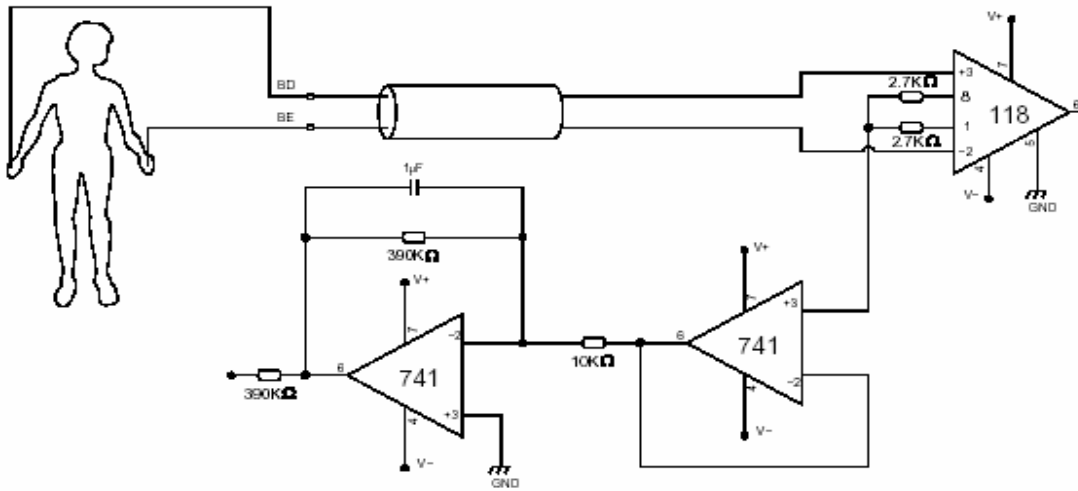


Figura 51: Configuração da coleta do ECG6

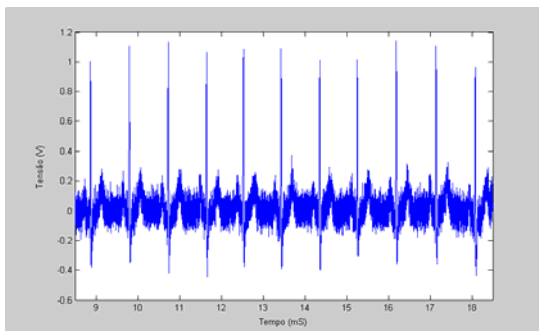


Gráfico 6 A - ECG6 filtro PA em 0,5 Hz

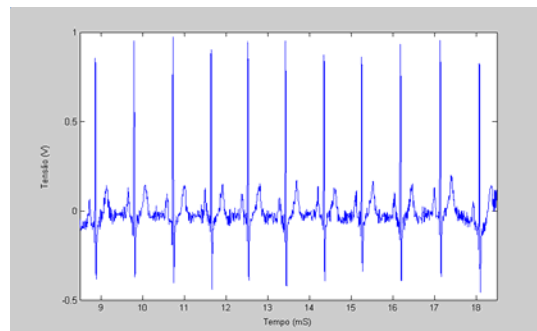


Gráfico 6 B - ECG6 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

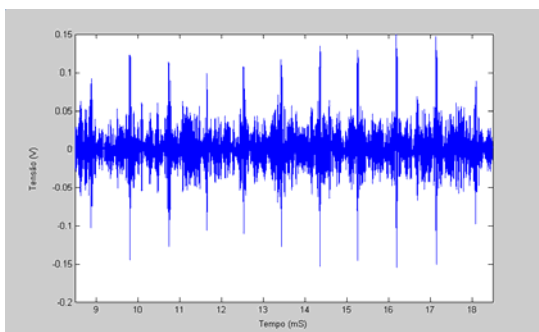


Gráfico 6 C - ECG6 filtro PF em 40 e 70 Hz

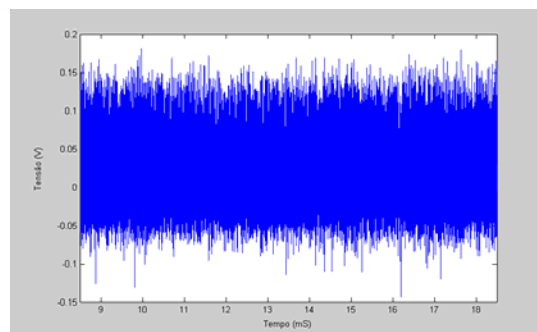


Gráfico 6 D - ECG6 filtro PA em 70 Hz

Tabela 9 - Dados Referente à Coleta do ECG6

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1475	0,0217
0,5 até 40	0,1213	0,0147
40 até 70	0,0276	0,0008
> 70	0,0569	0,0032
Rel. S/R		3,6790

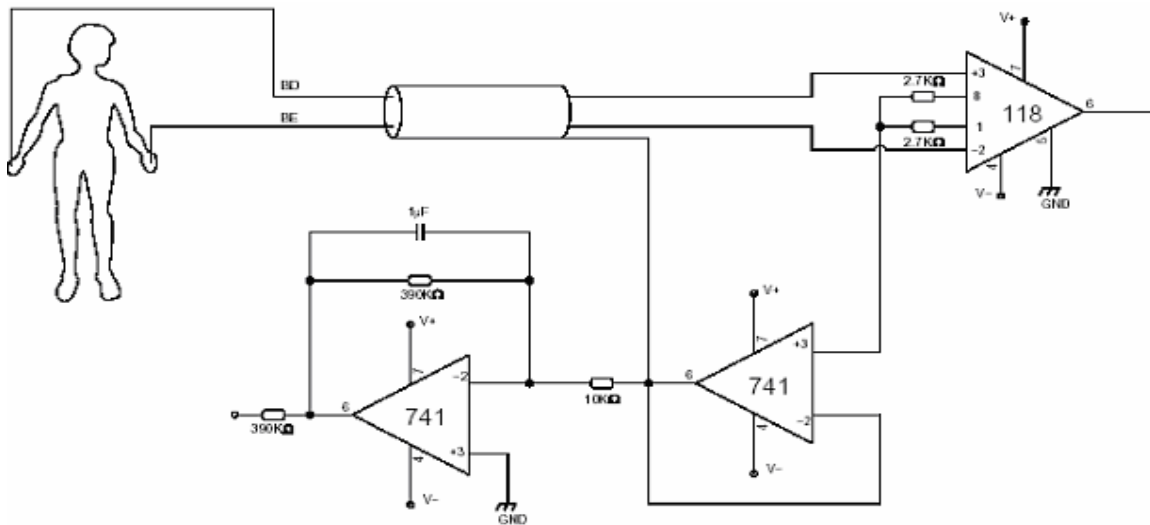


Figura 52: Configuração da coleta do ECG7

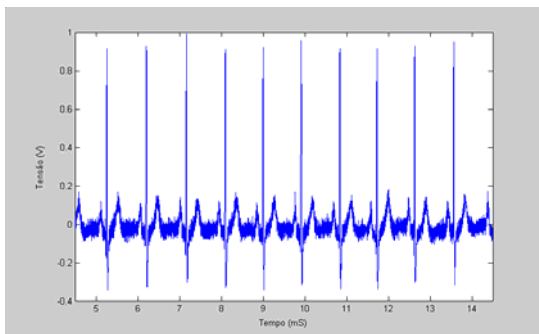


Gráfico 7 A - ECG7 filtro PA em 0,5 Hz

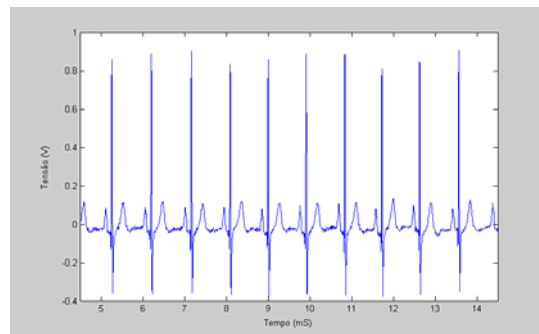


Gráfico 7 B - ECG7 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

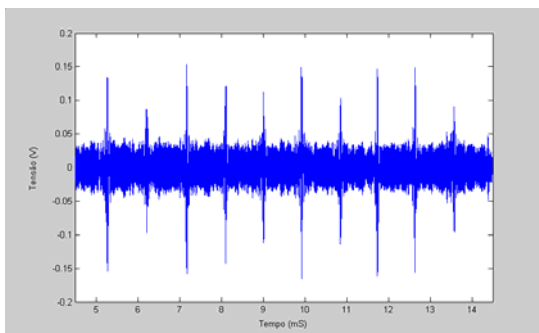


Gráfico 7 C - ECG7 filtro PF em 40 e 70 Hz

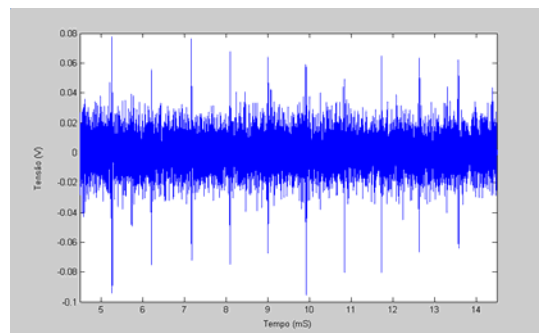


Gráfico 7 D - ECG7 filtro PA em 70 Hz

Tabela 10 - Dados Referente à Coleta do ECG7

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1216	0,0148
0,5 até 40	0,1152	0,0133
40 até 70	0,0285	0,0008
> 70	0,0135	0,0002
Rel. S/R		13,3044

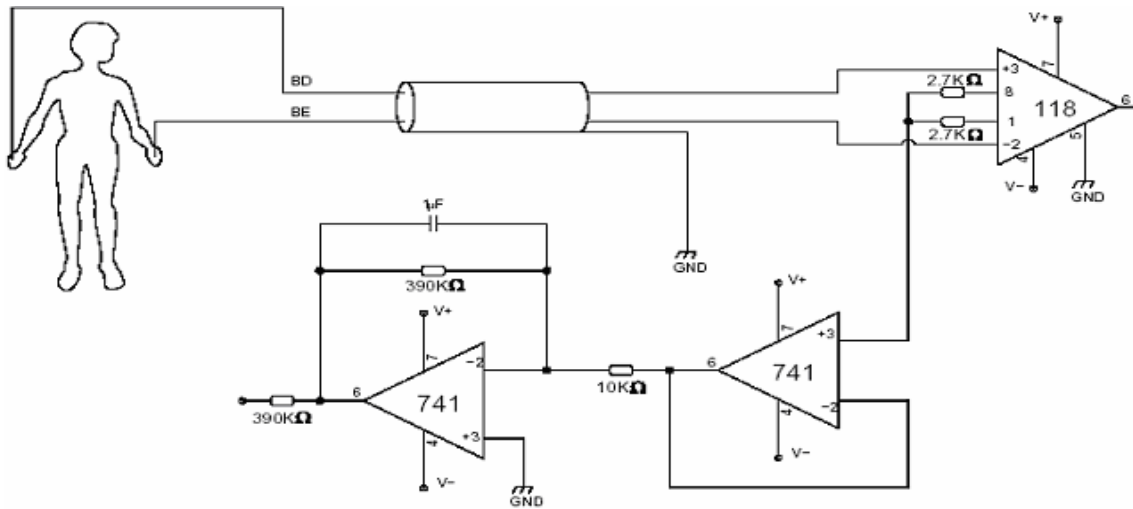


Figura 53: Configuração da coleta do ECG8

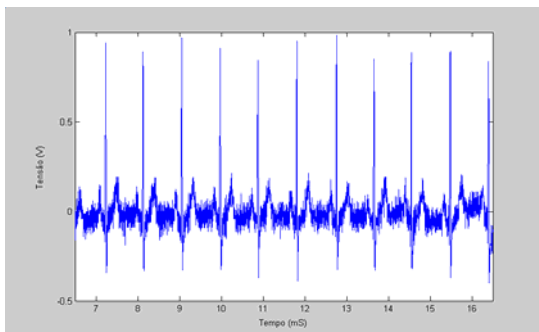


Gráfico 8 A - ECG8 filtro PA em 0,5 Hz

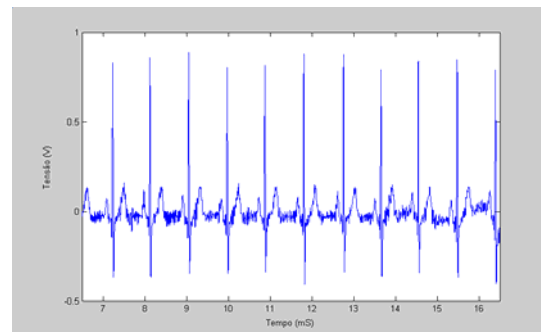


Gráfico 8 B - ECG8 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

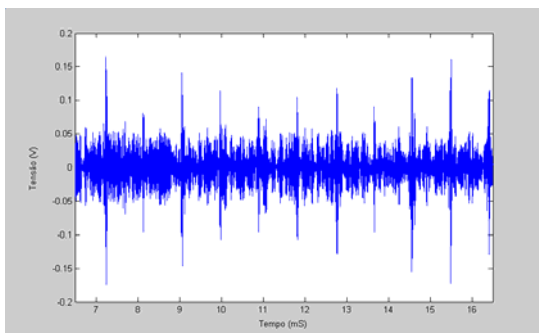


Gráfico 8 C - ECG8 filtro PF em 40 e 70 Hz

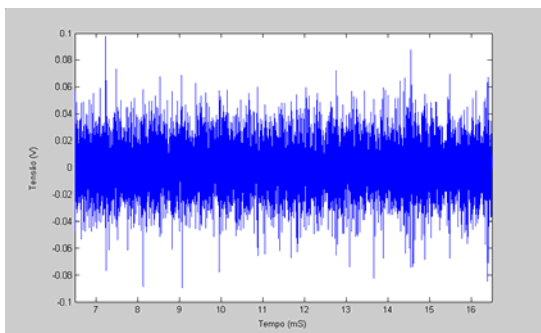


Gráfico 8 D - ECG8 filtro PA em 70 Hz

Tabela 11 - Dados Referente à Coleta do ECG8

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1279	0,0163
0,5 até 40	0,1199	0,0144
40 até 70	0,0288	0,0008
> 70	0,0196	0,0004
Rel. S/R		12,0057

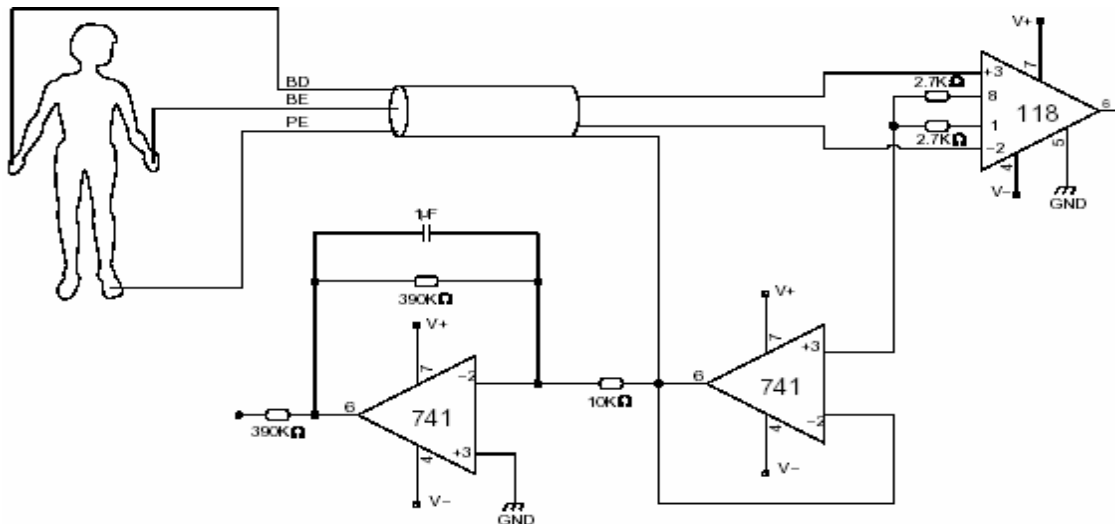


Figura 54: Configuração da coleta do ECG9

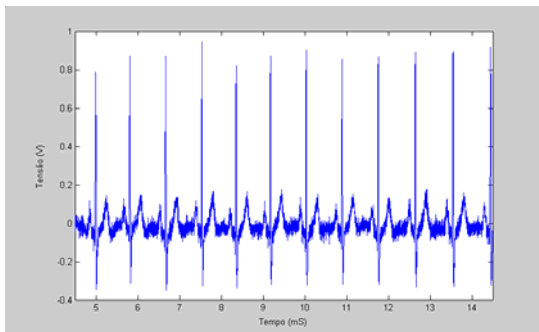


Gráfico 9 A - ECG9 filtro PA em 0,5 Hz

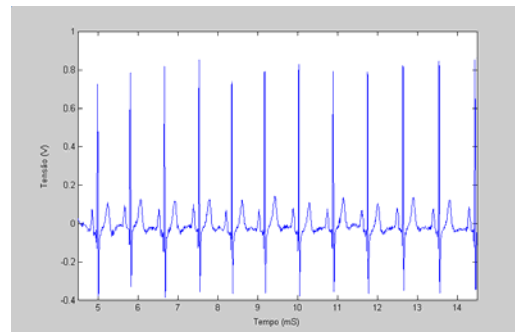


Gráfico 9 B - ECG9 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

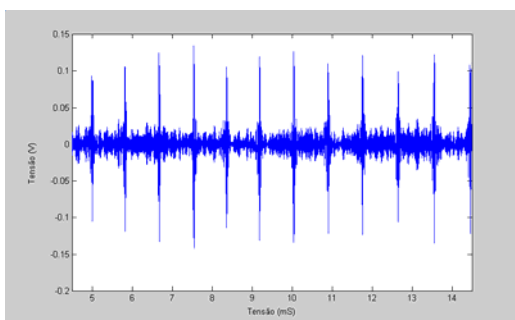


Gráfico 9 C - ECG9 filtro PF em 40 e 70 Hz

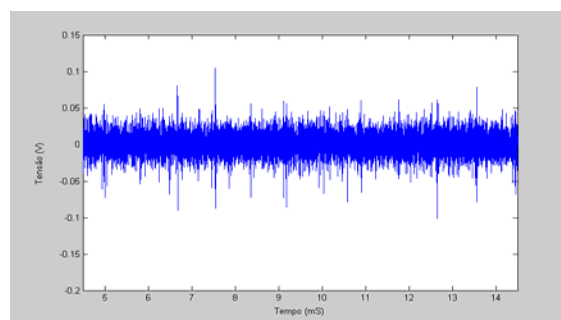


Gráfico 9 D - ECG9 filtro PA em 70 Hz

Tabela 12 - Dados Referente à Coleta do ECG9

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1232	0,01518
0,5 até 40	0,1180	0,0139
40 até 70	0,0201	0,0004
> 70	0,0170	0,0003
Rel. S/R		19,8521

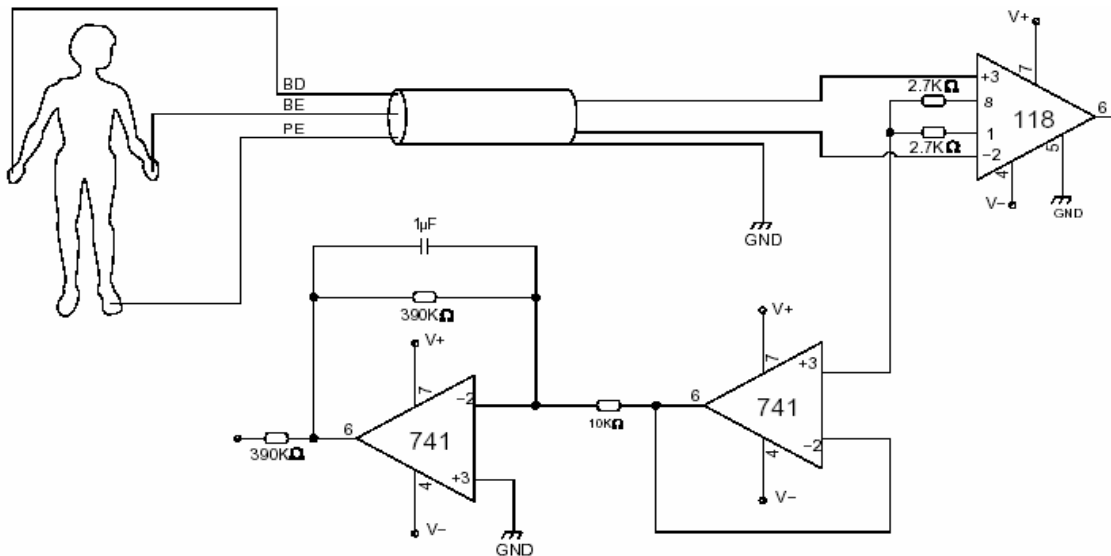


Figura 55: Configuração da coleta do ECG10

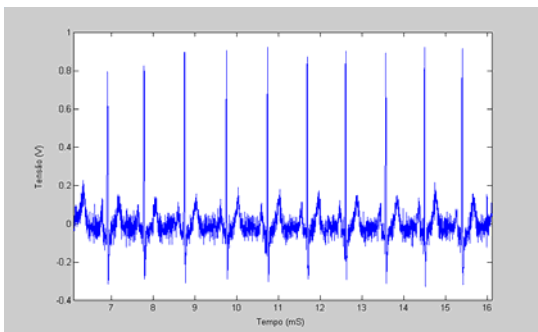


Gráfico 10 A - ECG10 filtro PA em 0,5 Hz

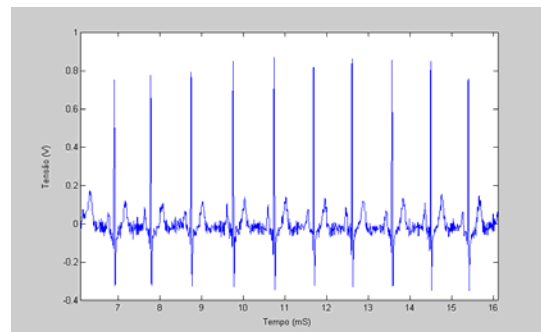


Gráfico 10 B - ECG10 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

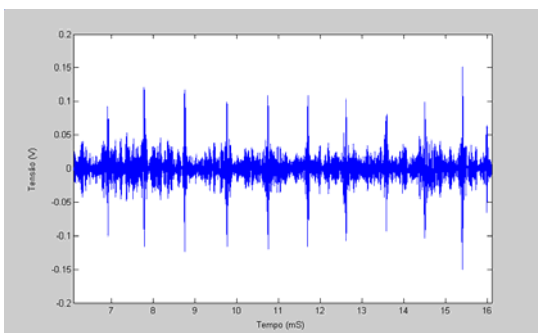


Gráfico 10 C - ECG10 filtro PF em 40 e 70 Hz

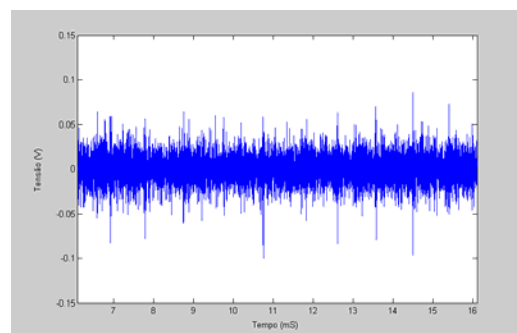


Gráfico 10 D - ECG10 filtro PA em 70 Hz

Tabela 13- Dados Referente à Coleta do ECG10

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1161	0,0135
0,5 até 40	0,1106	0,0122
40 até 70	0,0207	0,0004
> 70	0,0166	0,0003
Rel. S/R		17,4243

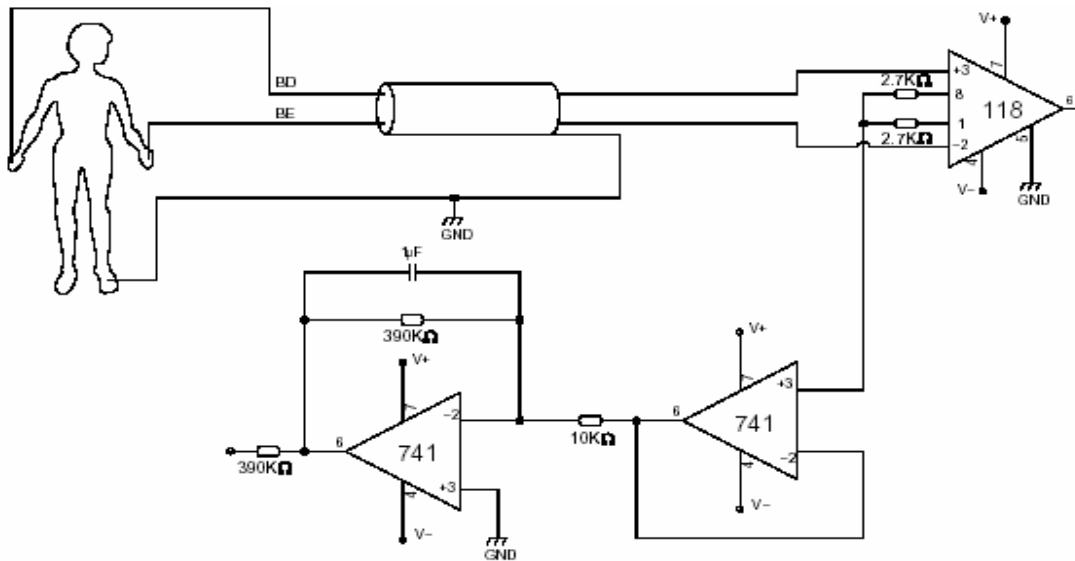


Figura 56: Configuração da coleta do ECG11

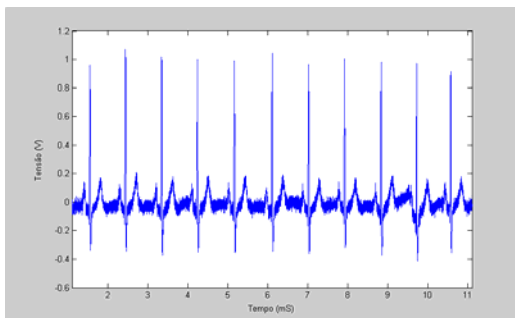


Gráfico 11 A - ECG11 filtro PA em 0,5 Hz

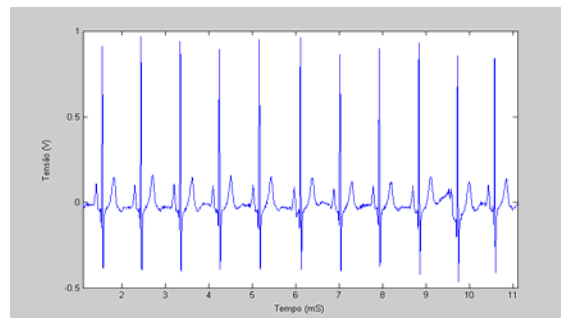


Gráfico 11 B - ECG11 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

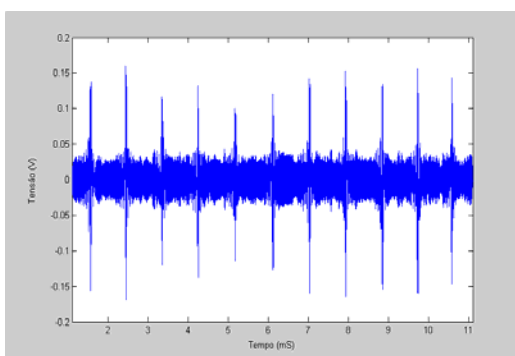


Gráfico 11 C - ECG11 filtro PF em 40 e 70 Hz

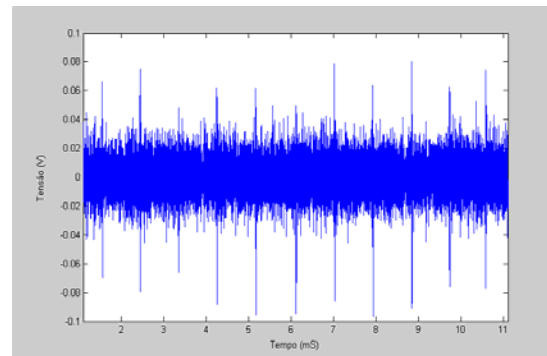


Gráfico 11 D - ECG11 filtro PA em 70 Hz

Tabela 14 - Dados Referente à Coleta do ECG11

Freq. (Hz)	Std	Std^2
> 0.5	0,1350	0,01822
0,5 até 40	0,1284	0,0165
40 até 70	0,0285	0,0008
> 70	0,0160	0,0002
Rel. S/R		16,5032

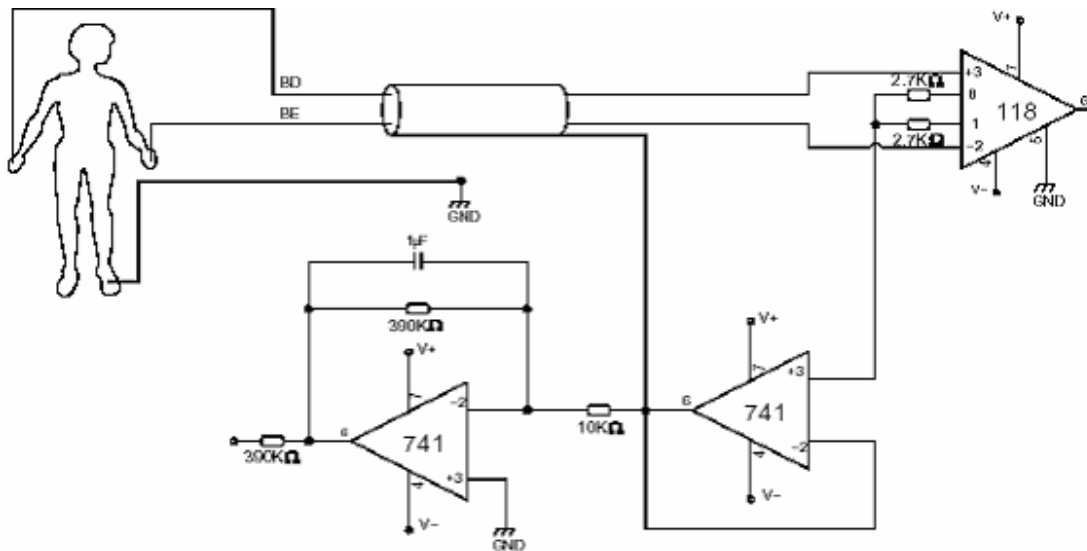


Figura 57: Configuração da coleta do ECG12

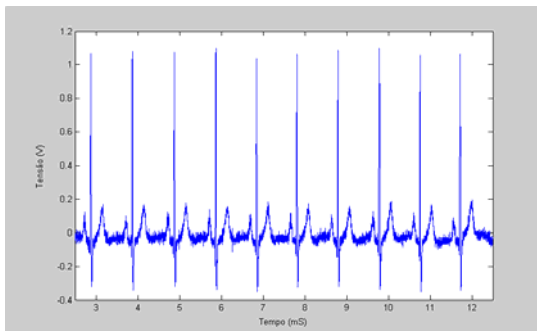


Gráfico 12 A - ECG12 filtro PA em 0,5 Hz

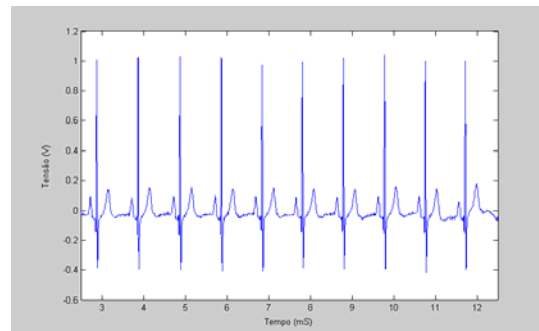


Gráfico 12 B - ECG12 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

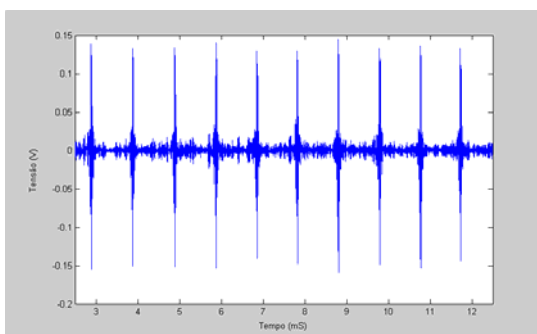


Gráfico 12 C - ECG12 filtro PF em 40 e 70 Hz

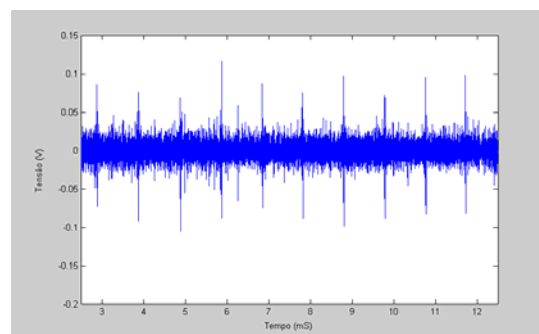


Gráfico 12 D - ECG12 filtro PA em 70 Hz

Tabela 15 - Dados Referente à Coleta do ECG12

Freq. (Hz)	Std	Std ²
> 0.5	0,1380	0,0190
0,5 até 40	0,1334	0,0178
40 até 70	0,0194	0,0004
> 70	0,0440	0,0019
Rel. S/R		7,7358

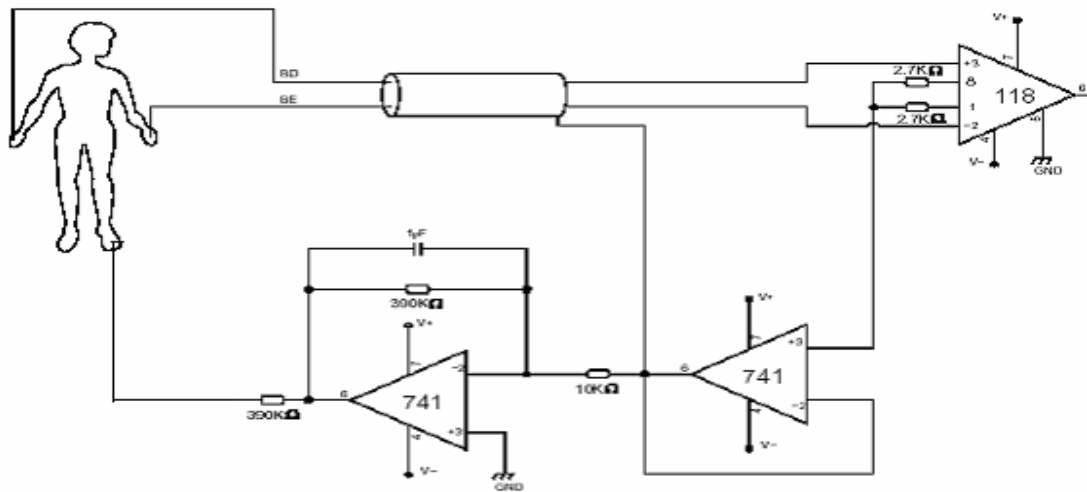


Figura 58: Configuração da coleta do ECG13

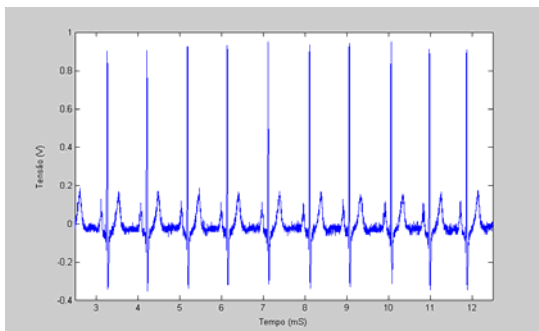


Gráfico 13 A - ECG13 filtro PA em 0,5 Hz

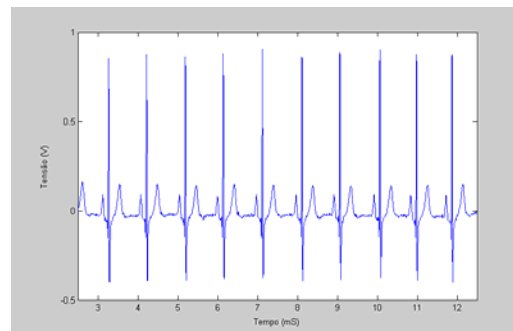


Gráfico 13 B - ECG13 filtro PF em 0,5 e 40 Hz

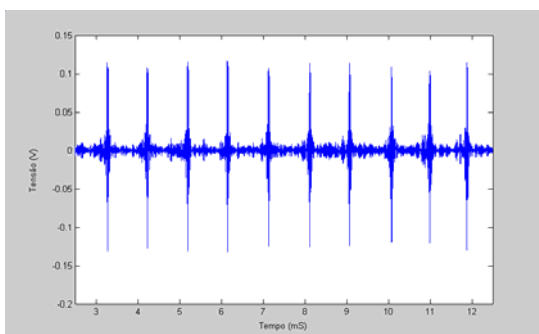


Gráfico 13 C - ECG13 filtro PF em 40 e 70 Hz

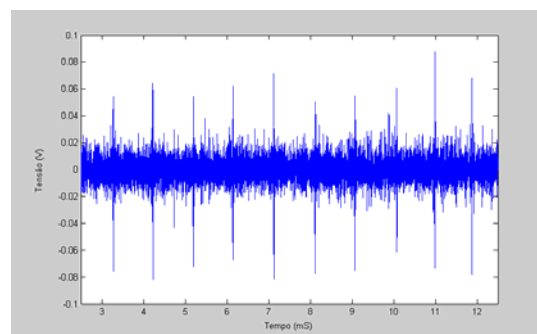


Gráfico 13 D - ECG13 filtro PA em 70 Hz

Tabela 16 - Dados Referente à Coleta do ECG13

Freq. (Hz)	Std	Std ²
> 0.5	0,1234	0,0152
0,5 até 40	0,1196	0,0143
40 até 70	0,0167	0,0003
> 70	0,0103	0,0001
Rel. S/R		35,7555

ANEXO B

PROGRAMA PARA FILTRAGEM E CÁLCULO DOS INTERVALOS RR

Programa Principal

```

function varargout = filtrodig(varargin)
% FILTRODIG Application M-file for filtrodig.fig
% FIG = FILTRODIG launch filtrodig GUI.
% FILTRODIG('callback_name', ...) invoke the named callback.

% Last Modified by GUIDE v2.0 22-Jun-2007 15:36:45

if nargin == 0 % LAUNCH GUI

    fig = openfig(mfilename,'reuse');

    % Use system color scheme for figure:
    set(fig,'Color',get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'));

    % Generate a structure of handles to pass to callbacks, and store it.
    handles = guihandles(fig);
    guidata(fig, handles);

    if nargout > 0
        varargout{1} = fig;
    end

elseif ischar(varargin{1}) % INVOKE NAMED SUBFUNCTION OR CALLBACK

    try
        if (nargout)
            [varargout{1:nargout}] = feval(varargin{:}); % FEVAL
        switchyard
            else
                feval(varargin{:}); % FEVAL switchyard
            end
        catch
            disp(lasterr);
        end
    end

end

%| ABOUT CALLBACKS:

```

```

%| GUIDE automatically appends subfunction prototypes to this file, and
%| sets objects' callback properties to call them through the FEVAL
%| switchyard above. This comment describes that mechanism.
%|
%| Each callback subfunction declaration has the following form:
%| <SUBFUNCTION_NAME>(H, EVENTDATA, HANDLES, VARARGIN)
%|
%| The subfunction name is composed using the object's Tag and the
%| callback type separated by '_', e.g. 'slider2_Callback',
%| 'figure1_CloseRequestFcn', 'axis1_ButtondownFcn'.
%|
%| H is the callback object's handle (obtained using GCBO).
%|
%| EVENTDATA is empty, but reserved for future use.
%|
%| HANDLES is a structure containing handles of components in GUI using
%| tags as fieldnames, e.g. handles.figure1, handles.slider2. This
%| structure is created at GUI startup using GUIHANDLES and stored in
%| the figure's application data using GUIDATA. A copy of the structure
%| is passed to each callback. You can store additional information in
%| this structure at GUI startup, and you can change the structure
%| during callbacks. Call guidata(h, handles) after changing your
%| copy to replace the stored original so that subsequent callbacks see
%| the updates. Type "help guihandles" and "help guidata" for more
%| information.
%|
%| VARARGIN contains any extra arguments you have passed to the
%| callback. Specify the extra arguments by editing the callback
%| property in the inspector. By default, GUIDE sets the property to:
%| <MFILENAME>('<SUBFUNCTION_NAME>', gcbo, [], guidata(gcbo))
%| Add any extra arguments after the last argument, before the final
%| closing parenthesis.

% -----
%Carregar sinal
%-----
function varargout = pushbutton1_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
set(handles.pushbutton4,'Visible','off')%Desabilita plotar entrada
set(handles.pushbutton5,'Visible','off')%Desabilita plotar sida
set(handles.pushbutton6,'Visible','off') %Desabilita salvar saida
ha1=handles.axes1; % Handle do painel 1
axes(ha1);
cla %Limpa painel inferior

[arq1 diret1]=uigetfile('*. *','Todos Arquivos');
xx= load([diret1 arq1]); % Carrega arquivo de entrada
hfe=figure(matent);

```

```

uiwait(hfe) %Chama tela para definir a primeira coluna
close(hfe)
load fildad % Carrega arquivo auxiliar de dados
[nL nc]=size(xx);

switch fildad.tc
case 1 % Primeira coluna eh de tempo em miliseg.
    temp=(xx(:,1)/1000); % Converte tempo para segundo
    xx(:,1)=[]; % Apaga a primeira coluna
    fa=1/(abs(temp(2)-temp(1))); %Frequencia de amostragem
case 2 % Primeira coluna eh de tempo em seg.
    temp=xx(:,1);
    xx(:,1)=[]; % Apaga a primeira coluna
    fa=1/(abs(temp(2)-temp(1)));%Frequencia de amostragem
case 3 % Primeira coluna eh de dado
fa=fildad.fa;
temp=((1:nL)/fa); % Cria vetor de tempo
end

ha2=handles.axes2;
axes(ha2); %Ativa painel superior
plot(temp, xx),grid,xlabel('Tempo em s'),ylabel('Intensidade'),title('Sinal de
Entrada')
fildad.xx=xx; %Matriz de entrada
fildad.fa=fa; %
fildad.temp=temp; %Coluna de tempo
save fildad fildad %Salva dados auxiliares

set(handles.pushbutton2,'Visible', 'on') %Habilita icone de Filtragem
set(handles.pushbutton8,'Visible', 'on') %Habilita icone de Compatacao
set(handles.pushbutton9,'Visible', 'on') %Habilita icone de Deteccao do Pico R

% -----
%Filtrar entrada
% -----
function varargout = pushbutton2_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
load fildad
fildad.xy=0;
save fildad fildad
hfe=figure(entdados); %Tela para entrar dados de filtragem
uiwait(hfe)
close(hfe)
load fildad

hfs=figure(seltempo); %Tela para selecionar tempo e colunas
uiwait(hfs)
close(hfs)

```

```

ha1=handles.axes1;
axes(ha1); % Ativa painel inferior
load fildad

w1=2*fildad.f1/fildad.fa; %Calcula frequencia de corte inferior
w2=2*fildad.f2/fildad.fa; %Calcula frequencia de corte superior
switch fildad.tf %testa tipo de filtro
case 1
    [b a]=butter(fildad.of,w1,'high');% Define filtro passa altas
case 2
    [b a]=butter(fildad.of,fildad.f1); % Define filtro passa baixas
case 3
    [b a]=butter(fildad.of,[w1 w2]); % Define filtro passa faixa
case 4
    [b a]=butter(fildad.of,[w1 w2],'stop'); % Define filtro rejeita faixa
case 5
    a=1;
    b=(ones(1,fildad.mv))/fildad.mv; % Define filtro media movel
end

yy=[];
id=find(fildad.temp>=fildad.tinic & fildad.temp<=fildad.tfim); %Define faixa de
tempo
for i=fildad.col
    sf=filfilt(b,a,fildad.xx(id,i)); %Filtra as colunas selecionadas
    yy=[yy sf];
end

if fildad.tf==6
    yy=fildad.xx(id,fildad.col); %Gera matriz de saida sem filtrar
end

fildad.yy=yy; % Salva matriz de saida
fildad.tempy=fildad.temp(id); % Salva vetor de tempo
save fildad fildad
plot(fildad.temp(id),yy),grid,xlabel('Tempo em s'),ylabel('Intensidade'),title('Sinal
Processado')

set(handles.pushbutton4,'Visible', 'on') % Habilita icone de Plotar Entrada
set(handles.pushbutton5,'Visible', 'on') % Habilita icone de Plotar Saida
set(handles.pushbutton6,'Visible', 'on') % Habilita icone de Salvar Saida

% -----
% Plotar a entrada
% -----
load fildad
fildad.xy=0; %Define xy como entrada

```



```

save fildad fildad
function varargout = pushbutton4_Callback(h, eventdata, handles, varargin)

hfe=figure(seltempo) % Ativa tela de selecao de tempo
uiwait(hfe)
close(hfe)

ha1=handles.axes2;
axes(ha1); %Ativa painel superior
load fildad
id=find(fildad.temp>=fildad.tinic & fildad.temp<=fildad.tfim); %Seleciona janela de
tempo
plot(fildad.temp(id), fildad.xx(id,fildad.col)),grid,xlabel('Tempo em
s'),ylabel('Intensidade'),title('Sinal de Entrada')

% -----
% Plotar a Saida
% -----
function varargout = pushbutton5_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
load fildad
fildad.xy=1; %Define xy como saida
save fildad fildad

hfe=figure(seltempo); %Abre tela de selecao de tempo e colunas
uiwait(hfe)
close(hfe)

ha1=handles.axes1;
axes(ha1); %Ativa painel inferior
load fildad
id=find(fildad.tempy>=fildad.tinic & fildad.tempy<=fildad.tfim); % Seleciona tempo
plot(fildad.tempy(id), fildad.yy(id,fildad.col)),grid,xlabel('Tempo em
s'),ylabel('Intensidade'),title('Sinal de Saida')

% -----
% Salvar a saida
% -----
function varargout = pushbutton6_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
load fildad
fildad.xy=1; %Define xy como saida
save fildad fildad

hfa=figure(nomarq);%Abre tela para entrar com o nome do arquivo
uiwait(hfa)
close(hfa)

hfe=figure(seltempo);%Abre tela de selecao de tempo e colunas

```

```

uiwait(hfe)
close(hfe)

ha1=handles.axes1;
axes(ha1); %Ativa painel inferior
load fildad
id=find(fildad.tempy>=fildad.tinic & fildad.tempy<=fildad.tfim);% Seleciona tempo
plot(fildad.tempy(id), fildad.yy(id,fildad.col)),grid,xlabel('Tempo em
s'),ylabel('Intensidade'),title('Sinal de Saida')
sai=[]
sai=[fildad.tempy(id), fildad.yy(id,fildad.col)] %Cria matriz de saida. Primeira coluna
eh de tempo em seg.
nvar=fildad.na; % Nome do arquivo de saida
eval([nvar '=sai;'])
save([nvar '.txt'],nvar,'-ascii')
save sai.txt sai -ascii %Salva matriz de saida no formato TXT

% -----
% Compactar a entrada
% -----
function varargout = pushbutton8_Callback(h, eventdata, handles, varargin)

load fildad
fildad.xy=0; %Ativa xy como saida
save fildad fildad

hfe=figure(compac); %Ativa tela para entrar dados de compactacao
uiwait(hfe)
close(hfe)

hfs=figure(seltempo); %Tela para selecionar tempo e colunas
uiwait(hfs)
close(hfs)

load fildad
id=find(fildad.temp>=fildad.tinic & fildad.temp<=fildad.tfim);% Seleciona janela de
tempo
[fildad.tempy, fildad.yy]=wavcomp(fildad.temp(id),fildad.xx(id,fildad.col),fildad.gc);
% funcao de compactacao
save fildad fildad

ha1=handles.axes1;
axes(ha1); %Seleciona area de plotagem (Inferior)
plot(fildad.tempy, fildad.yy),grid,xlabel('Tempo em
s'),ylabel('Intensidade'),title('Sinal Compactado')

set(handles.pushbutton4,'Visible', 'on') %Habilita icone de plotagem de entrada

```

```

set(handles.pushbutton5,'Visible','on') %Habilita icone de plotagem de saida
set(handles.pushbutton6,'Visible','on') %Habilita icone de salvar saida

% -----%
% Detetar pico R          %
%-----%
function varargout = pushbutton9_Callback(h, eventdata, handles, varargin)
hfe=figure(seltempo); %Ativa tela de de selecao de tempo
uiwait(hfe)
close(hfe)
load fildad
id=find(fildad.temp>=fildad.tinic & fildad.temp<=fildad.tfim); %Seleciona janela de
tempo
ty=fildad.temp(id);
yy=fildad.xx(id,fildad.col);
[posr]=detpicor(yy,fildad.fa); %chama a funcao detpicor para detectar a posicao
dos Picos R
ha1=handles.axes1;
axes(ha1); %Ativa painel inferior
cla
plot(ty,yy,'g',ty(posr),yy(posr),'*r'),grid,xlabel('Tempo em
s'),ylabel('Intensidade'),title('Posicao da Onda R')
fildad.posr=posr;
fildad.yy=yy;
fildad.tempy=ty;
save fildad fildad

```

Programa para a Localização do Pico R

```

function [pos_r]=detpicor(x1,fs)
% function [tn, pos_r]=detpicor(x1,fs)
% Esta funcao tem como entrada um sinal ECG (x1) que foi amostrado a uma taxa
de fs Hz e
% calcula a localizacao do pico R do complexo QRS (pos_r)
wh=2*0.2/fs; % Frequencia de corte
[bh,ah]=butter(4,wh,'high');
x1=filtfilt(bh,ah,x1); % Filtro passa-altas com freq. de corte em 0.2 Hz

% ----- Adicao de um sinal constante no inicio e final do sinal original -----
dly=floor(0.2*fs); %Janela de tempo de 200 ms
inic=[];
fim=[];
inic(1:2*dly)=x1(1);
inic=inic';

```

```

fim(1:2*dly)=x1(end);
fim=fim';
x=[inic; x1; fim]; %Adiciona um trecho constante de 400 ms no inicio e no final do
sinal original
cp=length(x); %comprimento do sinal modificado em pontos
tn=(0:cp-1)/fs); %Vetor de tempo em segundo

%----- Filtro passa-faixa de 0.5 a 40 Hz -----

w1=2*0.5/fs; %Primeira frequencia de corte
w2=2*40/fs; %Segunda frequencia de corte
[b,a]=butter(4,[w1 w2]);
xf=filtfilt(b,a,x);

% ----- Filtro Passa Faixa de 5 a 20 Hz -----
w1=2*5/fs; %Primeira frequencia de corte
w2=2*20/fs; %Segunda frequencia de corte
[b,a]=butter(4,[w1 w2]);
xf1=filter(b,a,x);

%---- Diferenciador e modulo ao quadrado-----
b=[2 1 0 -1 -2];
a=1/2;
xf2=filter(b,a,xf1);
xf3=xf2.^2;

% ----- Media Movel de 0.2 seg -----
timew=.2; % avanco da janela de 0.2 s
Nw=fix (timew*fs);
if rem (Nw,2)
    Nw=Nw+1;
end
b=(1/Nw)*ones(1,Nw);
a=1;
xf4=filter(b,a,xf3);

% -----Linear-----
linear=mean(xf4);
id=find(xf4>linear); %seleciona os valores acima do linear

% ----- Adianta a janelas de 100 ms -----
xf5=zeros(cp,1);
xf5(id-floor(dly/2))=1;

%----- Determina o inicio da janela
xf6=[0; xf5(2:end)-xf5(1:end-1)];

```

```

idi=find(xf6>.5); %Posicao do inicio da janela
xf7=zeros(cp,1);
xf7(idi)=1; % Vetor que indica o inicio da janela

%Procura o pico na janela de 200 ms
pico=[];
for i=idi'
    %dly1=fix(1.5*dly); %Define janela de tempo de 300 ms
    soma1=sum(xf5(i:(i+dly-1))); % Determina se comprimento da janela eh menor
ou igual a 200ms
    soma2=sum(xf5(i:(i+2*dly-1))); % Determina se comprimento da janela eh maior
ou igual a 400ms

    [m1, p1]=max(x(i:i+fix(0.2*fs))); % Calcula o valor maximo do sinal x na janela
de 0.2s
    m2=min(xf(i:i+dly)); % Calcula o valor minimo sinal xf na janela de 0.2s
    m3=max(xf(i:i+dly)); % Calcula o valor maximo do sinal xf na janela de 0.2s
    if abs(m2)<abs(m3) & soma1==dly & soma2<2*dly% Elimina os picos
negativos, picos pequeno e picos grandes
        pico=[pico; (i-1+p1)];
    end
end

% Elimina o tempo trecho inicial e final
pico=pico-2*dly %Elimina trecho inicial
tn(1:2*dly)=[]; %Elimina trecho inicial
tn(end-2*dly+1:end)=[]; %Elimina trecho inicial
tn=tn-tn(1);

figure
plot(tn,x1,tn(pico),x1(pico),'r*'),grid,xlabel('Tempo em s'),ylabel('Intensidade ')
title('Posicao do Pico da onda R'), axis tight

%Calcula o intervalo RR
rr=[];
for i=2:length(pico)
    r=tn(pico(i))-tn(pico(i-1));
    rr=[rr;r*1000];
end
trr=cumsum(rr)/1000; %Tempo em s
trr=(trr-trr(1));
figure
plot(trr,rr), grid, title('RR'), xlabel('Tempo em s'), ylabel('RR em ms'),axis tight
save rr.txt rr -ascii
pos_r=pico;

```

ANEXO C

Manual de operação do programa

Este programa foi implementado especialmente para a validação dos sinais coletados pelo Bioamplificador desenvolvido para este trabalho. A seguir serão apresentadas as janelas que o usuário encontrará quando do manuseio deste programa.

Inicialmente, logo após o usuário ativar o programa `filtrodig.m` no ambiente MatLab aparece a seguinte tela (Figura 59).

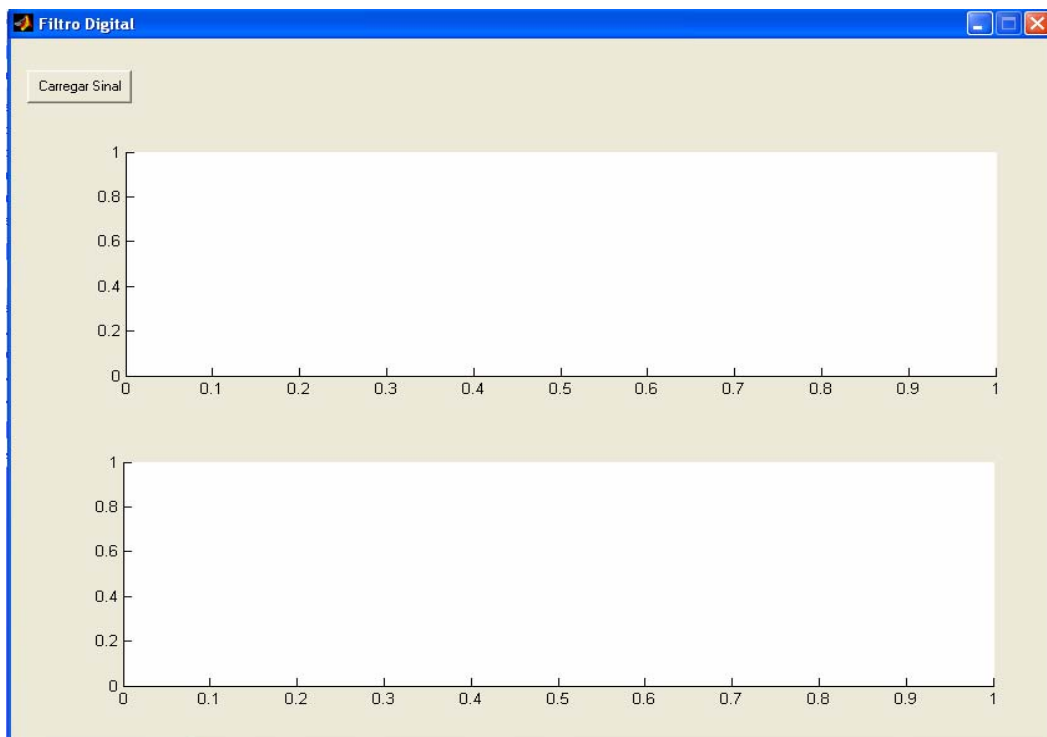


Figura 59: Tela inicial

Ao pressionar o ícone carregar sinal, a tela mostrada na Figura 60 será ativada para o usuário escolher o sinal de ECG a ser processado.

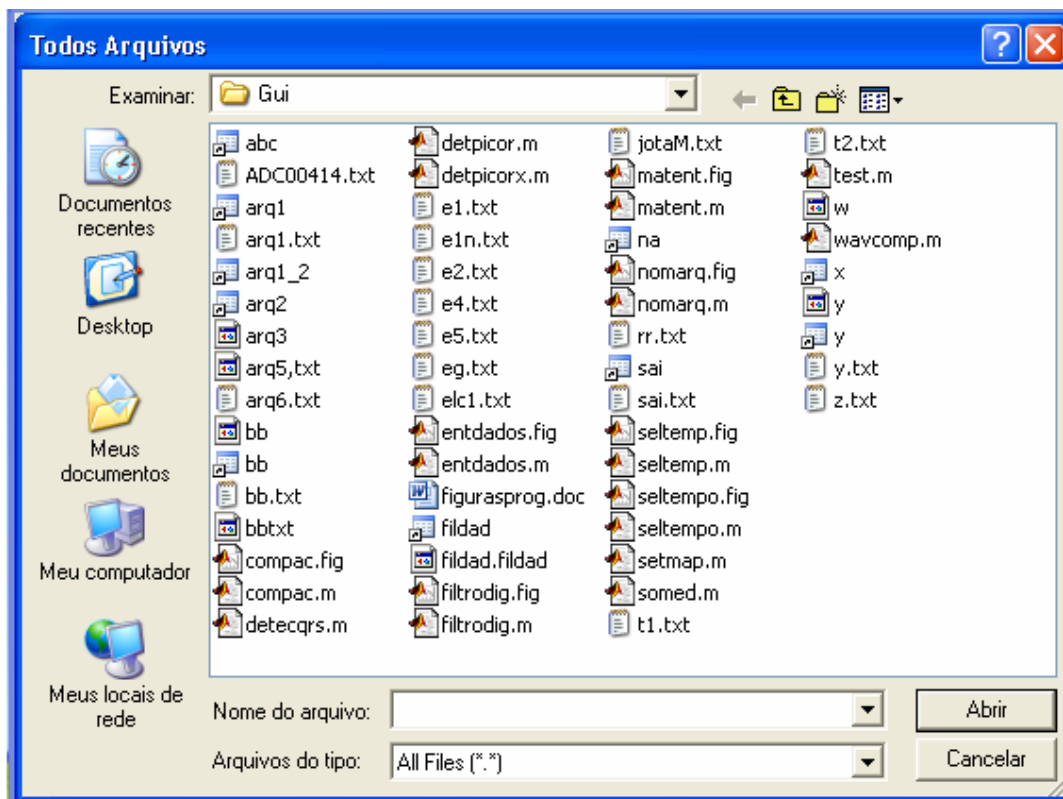


Figura 60: Seleção do programa

Para concluir a carga do sinal selecionado, o usuário deverá escolher uma das opções mostrada na Figura 61 e taxa de amostragem se for o caso.

- A primeira coluna é de tempo em mS;
- A primeira coluna é de tempo em S
- A primeira coluna não é de tempo.

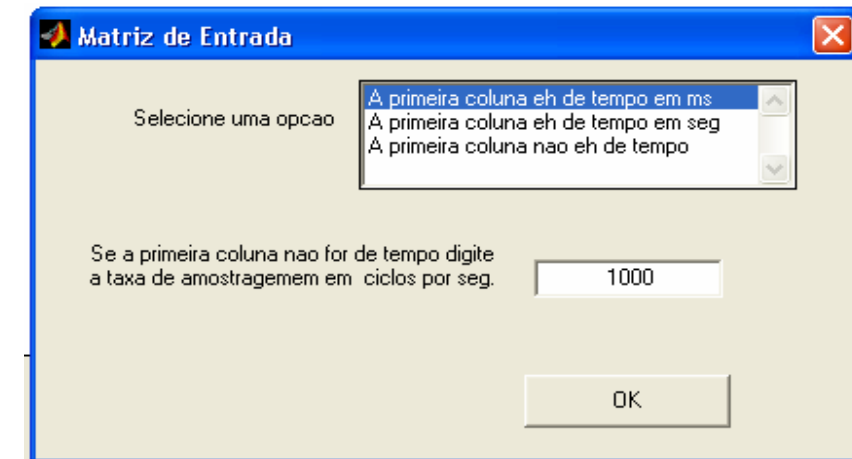


Figura 61: Seleção da matriz de entrada

Após pressionar o ícone OK o sinal selecionado será apresentado no primeiro painel (Figura 62) e as diversas opções de processamento serão ativadas.

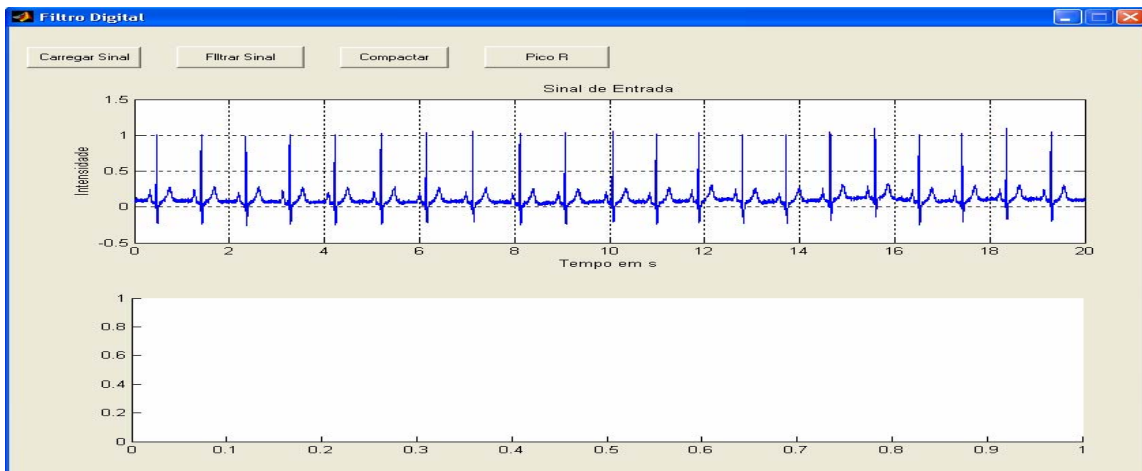


Figura 62: Botão de opção para filtrar sinal

Uma vez que foi feita a opção de filtrar o sinal, uma outra tela (Figura 63) aparece para ser carregada com os parâmetros adequados para a filtragem desejada.

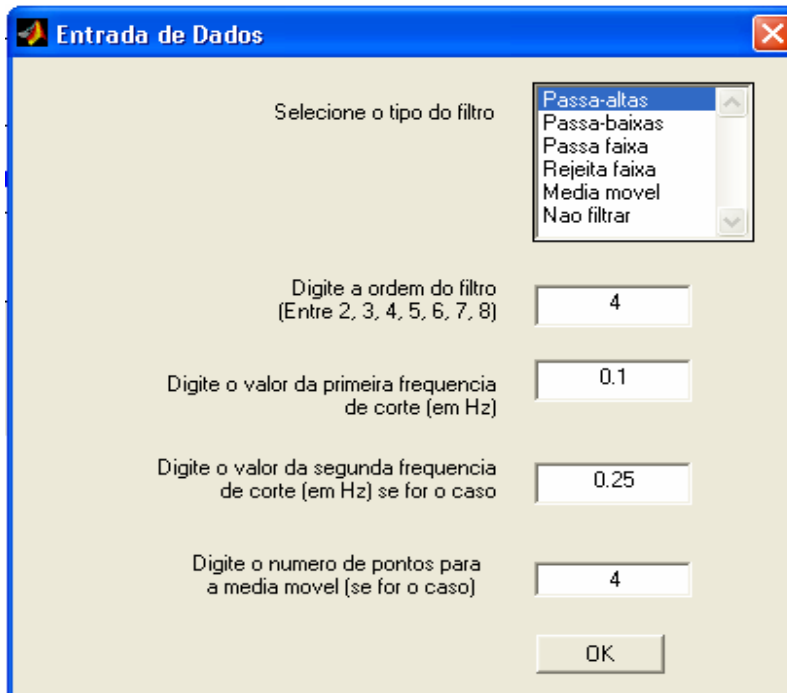


Figura 63: Escolha dos parâmetros do filtro

Depois de confirmado, na seqüência uma nova tela surge para carregar o tempo inicial e final da amostragem, Figura 64.

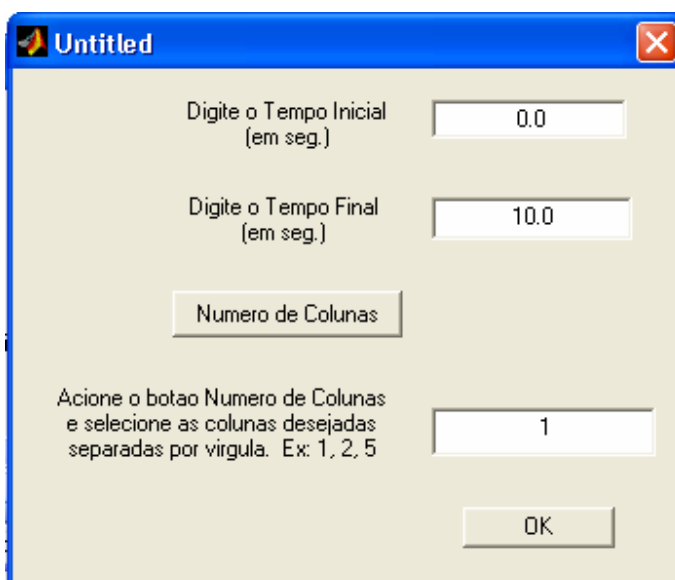


Figura 64: Escolha do intervalo da filtragem

Aparece uma janela com o resultado, Figura 65: O sinal original e o filtrado

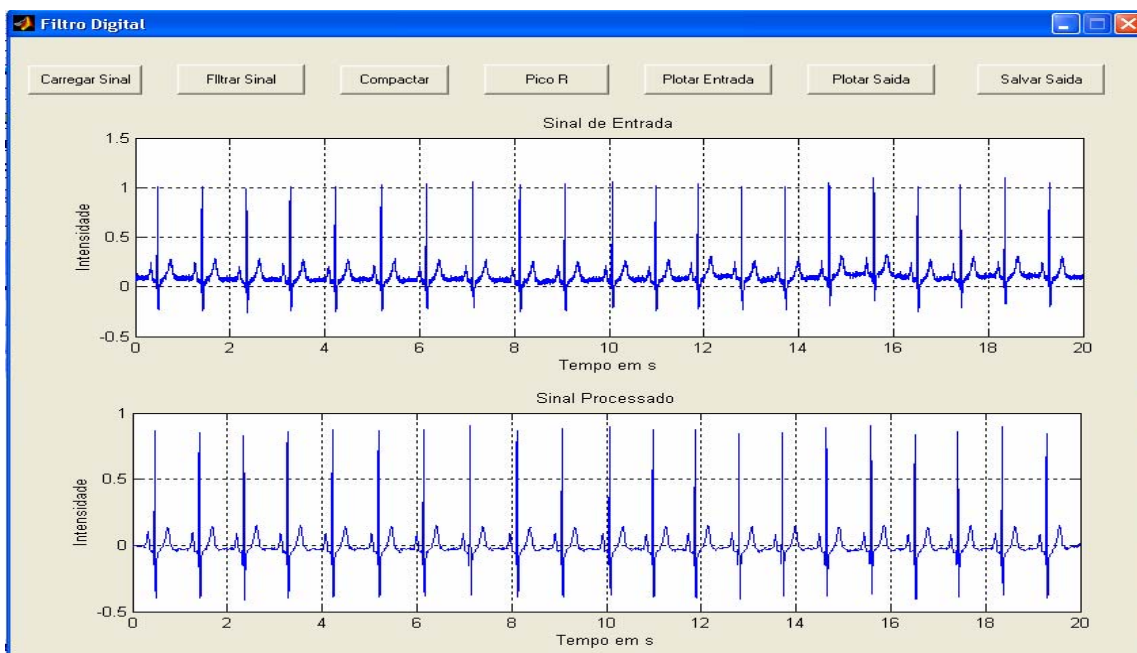
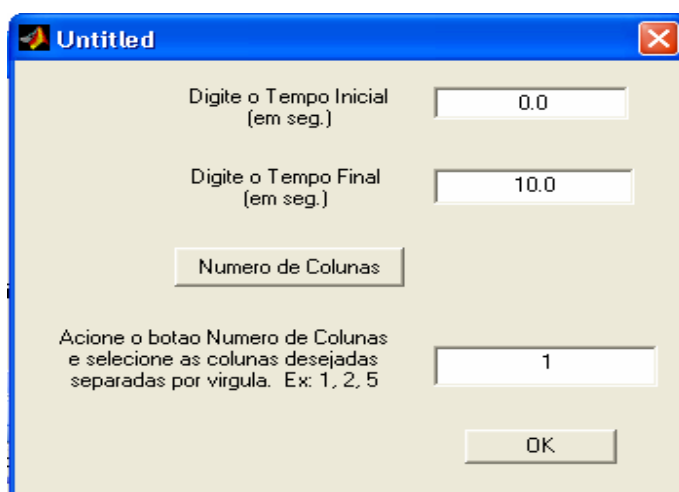


Figura 65: Janela com o resultado da filtragem

Para calcular o intervalo RR o usuário deverá pressionar o ícone Pico R mostrado na Figura 65. A janela da Figura 66 será apresentada.



Untitled

Digite o Tempo Inicial (em seg.)

Digite o Tempo Final (em seg.)

Acione o botao Numero de Colunas e seleccione as colunas desejadas separadas por virgula. Ex: 1, 2, 5

Figura 66: Escolha do intervalo da filtragem para a detecção automática do pico R

Em seguida, o usuário deverá selecionar o tempo inicial e final para o processamento e pressionar o ícone OK. O sinal processado será apresentado no painel dois e a posição de pico R é indicado por um asterisco conforme mostrado na Figura 67.

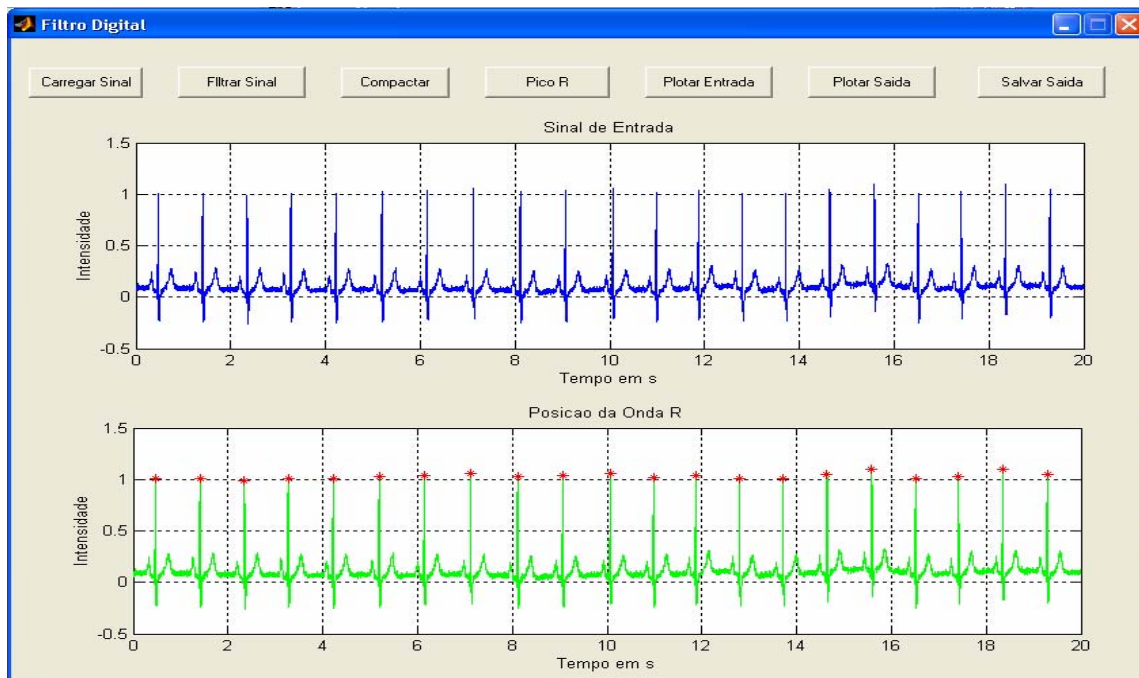


Figura 67: Janela com o resultado da filtragem, identificando os picos RR

Finalmente o programa apresenta os intervalos RR em função do tempo mostrado na figura 68.

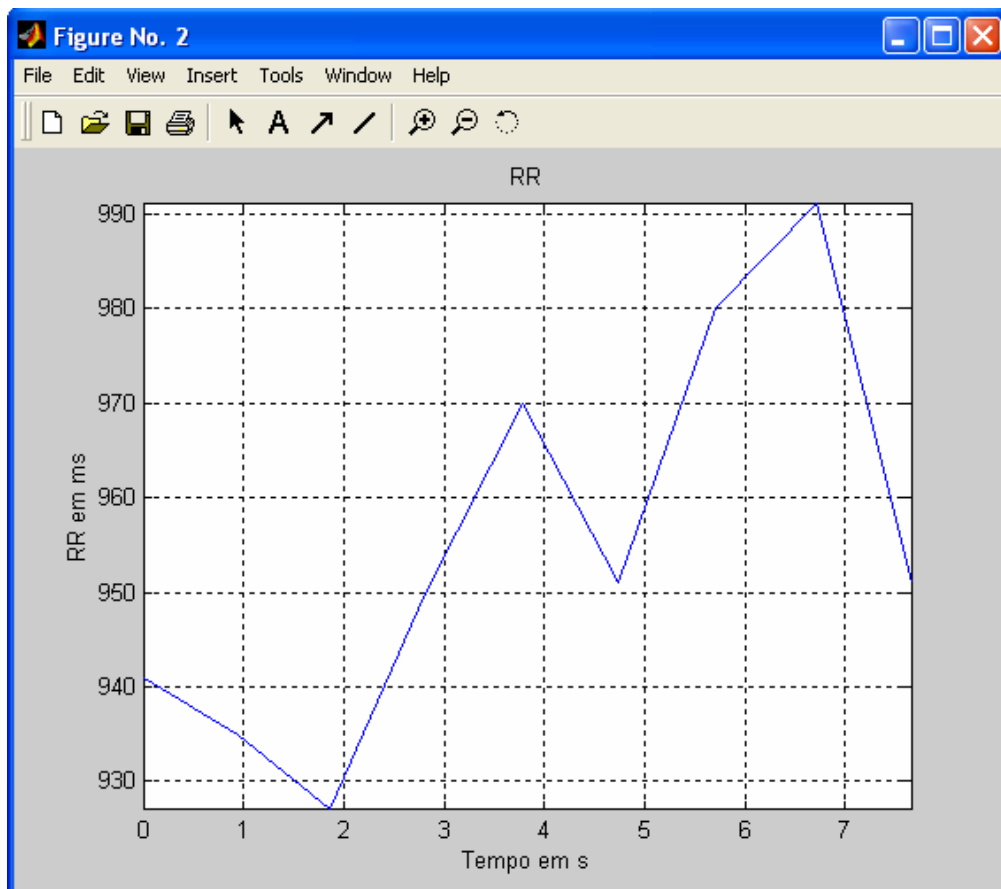


Figura 68: Janela com os intervalos RR em função do tempo