

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

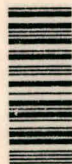
**ELETROCARDIOGRAMA EM ALTA RESOLUÇÃO:
PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE SINAL**

**'Dissertação submetida como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica'**



RENATO MASSAYUKI OKAMOTO

FLORIANÓPOLIS, SC, FEVEREIRO DE 1999



0 . 297 . 182 - 1

UFSC-BU

**ELETROCARDIOGRAMA EM ALTA RESOLUÇÃO:
PROCESSAMENTO E ANÁLISE DE SINAL**

RENATO MASSAYUKI OKAMOTO

'Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de

Mestre em Engenharia Elétrica

**Área de concentração em
Engenharia Biomédica,**

e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação'



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph. D.

Orientador



Prof. Ildemar Cassana Decker, D. Sc.

Coordenador do Curso

Banca Examinadora:



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph. D.


Presidente



Prof. Mário Sérgio S. A. Coutinho, Ph. D.



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, Dr.



Prof. Raimes Moraes, Ph. D.

A MINHA AMADA ESPOSA VÂNIA
AOS MEUS PAIS MASAYUKI E TERUMI
A MINHA FAMÍLIA QUERIDA

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. Jefferson Luiz Brum Marques por compartilhar seu conhecimento comigo e pela sua dedicada orientação, imprescindível para a realização deste trabalho.

Agradeço ao Professor Dr. Fernando Mendes de Azevedo pelos ensinamentos e pelo valioso apoio.

À amiga Vânia Mattozo pela amizade, apoio e pelo seu conhecimento dos recantos desta ilha.

Ao John Oersted Wisbeck, sem o qual este trabalho não teria sido tão proveitoso e ao Instituto de Cardiologia pelo apoio.

Aos caros colegas de trabalho, Andréa, Bárbara, Fábio, Guedes, Júlio, Lúcio, Marlise, Miguel, Nivaldo e Rodrigo, e os demais amigos do GPEB pelo companheirismo, entusiasmo e colaboração, que tornaram o ambiente de trabalho mais ameno.

À Professora Cláudia Mírian de Godoy Marques pelo carinho e atenção.

Ao GPEB/UFSC e ao CEFID/UEDESC pela infra-estrutura e apoio e à secretaria da PGEEL, em especial ao Wilson e ao Marcos, pelo apoio.

Ao IME pela oportunidade, ao Comando da 14^a Brigada de Infantaria Motorizada e ao HGuFns pelo apoio.

Aos amigos que fiz durante minha estada em Florianópolis, sem os quais não teria chegado até aqui.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

RESUMO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um *software* para análise do eletrocardiograma (ECG) em alta resolução. O programa realiza o processamento digital de três canais bipolares de ECG registrados a partir do sistema ortogonal XYZ durante o repouso e durante o teste de esforço. O *software* foi desenvolvido em linguagem Pascal utilizando como ferramenta de desenvolvimento o compilador Delphi 3.0 (Borland International Inc.). Os algoritmos implementados para a análise do ECG no domínio do tempo e da frequência incluem a filtragem digital e a análise espectral. Devido ao fato do sinal de ECG ser altamente susceptível ao ruído, *e.g.*, ruído eletromiográfico, 60 Hz e harmônicas da rede elétrica, foram implementadas técnicas de filtragem digital convencional e adaptativa para a melhoria da relação sinal/ruído para a análise do ECG de alta resolução. No domínio do tempo, o sistema desenvolvido realiza a detecção, de forma automatizada, das várias formas de onda, segmentos e intervalos que constituem um ciclo característico do ECG; enquanto que no domínio da frequência realiza a análise espectral de todo ou de partes específicas do sinal de ECG através da FFT ou de uma abordagem paramétrica, modelamento autoregressivo. Os resultados iniciais obtidos neste trabalho ilustram o potencial para o processamento digital e a análise automatizada do ECG de alta resolução como ferramenta capaz de fornecer informações novas e/ou mais detalhadas sobre a eletrofisiologia do coração, particularmente em situações onde os níveis de ruído são excessivos, como por exemplo, durante o teste de esforço ou quando a análise do ECG a cada batimento for indicada.

PALAVRAS CHAVE: eletrocardiograma de alta resolução, teste de esforço, processamento digital de sinais, análise espectral, análise a cada batimento

ABSTRACT

In this work, a software was developed for the high resolution electrocardiogram (ECG) analysis. The program performs the digital processing of three orthogonal bipolar ECG leads recorded at rest and during the exercise test. The software was developed in Pascal using the Delphi compiler, version 3.0 (Borland International Inc.). The implemented algorithms for ECG analysis in the time and frequency domains include digital filtering and spectral analysis. Due to the ECG signal is highly susceptible to noise, *e.g.*, electromyogram, 60 HZ and its harmonics, conventional and adaptive digital filtering were implemented to improve the signal to noise ratio for the high resolution ECG analysis. In the time domain the developed system performs automated detection of the several waveforms, segments and intervals of a characteristic ECG complex; while in the frequency domain the program carries out spectral analysis using FFT or autoregressive modern spectral estimation. The preliminaries results show the potential of the developed system as a tool for digital signal processing and automated analysis of the high resolution ECG, allowing to disclose new and/or more detailed information about heart's electrophysiology, particularly in situations where the noise level is excessive, for example, during the exercise ECG test or when beat-to-beat analysis of the ECG is indicated.

KEY WORDS: high resolution electrocardiogram, exercise ECG test, digital signal processing, spectral analysis, beat-to-beat analysis

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	iv
RESUMO	v
ABSTRACT	vi
SUMÁRIO	vii
LISTA DE ABREVIATURAS	ix
LISTA DE FIGURAS	x
LISTA DE TABELAS	xiv
CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 - JUSTIFICATIVAS	2
1.2 - OBJETIVOS	3
1.3 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	4
CAPÍTULO 2 - O ELETROCARDIOGRAMA	5
2.1 - A ATIVAÇÃO ELÉTRICA DO CORAÇÃO	5
2.2 - O ELETROCARDIOGRAMA	10
2.3 - ECG DE ALTA RESOLUÇÃO.....	14
2.3.1 - FONTES DE RUÍDOS	16
2.4 - POTENCIAIS TARDIOS	18
2.4.1 - METODOLOGIAS	20
2.5 - O ECG DE ESFORÇO	23
2.5.1 - O TESTE DE ESFORÇO OU TESTE ERGOMÉTRICO.....	27
CAPÍTULO 3 - PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS	33
3.1 - FILTROS DIGITAIS	34
3.1.1 - UM FILTRO IIR.....	37
3.2 - FILTROS ADAPTATIVOS	43
3.2.1 - ESTRUTURAS E MÉTODOS	43
3.2.2 - O ALGORITMO ADAPTATIVO LMS	47
3.2.3 - UMA APLICAÇÃO DO CANCELAMENTO ADAPTATIVO DE RUÍDO.....	48
3.2.4 - CANCELAMENTO ADAPTATIVO DO RUÍDO DE 60 HZ.....	50

3.3 - ANÁLISE ESPECTRAL.....	56
3.3.1 - AS TRANSFORMADAS DE FOURIER.....	56
3.3.2 - MÉTODOS MODERNOS DE ESTIMAÇÃO ESPECTRAL.....	58
CAPÍTULO 4 - O SISTEMA.....	62
4.1 - O AMBIENTE DE DESENVOLVIMENTO.....	62
4.2 - O PROGRAMA PARA PROCESSAMENTO E ANÁLISE DO ECG.....	64
4.2.1 - OS MENUS ARQUIVO E EDITAR.....	67
4.2.2 - A JANELA FILTRAGEM IIR.....	70
4.2.3 - A JANELA FILTRAGEM ADAPTATIVA.....	72
4.2.4 - A JANELA PROMEDIAÇÃO TIPO MÉDIA MÓVEL.....	73
4.2.5 - A JANELA ANÁLISE DE INTERVALOS.....	75
4.2.6 - A JANELA ANÁLISE DO ESPECTRO DE FREQUÊNCIAS.....	84
CAPÍTULO 5 - RESULTADOS.....	88
5.1 - O <i>HARDWARE</i>	88
5.2 - O <i>SOFTWARE</i>	91
5.3 - ECGs REGISTRADOS DE PACIENTES PÓS INFARTADOS.....	95
5.4 - ECGs REGISTRADOS DURANTE O TESTE DE ESFORÇO.....	104
CAPÍTULO 6 - DISCUSSÃO.....	111
CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO.....	116
7.1 - PROPOSTAS PARA FUTUROS TRABALHOS.....	117
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	119

LISTA DE ABREVIATURAS

A/D	Analógico para Digital
ALE	Adaptive Line Enhancer
ANC	Adaptive Noise Canceling (Cancelamento Adaptativo de Ruído)
AR	Autoregressive (Autoregressivo)
ARMA	Autoregressive Moving-Average
AV	Atrioventricular
DAC	Doença Arterial Coronariana
DFT	Discrete Fourier Transform
ECG	Eletrocardiograma
ECGAR	Eletrocardiograma de Alta Resolução
EMG	Eletromiograma
FC	Frequência Cardíaca
FFT	Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)
FIR	Finite Impulse Response (Resposta Finita ao Impulso)
IIR	Infinite Impulse Response (Resposta Infinita ao Impulso)
LMS	Least Mean Square (Mínimo Médio Quadrático)
METS	Metabólicos Equivalentes
MSE	Mean Square Error (Erro Médio Quadrático)
PTV	Potenciais Tardios Ventriculares
SA	Sinoatrial
VM	Vetor Magnitude

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - A distribuição do sistema de condução no coração.....	6
Figura 2.2 - Representação da propagação da atividade elétrica nas várias regiões do coração.	7
Figura 2.3 - Linhas isócronas da ativação ventricular do coração.	9
Figura 2.4 - As ondas, intervalos e segmentos do ECG.....	10
Figura 2.5 - Posicionamento dos eletrodos para a captação do ECG.....	11
Figura 2.6 - O ECG normal com o coração em posição horizontal.	12
Figura 2.7 - Sistema ortogonal XYZ. Z posicionado posteriormente a Z ⁺	21
Figura 3.1 - Estrutura básica do filtro adaptativo.....	44
Figura 3.2 - Configurações para o filtro adaptativo. (a) <i>Adaptive Noise Canceling</i> ; (b) <i>Adaptive Line Enhancer</i> ; (c) modelamento de sistema; (d) cancelamento de interferência periódica sem uma fonte de referência externa.....	46
Figura 3.3 - Vetores elétricos cardíacos da mãe e do feto (esquerda) e posicionamento dos eletrodos (direita).	49
Figura 3.4 - (a) Sinal de referência tomado nos eletrodos sobre o tórax materno, (b) sinal de entrada registrados nos eletrodos sobre o abdômem e (c) sinal de saída.	50
Figura 3.5 - Modelo da onda senoidal para o cancelamento adaptativo do ruído de 60 Hz. ...	51
Figura 3.6 - A forma de onda do ruído inclui um <i>offset</i> dc que está incluído no modelo do sinal estimado.....	54
Figura 4.1 - Janela Principal mostrando 30 seg. de registro de ECG.....	65
Figura 4.2 - Os menus que vão dar acesso aos vários módulos do programa.....	66
Figura 4.3 - Janela de apresentação do sistema.....	67

Figura 4.4 - Janela Configurações do Sistema.	68
Figura 4.5 - Janela Filtragem IIR; no detalhe o sinal original e o filtrado.	71
Figura 4.6 - Janela Filtragem Adaptativa. A esquerda aparecem os parâmetros utilizados pelo filtro.	72
Figura 4.7 - Janela Promediação Tipo Média Móvel; a esquerda o número de termos utilizados e no detalhe o sinal original e o resultado da promediação.	74
Figura 4.8 - Estrutura do filtro de média móvel.	74
Figura 4.9 - Janela Análise de Intervalos: o gráfico apresenta as ondas características do ECG; abaixo um quadro com estatísticas do sinal (média \pm desvio padrão).	75
Figura 4.10 - Diagrama em blocos do procedimento para a determinação das ondas do ECG.	77
Figura 4.11 - Janela Variabilidade da Frequência Cardíaca: oscilação do intervalo RR (gráfico superior) e análise espectral da variabilidade do RR (gráfico inferior).	78
Figura 4.12 - Janela Análise Temporal do Vetor Magnitude mostrando o vetor magnitude do sinal (gráfico superior) e um batimento selecionado pelo usuário (gráfico inferior).	79
Figura 4.13 - Diagrama em blocos para determinação do QRS e seus parâmetros.	81
Figura 4.14 - Janela Promediação - Abordagem Tradicional: no gráfico o vetor magnitude com as barras verticais contínuas indicando o início e o fim do complexo QRS; à esquerda aparecem a frequência de corte do filtro passa altas utilizado e os parâmetros analisados.	83
Figura 4.15 - Janela Análise do Espectro de Frequências: FFT calculada para todo um sinal de 30 seg, sem janelamento.	85
Figura 4.16 - Janela Análise do Espectro de Frequência: estimação AR calculada para o intervalo indicado pelas barras verticais no gráfico superior e pelo grupo Intervalo Analisado.	86

Figura 5.1 - Sistema de aquisição de ECG.....	88
Figura 5.2 - Diagrama em blocos do amplificador de ECG utilizado.....	89
Figura 5.3 - Estimaco do espectro por modelamento AR (gráfico inferior) da variabilidade da frequência cardíaca da derivao X de um ECG adquirido por um período de 5 minutos e amostrado a 200 Hz (gráfico superior).	92
Figura 5.4 - Deteco dos picos das ondas R: primeiro so detectadas no vetor magnitude e em seguida nas derivaes X, Y e Z.	93
Figura 5.5 - Paciente do sexo masculino, 41 anos, 3 dias aps o infarto.	96
Figura 5.6 - Paciente do sexo masculino, 51 anos, 12 horas aps o infarto.....	97
Figura 5.7 - 30 segundos de sinal mostrando o artefato devido a um acesso de tosse.....	97
Figura 5.8 - Paciente do sexo feminino, 45 anos, 5 dias aps o infarto. Observar a depresso do segmento ST e a supresso da onda T no canal X.	98
Figura 5.9 - Paciente do sexo feminino, 47 anos, 2 dias aps o infarto.	99
Figura 5.10 - Análise de um sinal de 30 seg através da FFT: interferência da fonte de alimentao introduzindo ruído em 60, 180 e 300 Hz.	99
Figura 5.11 - Análise do sinal anteriormente apresentado através da FFT aps filtraem passa baixas e adaptativa para eliminao dos ruídos de alta frequência e do ruído em 60 Hz, respectivamente.....	100
Figura 5.12 - Análise do complexo QRS filtrado através da promediao do ECG de um paciente ps-infartado: os parâmetros analisados (a esquerda).	102
Figura 5.13 - Comparao entre o sinal promediado e o sinal filtrado passa altas em 40 Hz (passa altas): (a) Canal X; (b) Canal Y e (c) Canal Z.	103
Figura 5.14 - Aquisio do ECG durante o teste de esforo em indivíduo normal: (a) Em repouso; (b) 25 W; (c) 50 W; (d) 75 W; (e) 100 W; (f) 125 W. Sinais sem qualquer processamento digital.....	106

- Figura 5.15 – Análise do Canal Y: (a) no repouso e (b) durante o teste de esforço com uma carga de 100 W..... 107
- Figura 5.16 - O ECG adquirido durante teste de esforço a 75 W. Observar o ruído presente no sinal tornando a detecção automática das ondas incerta e a possibilidade de medições manuais. 109
- Figura 5.17 - Análise a cada batimento do vetor magnitude: o gráfico inferior apresenta um batimento selecionado pelo usuário. Notar o elevado nível de ruído presente no gráfico superior..... 110

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Velocidade de condução das células cardíacas.	9
Tabela 2.2 - $VM = (X^2 + Y^2 + Z^2)^{1/2}$; B = eletrodo sobre o tórax; QRSd = duração do complexo QRS incluindo o potencial tardio; RMS40 = tensão média quadrática nos 40 ms finais do QRSd; LAS40 = tempo em que os últimos 40 ms do QRS fica abaixo de 40 μ V.....	22
Tabela 2.3 - Indicações para o teste de esforço.....	28
Tabela 2.4 - Contra-indicações para o teste de esforço.....	29
Tabela 2.5 - Protocolos para o teste de esforço.....	32
Tabela 5.1 - Comparação entre pacientes infartados e indivíduos normais (média \pm desvio padrão de um período de 30 segundos de registro).....	100
Tabela 5.2 - Análise a cada batimento do vetor magnitude de pacientes infartados e indivíduos normais.....	101
Tabela 5.3 - Parâmetros do vetor magnitude do sinal promediado para pacientes infartados e indivíduos normais.....	101
Tabela 5.4 - Resultados da análise do ecg no teste de esforço de uma pessoa normal (média \pm desvio padrão).	108
Tabela 5.5 - Resultados da análise do vetor magnitude do sinal promediado no repouso e no teste de esforço.....	108

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Existem potenciais cardíacos de pequena amplitude (na ordem de μV) que não são detectados pelo eletrocardiograma (ECG) convencional. Esses sinais têm uma frequência entre 40 e 250 Hz, ocorrendo após a despolarização ventricular normal e que podem persistir no segmento ST do ECG são chamados de potenciais tardios ventriculares (PTV) [Vester e Strauer, 1994].

Os PTV são produzidos pelas características de propagação lenta e irregular em tecido do miocárdio cardíaco isquêmico. Estão também relacionados com a taquicardia ventricular espontânea ou induzida em pacientes com doenças das artérias coronárias [Caref *et al.*, 1990]. O problema em identificar estes sinais é separá-los do ruído e conseqüentemente melhorar a relação sinal/ruído do ECG registrado. O uso de promediação, técnica comumente utilizada para o registro de PTV, possui sérias limitações quanto a lidar com mudanças dinâmicas do sinal: os PTV podem variar de batimento para batimento e essa informação seria perdida durante a promediação [El-Sherif, Mehra e Restivo, 1993].

Outra técnica para registrar esses sinais é o eletrocardiograma de alta resolução (ECGAR). Uma definição para o ECGAR está centrada nas abordagens utilizadas para detectar e quantificar potenciais cardíacos que não são normalmente detectados pela eletrocardiografia convencional. Uma outra definição diz que o ECGAR é a detecção e

análise do sinal de ECG na presença de ruído [Berbari, 1988].

O registro e análise do ECG durante o teste de esforço é um procedimento auxiliar na avaliação de doenças cardiovasculares. O teste de esforço é um indicador de prognóstico muito útil para os eventos subsequentes em pacientes com doenças cardiovasculares documentadas, com ou sem infarto do miocárdio prévio [Aronow, 1989]. No entanto, o aparecimento de PTV durante isquemia transitória do miocárdio não foi bem investigado [Gettes e Sapin, 1993]. Enquanto alguns autores mostraram que a isquemia durante o exercício podem produzir PTV, outros não confirmaram tais achados [Chamiec *et al.*, 1995]. Os efeitos da isquemia induzida pelo exercício são dinâmicos e sua análise, batimento a batimento, é possível com o uso do ECGAR.

Foi uma forte referência para a realização deste trabalho a tese de doutorado do Prof. Jefferson Luiz Brum Marques sobre a análise do eletrocardiograma de alta resolução [Marques, 1994].

1.1 - JUSTIFICATIVAS

O eletrocardiograma é uma ferramenta cuja aplicação clínica é amplamente difundida. O valor do diagnóstico clínico do ECG pode ser aumentado através da análise computadorizada.

O ECG no repouso não pode ser tomado como critério absoluto de normalidade pois pacientes com graves doenças do coração podem apresentar ECG no repouso normais. Desta forma, o ECG durante o teste de esforço é mais um aprimoramento das técnicas de diagnóstico.

A análise do ECGAR permite também a análise de parâmetros de grande interesse clínico, como o intervalo QT e o segmento ST, além da detecção de PTV e de outras alterações do ECG no repouso e/ou no teste de esforço.

1.2 - OBJETIVOS

O principal objetivo deste trabalho é desenvolver uma ferramenta de *software* para o processamento e a análise do ECG em alta resolução, em particular para situações de elevado nível de ruído ou durante o teste de esforço.

Serão implementados algoritmos de processamento digital de sinais para o processamento do ECG. Ao mesmo tempo, irá se tentar criar um ambiente amigável ao usuário, e que possibilite a análise do ECG de forma automatizada e/ou manual.

1.3 - ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O trabalho está organizado da seguinte forma:

Este capítulo, Capítulo 1, é uma breve introdução do trabalho realizado, contendo seus objetivos e justificativas.

Os Capítulos 2 e 3 descrevem de forma sumária a teoria na qual se fundamenta este trabalho. O Capítulo 2 trata da atividade elétrica do coração, mais especificamente do sinal de eletrocardiograma, matéria prima para a realização deste trabalho. Já o Capítulo 3 trata do processamento digital de sinais onde aborda de forma simplificada as metodologias que serão utilizadas para o tratamento dos sinais e processamento de ECG.

O Capítulo 4 fornece uma idéia do contexto onde o *software* desenvolvido está inserido e uma descrição do programa implementado.

No Capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos com o sistema desenvolvido, inclusive com registros de ECG adquiridos durante o teste de esforço e de pacientes pós-infartados.

Por fim, o Capítulo 6 traz algumas discussões sobre o sistema desenvolvido e o Capítulo 7 finaliza o trabalho com as conclusões e propostas para futuros trabalhos.

CAPÍTULO 2

O ELETROCARDIOGRAMA

2.1 - A ATIVAÇÃO ELÉTRICA DO CORAÇÃO

A cada minuto, o coração de um ser humano adulto bombeia cerca de 5 litros de sangue, podendo chegar à taxa de 20 a 30 litros/minuto durante exercício intenso. Para a realização deste trabalho contínuo, o coração consome cerca de 5 a 10% do gasto energético total do corpo [Schauff, 1993].

As partes do coração funcionam, normalmente, numa seqüência ordenada: a contração dos átrios (sístole atrial) é seguida pela contração dos ventrículos (sístole ventricular) e, durante a diástole, há o relaxamento de todas as quatro câmaras. Cada batimento cardíaco é iniciado por potenciais de ação que se originam em um sistema de condução cardíaco especializado e que se propagam para todas as regiões do miocárdio. A localização das estruturas que compõem o sistema de condução é apresentada na Figura 2.1. Uma descrição destas estruturas é apresentada a seguir.

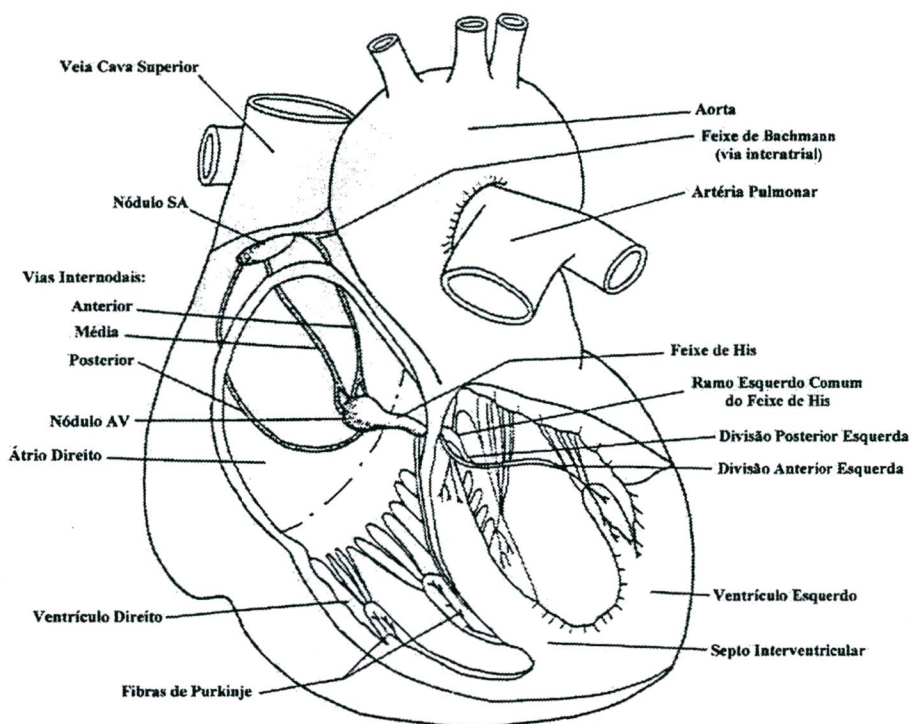


Figura 2.1 - A distribuição do sistema de condução no coração.

Constituem o sistema especializado de condução do coração [Ganong, 1989]:

- o nóculo sinoatrial (SA): localizado na união entre a veia cava superior e o átrio direito, é considerado o marcapasso cardíaco por gerar regularmente potenciais de ação espontâneos, cuja frequência de despolarização determina a frequência dos batimentos cardíacos;
- o nóculo atrioventricular (AV): localizado na parte posterior direita do septo interatrial;
- as fibras de condução internodais: têm como função a transmissão rápida dos potenciais de ação do nóculo SA ao nóculo AV;
- o feixe de His: origina-se no nóculo AV e divide-se em um ramo direito e dois ramos esquerdos, estendendo-se pelo septo interventricular para baixo até o ápice

dos ventrículos;

- o sistema de Purkinje: encontra-se distribuído no miocárdio ventricular, projetando-se para cima, em direção à base. Ramifica-se extensamente, formando uma densa rede de fibras sob o endocárdio.

Como foi visto, o coração é composto por vários tipos de tecidos, anatomicamente diferentes entre si e exibindo potenciais de ação característicos [Webster, 1978] (Figura 2.2).

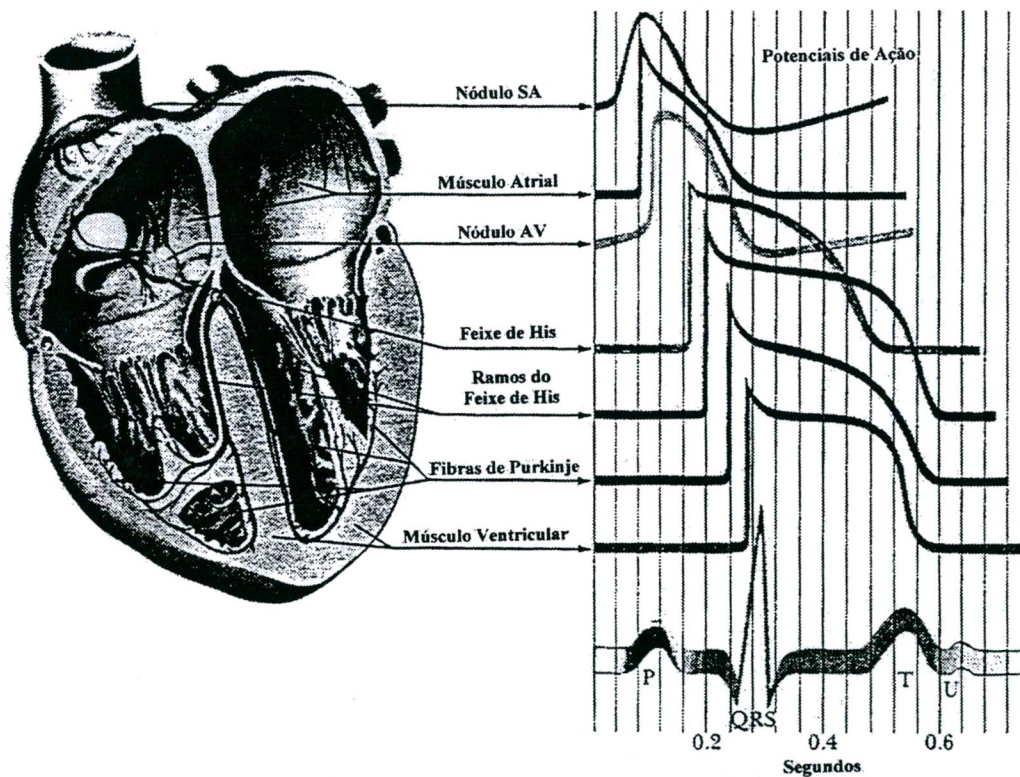


Figura 2.2 - Representação da propagação da atividade elétrica nas várias regiões do coração.

Cada batimento cardíaco é iniciado por potenciais de ação que se originam nas células marcapasso do coração. Normalmente, a frequência cardíaca é controlada pelo marcapasso

do nódulo SA, assim chamadas por apresentarem potenciais de ação espontâneos e regulares. A seqüência de ativação das diferentes partes do coração no batimento cardíaco é determinada pelas vias percorridas pelos impulsos ao se propagarem pelo coração. O evento inicial da sístole é a produção de um potencial de ação pelas células do nódulo SA. Esse potencial de ação se propaga pelas fibras miocárdicas dos átrios, fazendo com que ambos os átrios se contraíam.

Enquanto está se propagando pelo miocárdio atrial, a excitação elétrica penetra nos ramos internodais, atingindo o nódulo AV cerca de 40 ms após sua origem no nódulo SA. Até esse instante, os átrios ainda não completaram sua contração. A disseminação do potencial de ação desde o nódulo SA para o sistema de fibras de condução do ventrículo é retardada por fibras de condução lenta que circundam o nódulo AV, ocasionando um retardo AV de cerca de 110 ms. Durante esse retardo AV, as fibras atriais completam sua contração e passam ao período refratário de seus potenciais de ação.

Uma vez transmitida ao feixe de His, a atividade elétrica é conduzida ao longo de seus ramos até a rede de fibras de Purkinje que excita o miocárdio ventricular em cerca de 30 ms. Como as fibras de Purkinje se ramificam do ápice à base pela parte mais interna do miocárdio, a excitação dos ventrículos vai do ápice dos ventrículos até a sua base e, do endocárdio para o epicárdio. As fibras de Purkinje são as fibras de condução mais rápidas (Tabela 2.1) do coração e são capazes de ativar todas as partes dos ventrículos muito mais rapidamente do que se a ativação fosse disseminada apenas pelas fibras contráteis, proporcionando uma contração ventricular vigorosa e coordenada [Poole-Wilson, 1989].

TIPO	VELOCIDADE DE CONDUÇÃO (m/s)
Nódulo SA	0,05
Átrio	0,8 a 1,0
Nódulo AV	0,05
Feixe de His	1,0
Fibras de Purkinje	2,0 a 4,0
Ventrículo	0,4 a 0,8

Tabela 2.1 - Velocidade de condução das células cardíacas.

Para ilustrar como se dá a sístole ventricular a Figura 2.3 mostra o mapeamento do tempo de chegada da onda de ativação elétrica no tecido ventricular em termos de linhas isócronas. Convém notar a superfície de ativação quase fechada aos 30 ms [Webster, 1978].

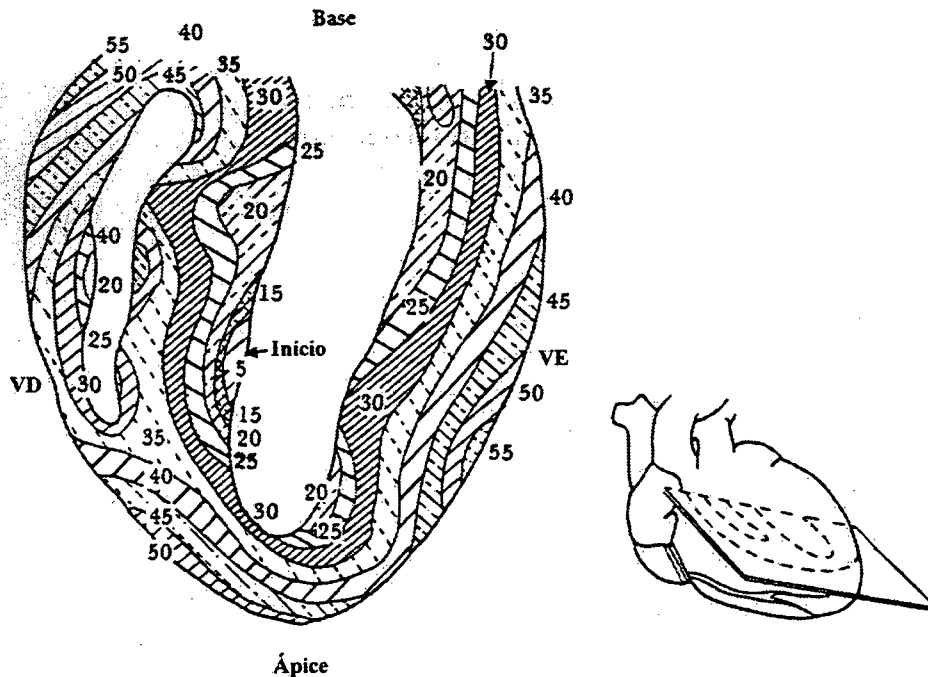


Figura 2.3 - Linhas isócronas da ativação ventricular do coração.

2.2 - O ELETROCARDIOGRAMA

O eletrocardiograma (ECG) é o registro, na superfície do corpo, da soma algébrica das variações de potencial produzidas pelas células cardíacas, fornecendo informações sobre a seqüência temporal dos eventos elétricos no coração. A atividade elétrica do coração vai produzir potenciais detectados na superfície do corpo com amplitudes variando de 0,5 mV até 4 mV [Olson, 1978]. Os nomes das várias ondas, intervalos e segmentos que ocorrem no ECG humano estão apresentados na Figura 2.4.

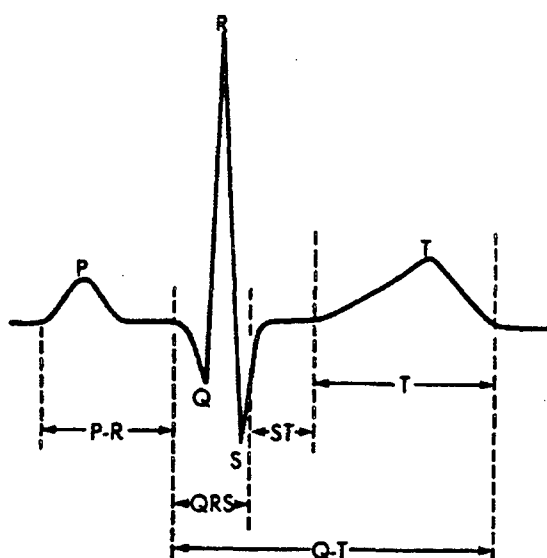


Figura 2.4 - As ondas, intervalos e segmentos do ECG.

A onda de despolarização que se espalha pelos átrios após a despolarização do nódulo SA produz a onda P. Quando todas as fibras atriais estão na fase de platô de seus potenciais de ação, o traçado do ECG retorna à sua linha de base. O próximo evento evidente no ECG é o complexo QRS, resultante da despolarização dos ventrículos. Enquanto os ventrículos estão despolarizando, os átrios estão se repolarizando, no entanto o sinal gerado pelos átrios é

mascarado pelo sinal de maior intensidade proveniente dos ventrículos. Quando todas as fibras dos ventrículos atingem a fase do platô, o traçado do ECG novamente retorna a sua linha de base. A seguir vem a repolarização ventricular que dá origem a onda T [Ganong, 1989].

O ECG pode ser medido entre um eletrodo ativo e um de referência (derivação unipolar) ou entre dois eletrodos ativos (derivação bipolar). As várias formas de posicionar os eletrodos são conhecidas como derivações (Figura 2.5). Na derivação padrão unipolar das extremidades os eletrodos são dispostos no braço direito (VR), no braço esquerdo (VL) e outro na perna esquerda (VF), obtendo-se aproximadamente um triângulo em cujo centro situa-se o coração, conhecido como triângulo de Einthoven. A derivação padrão bipolar das extremidades resulta em um ECG tomado no plano frontal do corpo onde a derivação I é o vetor tomado entre o braço direito e o braço esquerdo, a derivação II entre o braço direito e a perna esquerda e a derivação III entre o braço esquerdo e a perna esquerda [Ganong, 1989].

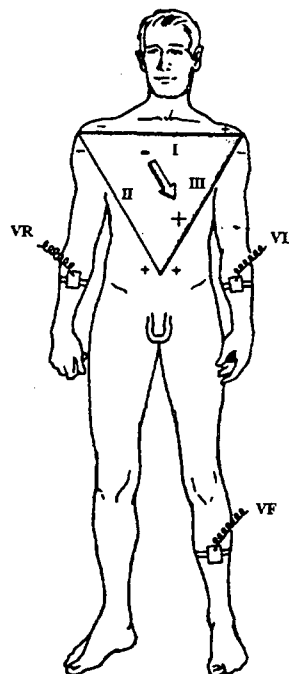


Figura 2.5 - Posicionamento dos eletrodos para a captação do ECG.

Nas derivações aumentadas, conhecidas por aVL, aVR e aVF, são registradas entre uma e as outras duas extremidades. Esse tipo de derivação é semelhante à derivação padrão das extremidades, diferindo-se pela remoção da conexão entre o terminal sendo medido e o terminal central. Já as derivações precordiais registram o ECG em um plano transversal do corpo e são designadas desde V1 até V6. A Figura 2.6 ilustra o ECG registrados nas várias derivações citadas [Goldman, 1982].

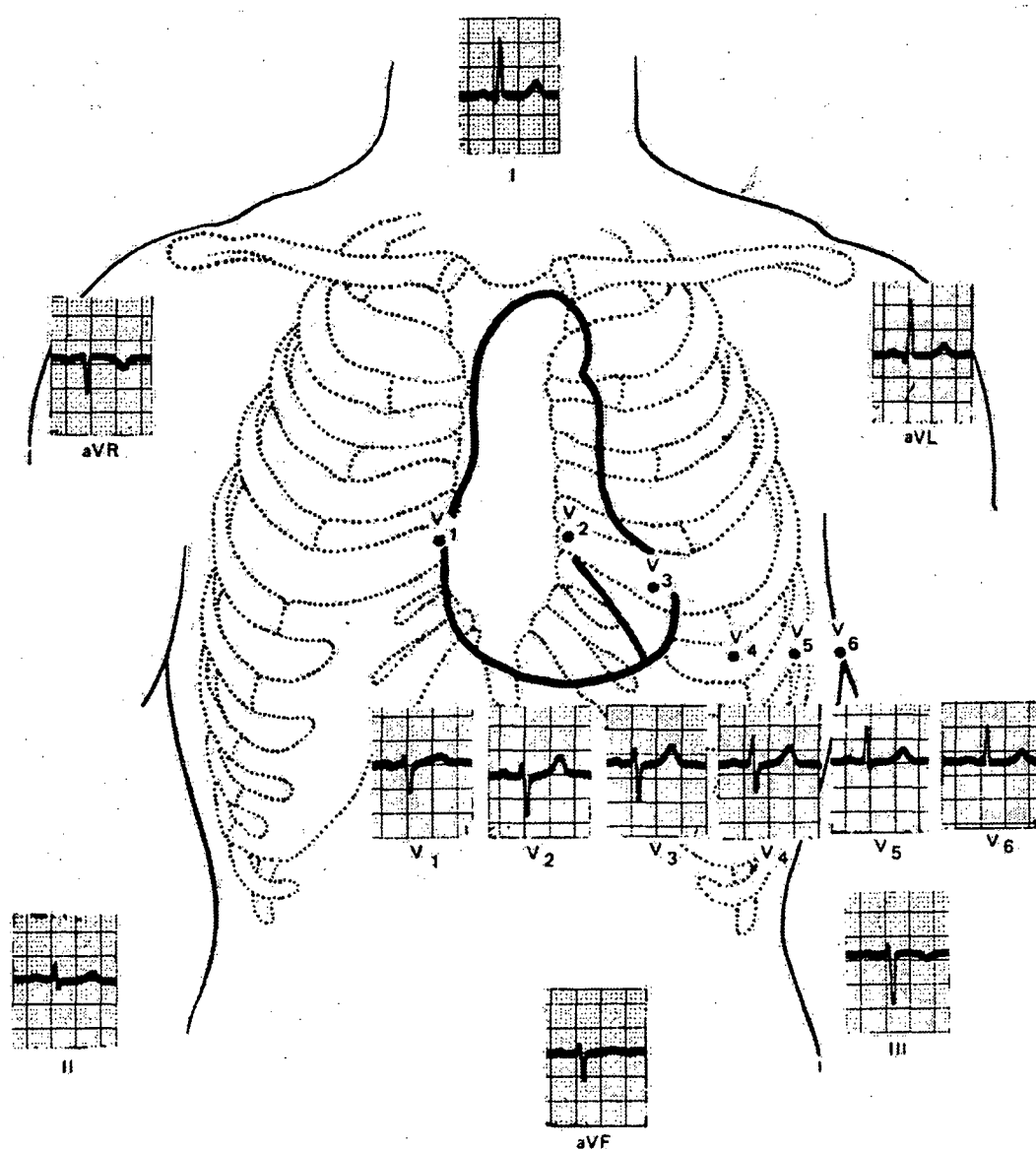


Figura 2.6 - O ECG normal com o coração em posição horizontal.

O intervalo RR é definido entre duas ondas R sucessivas. Se o ritmo ventricular é regular, 60 (segundos) dividido pelo intervalo entre os picos de duas ondas R sucessivas (em segundos) fornecerá a frequência cardíaca (batimentos por minuto). Se o ritmo ventricular for irregular, deve ser contado o número de ondas R em um intervalo de tempo e o resultado convertido em batimentos por minuto. Por exemplo, se são contadas 20 ondas R em um intervalo de 10 segundos, a frequência cardíaca é de 120 batimentos por minuto [Goldman, 1982].

O termo variabilidade da frequência cardíaca tem sido utilizado para descrever a oscilação da duração do intervalo RR e a variação da frequência cardíaca. A variabilidade da frequência cardíaca é um importante indicador como prognóstico de mortalidade após infarto agudo do miocárdio e para o diagnóstico de neuropatias causadas pelo Diabetes [Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996].

O intervalo QT corresponde ao intervalo medido do início do complexo QRS até o final da onda T, e representa a duração total da despolarização e repolarização ventricular [Sahay, 1996]. O intervalo QT mostrou-se importante fonte de pesquisas ,pois foi reconhecido que o seu prolongamento pode estar associado a taquicardia ventricular maligna e à morte súbita [Ishida *et al.*, 1995].

A dispersão QT reflete a dispersão da repolarização ventricular. Geralmente os intervalos QT são medidos no sistema de 12 derivações convencional (Figura 2.6). A dispersão QT é calculada subtraindo o maior intervalo QT do menor entre todos os registros

nas 12 derivações. Qualquer disparidade na repolarização de áreas adjacentes do miocárdio pode, potencialmente, suportar um substrato para taquicardias reentrantes. A medida da dispersão QT pode ser um indicador de tal substrato [Glancy *et al.*, 1995]. Uma dispersão QT elevada é prognóstico de arritmias.

A frequência cardíaca está intimamente relacionada com as variações na duração do intervalo QT. Para corrigir o efeito da influência da frequência cardíaca no intervalo QT e possibilitar a comparação de intervalos QT de ciclos cardíacos diferentes é utilizado um valor normalizado, o QTc [Molnar, Weiss and Rosenthal, 1995]. A fórmula para o cálculo do QTc mais utilizada foi descrita por Bazett em 1920 e é dada por:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (\text{seg.})$$

A mais séria consequência de um QTc prolongado é conhecido como *Torsade de Pointes*, uma taquicardia ventricular atípica [Sahay, 1996].

2.3 - ECG DE ALTA RESOLUÇÃO

Como já mencionado, a seqüência de ativação elétrica do coração produz a circulação de correntes dentro do volume condutor do tórax. Os potenciais medidos na superfície externa desse meio, isto é, medidos na superfície do corpo são conhecidos como eletrocardiogramas ou ECGs.

Uma única derivação do ECG fornece a diferença de potencial na superfície do corpo em relação ao tempo, onde as características mais significativas da forma de onda são as ondas P, Q, R, S e T, a duração de cada onda e a duração de certos intervalos como PR, ST e QT. A onda P é produzida pela despolarização atrial, o complexo QRS principalmente pela despolarização ventricular e a onda T pela repolarização ventricular. As manifestações da repolarização atrial são normalmente mascaradas pelo complexo QRS. Os intervalos PR e ST estão normalmente no potencial zero, com o intervalo PR sendo causado principalmente pelo atraso de condução no nódulo AV. O segmento ST está relacionado a duração média das regiões de platô de células ventriculares individuais. Uma pequena onda adicional, denominada de onda U, pode ser registrada após a onda T. Esta onda não é encontrada constantemente e acredita-se que ela represente a lenta repolarização de músculos ventriculares papilares [Ganong, 1989].

Uma definição para o eletrocardiograma de alta resolução (ECGAR) está relacionada às metodologias utilizadas para detectar e quantificar potenciais cardíacos que não são normalmente registrados pelo ECG convencional. Duas fontes de sinais de baixa intensidade estudadas pelo ECGAR são as do sistema His-Purkinje e as áreas do coração que geram os chamados potenciais tardios ventriculares (PTV) [Berbari e Lazzara, 1988].

O ECGAR requer melhor relação sinal/ruído uma vez que os sinais de interesse estão abaixo da resolução dos equipamentos de ECG convencionais, além de exigir que seus sistemas de amplificação e filtragem sejam de alta qualidade e baixíssimo ruído. A frequência para o filtro passa alta de 0,05 Hz é baseada na recomendação da *American Heart Association* por não causar distorção do ECG e proporcionar a eliminação de potenciais DC de *offset* e variações da linha de base originárias da interface pele/eletrodo. A frequência para o filtro

passa baixas em 300 Hz auxilia na redução do ruído total e serve como um filtro *antialiasing* requerido antes do estágio de conversão A/D [Berbari, 1988].

2.3.1 - FONTES DE RUÍDOS

Como o ECGAR objetiva o estudo de sinais com amplitudes muito baixas, a redução do nível de ruído, e conseqüente melhora na relação sinal/ruído, assume grande importância.

As quatro principais fontes de ruídos encontradas no registro de sinais eletrofisiológicos são: (1) a fonte de alimentação, (2) a interface pele/eletrodo, (3) amplificadores e (4) potenciais eletromiográficos (EMG).

A maior fonte de interferência no registro de sinais fisiológicos é o sistema de alimentação de energia elétrica, devido às linhas de energia estarem conectadas a outros equipamentos num típico ambiente hospitalar. Acoplamento elétrico ou magnético também causam interferência.

Uma configuração típica utiliza dois eletrodos ativos como entrada diferencial para um amplificador e um terceiro eletrodo comum. Esta técnica é usada quase universalmente devido aos amplificadores de instrumentação serem projetados para fornecer elevadas taxas de rejeição de modo comum (CMRR) e alta impedância de entrada. A blindagem dos cabos de entrada assim como trançando-os para reduzir a indução magnética podem diminuir a interferência. As interferências podem ocorrer na frequência de 60 Hz e nos harmônicos da frequência fundamental. O uso de filtros *notch* para os 60 Hz e seus harmônicos podem

reduzir esse ruído do sinal, mas informações nessas frequências também são perdidas. Uma forma de reduzir esse tipo de interferência é colocar o paciente e o equipamento numa gaiola de Faraday (uma gaiola condutora aterrada), o que pode comprometer a mobilidade do equipamento.

A principal função do eletrodo é converter a corrente iônica no tecido em corrente de elétrons no sistema de medição. Eletrodos de prata-cloreto de prata (Ag-AgCl) são os menos polarizáveis, resultando em uma baixa impedância e baixo potencial de *offset* na interface, além de exibir menos ruído elétrico que outros eletrodos. A estabilidade elétrica do eletrodo é melhorada pela estabilização mecânica da interface pele/eletrodo, colocando-se um eletrólito entre o eletrodo e a pele. Escarificar a pele e a sua limpeza com álcool pode reduzir significativamente a impedância da interface pele/eletrodo, resultando em registros com menos interferência.

O ruído associado com um amplificador de instrumentação é o resultado da combinação do ruído Schottky, do ruído térmico (Johnson) e do ruído de baixa frequência (*flicker*). O ruído Schottky é devido a natureza de partículas discretas das correntes de portadores nos semicondutores. O ruído de baixa frequência não foi bem esclarecido. Todas esses ruídos são proporcionais a raiz quadrada da banda passante considerada. Em muitas aplicações, devido as resistências da fonte serem baixas, o ruído de corrente não contribui sensivelmente ao ruído total se comparado ao ruído térmico proveniente das resistências da fonte. Muitos dispositivos semicondutores têm seus ruídos inerentes e os fabricantes continuamente introduzem dispositivos com menores tensões de entrada e especificações de ruído de corrente.

O EMG registrado através de eletrodos na superfície do corpo refletem a ativação assíncrona de unidades motoras esqueléticas que estão dispersas temporal e espacialmente, com um sinal de ECG superposto. Existe uma significativa sobreposição do espectro de frequências entre esses dois sinais: em torno de 95% do EMG está entre 25 e 250 Hz. Além disso, a atividade muscular esquelética exibe uma amplitude de 5 a 25 μV [Vester e Strauer, 1994]. Com isso torna-se mais difícil medir a atividade elétrica do coração independente da atividade do músculo esquelético. Existem variações significantes no tônus muscular de diferentes pacientes. Variações cíclicas no ruído de EMG são observadas devido a respiração [El-Sherif, Mehra e Restivo, 1993].

2.4 - POTENCIAIS TARDIOS

O processamento computacional do ECGAR provou ser de grande utilidade clínica, particularmente para identificar pacientes com susceptibilidade de taquicardia ventricular e morte súbita após infarto do miocárdio. Neste caso, o ECGAR detecta e quantifica potenciais que surgem no final do complexo QRS. Estes potenciais, freqüentemente, estendem-se para dentro do segmento ST e são, comumente, chamados de potenciais tardios ventriculares (PTV). Também são referidos como atividade ventricular tardia, ativação ventricular atrasada, atividade ventricular arritmogênica e outros nomes que sugerem uma despolarização do miocárdio ventricular mais tardia do que o esperado em relação ao ECG normal.

O grupo de pacientes mais estudados utilizando o ECGAR são aqueles que sofreram infarto agudo do miocárdio recente. A hipótese testada, pela maior parte dos estudos realizados nesta área, tenta verificar se a presença de potenciais tardios prediz ou identifica

aqueles pacientes mais susceptíveis a taquicardia ventricular [Berbari e Lazzara, 1988].

Desde que os PTV começaram a ser registrados de forma não-invasiva e com o auxílio de técnicas computacionais, muitos trabalhos têm buscado obter maiores informações sobre a relação que existe entre os PTV e algumas doenças cardíacas, particularmente após infarto do miocárdio. Pode-se citar como possíveis formas de utilização dos PTV [Brachmann *et al.*, 1993]:

- Risco de arritmias ventriculares com risco de vida depois de infarto no miocárdio;
- Risco de morte súbita em pacientes com cardiomiopatias;
- Indicador não-invasivo para taquicardia ventricular sustentada induzida por estimulação elétrica programada;
- Indicador não-invasivo para cirurgia antitaquicardia bem sucedida;
- Reconhecimento não-invasivo de rejeição aguda após transplante cardíaco;
- Indicador não-invasivo para o resultado de terapia trombolítica

Os PTV são sinais da ordem de microvolts que ocorrem na parte terminal do complexo QRS e persistem dentro do segmento ST. Correspondem a áreas de ativação ventricular atrasadas, as quais são manifestações de velocidade de condução reduzida. Essa redução da condução resulta do desacoplamento elétrico conseqüente à isquemia, como resultado da deposição de colágeno após infarto. Miofibrilas preservadas são, desta forma, separadas de seus vizinhos e a onda de ativação precisa procurar por rotas alternativas ou mais lentas. Os PTV podem ser detectados mais facilmente quando ocorrem em zonas do miocárdio que são ativadas na seqüência final da ativação ventricular, tais como os segmentos posterobasal, posterolateral ou inferolateral [Jarrett e Flowers, 1991].

2.4.1 - METODOLOGIAS

Diversos métodos foram desenvolvidos para diminuir os níveis de ruído que contaminam o ECG, afim de permitir a detecção e análise dos PTV.

A técnica mais utilizada para o registro e análise do ECGAR é a promediação, que exige certos pré-requisitos. O primeiro é que a forma de onda dos sinais seja repetitiva de modo que várias amostras possam ser obtidas para formar o sinal promediado. Segundo, as formas de onda devem possuir um ponto de sincronismo em comum que será utilizado como ponto de referência para permitir ao computador promediar pontos similares correspondentes em cada onda. O terceiro requisito é de que o sinal de interesse deve ser não correlacionado com o ruído. Usando a promediação temporal, a redução de ruído é proporcional a raiz quadrada no número de sinais promediados.

Uma segunda técnica é a promediação espacial, que permite a análise dos eventos a cada batimento cardíaco. Os sinais de 4 a 16 pares de eletrodos independentes e proximamente dispostos são somados, resultando na redução de 2 a 4 vezes do nível de ruído, sendo esta redução menor que na promediação temporal. Além disso, esta técnica possui a vantagem de detectar mudanças dinâmicas dos PTV durante a isquemia ou após estimulação programada do ventrículo.

Como alternativa à análise de cada batimento cardíaco sem o uso da promediação é o ECGAR. Nesta técnica, os sinais são captados por três canais, passam por amplificadores de alto ganho e são filtrados em seguida. Uma limitação neste método é que amplitudes muito baixas de PTV ($< 2 \mu\text{V}$) podem não ser detectadas devido a uma relação sinal/ruído

insuficiente [Vester e Strauer, 1994].

Os resultados de muitos estudos estão baseados na análise no domínio do tempo dos sinais registrados por três derivações ortogonais no sistema XYZ (Figura 2.7). Normalmente os sinais são promediados e passam por uma filtragem passa altas em 25 ou 40 Hz, sendo em seguida combinados para formar o vetor magnitude (VM) dado por: $VM = (X^2 + Y^2 + Z^2)^{1/2}$ [Simson, 1981]. O final do complexo QRS filtrado é definido como sendo o ponto médio de um segmento de 5 ms no qual a voltagem média excede o nível médio de ruído mais três vezes o desvio padrão da amostra de ruído. A análise deve incluir: (1) a duração do complexo QRS filtrado (QRSd), (2) a tensão média quadrática dos 40 ms finais do QRS filtrado (RMS40) e (3) a duração em que o QRS filtrado permanece abaixo de $40 \mu V$ (LAS40). Usando um filtro bidirecional passa altas de 40 Hz, Breithardt *et al.* (1991) definiu que um potencial tardio existe quando (1) $QRSd > 114$ ms, (2) $RMS40 < 20 \mu V$ e (3) $LAS40 > 38$ ms [Breithardt *et al.*, 1991]).

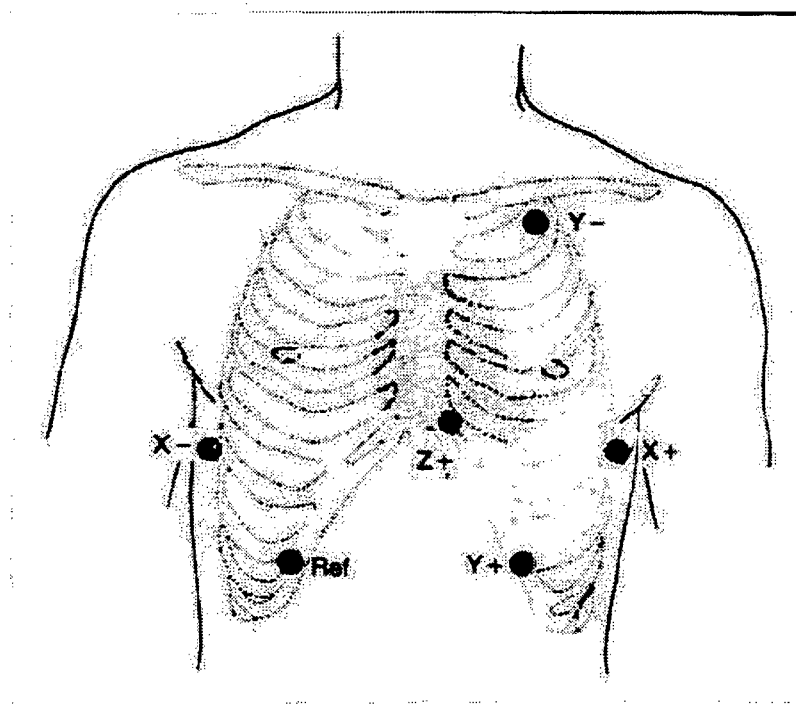


Figura 2.7 - Sistema ortogonal XYZ. Z⁻ posicionado posteriormente a Z⁺.

Na literatura encontram-se vários critérios para definir um potencial tardio (Tabela 2.2).

Estudo	Eletrodos	Filtro Passa Alta, Hz	Definição de Potencial Tardio
Simson, 1981	VM	25	QRSd>120ms, RMS40<25 μ V
Denes <i>et al.</i> , 1983	VM	40	QRSd>120ms, RMS40<20 μ V
Breithardt <i>et al.</i> , 1983	B	100	LAS40>40ms
Denniss <i>et al.</i> , 1986	XYZ (Frank)	0.05	QRSd>140ms
Kuchar <i>et al.</i> , 1986	VM	40	QRSd>120ms, RMS40<20 μ V
Buxton <i>et al.</i> , 1987	VM	25	QRSd>110ms, RMS40<25 μ V
Jabi <i>et al.</i> , 1991	VM	40	LAS40>39ms, RMS40<20 μ V

Tabela 2.2 - VM = $(X^2 + Y^2 + Z^2)^{1/2}$; B = eletrodo sobre o tórax; QRSd = duração do complexo QRS incluindo o potencial tardio; RMS40 = tensão média quadrática nos 40 ms finais do QRSd; LAS40 = tempo em que os últimos 40 ms do QRS fica abaixo de 40 μ V.

No domínio do tempo, os critérios mais utilizados num sistema clínico para definir um teste positivo de potenciais tardios são: QRSd > 120 ms, LAS40 > 38 ms e RMS40 < 20 μ V, utilizando-se filtro passa alta em 40 Hz. O balanço entre sensibilidade e especificidade pode ser controlado pela seleção de um, dois ou três dos critérios anteriormente citados. Por exemplo, se alta sensibilidade é desejada, somente um dos três critérios é selecionado, mas se alta especificidade é requerida, todos os três critérios devem ser satisfeitos ao mesmo tempo.

Na maior parte dos casos dois dos três critérios são utilizados para obter o balanço entre sensibilidade e especificidade [Xue e Reddy, 1997].

Já a análise espectral ou de frequências é outra área mais recentemente estudada. A hipótese mais aceita é a de que os PTV são caracterizados por um conteúdo de frequências maiores que os esperados da atividade normal de repolarização do miocárdio. A transformada rápida de Fourier (FFT) é a ferramenta geralmente utilizada para estimar o espectro de frequências do fim do complexo QRS e do segmento S-T no sistema XYZ ou em derivações ortogonais. Ainda não existe uma padronização bem definida quanto aos procedimentos de análise espectral.

Assim, a baixa resolução espectral em curtos segmentos de dados e a perda espectral são as mais conhecidas limitações da análise espectral, enquanto que a dificuldade de discriminação entre PTV e ruído além de distorções devido à filtragem no domínio do tempo. Além disso, continuam as discussões sobre os vários critérios que caracterizam um PTV. O uso combinado de ambas as abordagens, nos domínios do tempo e da frequência, assim como a normalização prometem serem campos promissores para futuras pesquisas [Vester e Strauer, 1994].

2.5 - O ECG DE ESFORÇO

Sabe-se que a isquemia aguda do miocárdio diminui a velocidade de condução, o que resulta em um retardo da ativação através do miocárdio isquêmico. Desta forma, isquemia induzida por exercício em pacientes com doença arterial coronariana (DAC) podem produzir

alterações do complexo P-QRS-T no ECG superficial, incluindo o prolongamento do complexo QRS que está diretamente relacionado ao número de artérias coronárias obstruídas [Michaelides *et al.*, 1993].

Testes de esforço são métodos estabelecidos para a detecção de DAC, avaliação da doença, prognóstico em pacientes com DAC e avaliação do efeito da terapia empregada. As alterações do ECG induzidas pelo exercício podem ser usadas como um indicador de isquemia no miocárdio dentro do contexto histórico do paciente e de outros dados obtidos durante o exercício [Simoons *et al.*, 1981]

O eletrocardiograma de esforço pode ser uma ferramenta útil na avaliação de DAC suspeita ou documentada. O teste é realizado para revelar evidência de isquemia no miocárdio, que pode ocorrer quando o exercício faz a demanda de oxigênio no miocárdio exceder o suprimento de oxigênio no miocárdio. O teste de esforço é muito útil como prognóstico de eventos coronários subsequentes em pacientes com DAC documentada, com ou sem infarto do miocárdio prévio. É útil também como forma de avaliar os efeitos de drogas, tratamento cirúrgico, angioplastia, e programas de exercícios em pacientes com DAC.

Embora outras respostas eletrocardiográficas, tais como amplitude da onda R, duração do intervalo QT ou QRS e elevação do segmento ST, têm sido relacionadas com indivíduos portadores de DAC, a depressão do segmento ST é a que mais tem recebido atenção pelos especialistas no diagnóstico de DAC. No entanto, existe grande divergência na forma de medir a depressão do segmento ST, assim como no número e tipo de eletrodos utilizados, o tipo de exercício empregado, a metodologia de avaliação e o tratamento dos resultados [Froelicher e Umann, 1995].

Depressão isquêmica do segmento ST no ECG de esforço é um sinal funcional de um balanço desfavorável entre o suprimento e a demanda de oxigênio para o miocárdio. Por exemplo, a depressão isquêmica do segmento ST induzida pelo exercício pode ocorrer em pacientes com hipertrofia ventricular esquerda, cardiomiopatia, doença valvular do coração e em casos de angiografia coronariana normal.

No teste de esforço, o paciente é submetido a uma série de estágios progressivamente mais intensos até que o teste seja interrompido pela ocorrência de angina pectoris, dispnéia, fadiga, depressão no segmento ST ou quando o paciente atinge 100% da frequência cardíaca máxima prevista. O teste também é interrompido se ocorrer arritmias ventriculares ou supra-ventriculares complexas, queda da pressão sangüínea sistólica ou da pressão de pulso (diferença entre a pressão sistólica e a diastólica), vertigens ou câibras nas pernas [Aronow, 1989].

Geralmente o ECG é registrado após o exercício. Talvez o registro do ECG durante o teste possa indicar uma incidência maior de potenciais tardios ventriculares (PVT) induzidos pelo exercício mas que, com o uso das técnicas atuais de promediação, torna-se impraticável devido aos excessivos níveis de ruído. Desta forma, existe a necessidade de aprimorar os testes e a utilização do ECG de alta resolução (ECGAR) para a detecção de potenciais tardios, inclusive a cada batimento cardíaco [Vester e Strauer, 1994].

Acredita-se que PVT representam áreas do miocárdio de condução lenta onde podem surgir arritmias reentrantes. Os PVT são um indicador bem estabelecido para a identificação de pacientes pós-infartados com risco de desenvolvimento de taquicardia ventricular e morte súbita [Brachmann *et al.*, 1993]. Estas arritmias podem ser induzidas por isquemia miocárdica, durante o exercício físico, e podem dar origem aos PVT. O aparecimento de potenciais tardios durante a isquemia induzida pelo exercício, embora mostrado por alguns autores, não foi confirmada por outros [Chamiec, Kulakowski e Cermuzynski, 1995].

As variações da isquemia induzida são dinâmicas por natureza e podem não ser detectadas usando técnicas de promediação, as quais requerem que o sinal permaneça estável durante o período de registro. Esta limitação pode ser superada pela análise batimento a batimento do ECG de alta resolução. Contudo essa técnica requer baixos níveis de ruídos para uma análise apropriada [Chamiec, Kulakowski e Cermuzynski, 1995].

A interpretação visual do ECG de esforço não possui necessariamente um alto grau de confiabilidade, havendo grande variabilidade entre interpretadores. A falta de um critério bem definido para a interpretação e a qualidade dos registros podem ser as causas para essa discordância. A utilização de um sistema computadorizado para a interpretação do ECG de esforço minimiza o problema de variabilidade entre observadores. O desvio da linha de base, artefatos de movimento, correta identificação da linha de base, a morfologia do QRS mudando durante o exercício e a exata identificação do ponto J têm sido problemáticos para sistemas computadorizados que trabalham com o ECG de esforço [Caralis *et al.*, 1990].

2.5.1 - O TESTE DE ESFORÇO OU TESTE ERGOMÉTRICO

A expressão "teste de esforço" tem sido utilizada para descrever o uso sistemático do exercício para as seguintes finalidades:

- como ferramenta para o diagnóstico de doenças coronarianas;
- para avaliação da capacidade aeróbica funcional;
- para detecção ou avaliação de arritmias;
- para avaliação de esquemas terapêuticos clínicos ou cirúrgicos.

O teste de esforço pode ser incluído numa avaliação global para doença cardíaco-circulatória (DCC) devido a uma série de razões. Pode ser utilizado para estabelecer, com base nas observações eletrocardiográficas, um diagnóstico de cardiopatia evidente e também para evidenciar uma possível coronariopatia "silenciosa" (assintomática) em pessoas aparentemente saudáveis. É utilizada também para reproduzir e avaliar os sintomas torácicos relacionados ao exercício e identificar uma resposta anormal da pressão arterial.

Outras indicações para o emprego do teste de esforço são: a triagem de candidatos para programas de reabilitação preventiva e cardíaca através de programas de exercício cuidadosamente elaborados, a definição da capacidade aeróbica funcional e avaliação do seu grau de desvio em relação aos padrões normais, e monitoração das respostas às várias intervenções terapêuticas (medicamentos, cirurgias, dietas, etc...) destinadas a aprimorar o funcionamento cardiovascular [Duarte, 1978]. A Tabela 2.3 apresenta algumas indicações para a realização do teste de esforço feitas pelo *American College of Cardiology* [Froelicher e Umann, 1995]:

<i>O teste de esforço é utilizado</i>	<i>Consenso geral de que o teste de esforço é justificado</i>	<i>O teste de esforço é frequentemente utilizado mas existe divergências de opinião sobre a justificativa</i>	<i>Consenso geral sobre o baixo ou nenhum valor, com contra-indicações uso inapropriado.</i>
Em pacientes com sinais e sintomas de DAC ou com DAC conhecida	Para diagnóstico de pacientes masculinos com sinais típicos de DAC; Para avaliar a capacidade funcional; Para prognose; Para avaliar pacientes com sintomas consistentes com arritmias recorrentes induzidas pelo exercício.	Para o diagnóstico de mulheres com dor no peito; Para avaliar a capacidade funcional e resposta a terapia com medicamentos em DAC ou falência congestiva do coração; Para avaliar angina variável; Para acompanhamento de pacientes com DAC (1 ou mais anos)	Para avaliar pacientes com contrações ventriculares prematuras simples; Para avaliar pacientes em reabilitação; Para diagnosticar DAC em pacientes com a Síndrome de Wolf-Parkinson-White ou com bloqueio AV.
Em exames de pessoas aparentemente saudáveis	Nenhum.	Para avaliar homens assintomáticos com mais de 40 anos: -com ocupações especiais; -com dois ou mais fatores de risco (colesterol>240, hipertensão, fumante, diabetes, histórico familiar de DAC); -que seja sedentário e planeja entrar em um programa vigoroso de exercício.	Para avaliar homens e mulheres assintomáticas: - sem fatores de risco; - com desconforto no peito que não se acha ser de origem cardíaca.
Logo após infarto do miocárdio	Para avaliar prognose e capacidade funcional em infartos do miocárdio sem complicações.	Para avaliar aqueles pacientes com problemas médicos que afetem suas respostas; Para avaliar aqueles pacientes com complicações do infarto do miocárdio.	Para avaliar isquemia aguda; Para avaliar pacientes que são instáveis ou possuam doenças complicativas.
Após procedimentos específicos	Para avaliar pacientes de cirurgia de ponte da artéria coronária e de angioplastia coronariana percutânea transluminal.	Para acompanhar pacientes assintomáticos que recém passaram por cirurgia de ponte da artéria coronária ou de angioplastia coronariana percutânea transluminal.	
Em pacientes com doença valvular do coração	Não utilizado.	Para avaliar capacidade funcional.	Para avaliar estenose aórtica sintomática crítica ou hipertrofia septal assimétrica.
No gerenciamento de pacientes com hipertensão ou marcapasso cardíaco	Não utilizado.	Para avaliar pressão sanguínea em pacientes sendo tratados para a hipertensão que desejam exercitar-se.	Para avaliar pacientes com hipertensão severa, pacientes com alta pressão sanguínea que não planejam fazer exercícios; Para avaliar a função do marcapasso.

Tabela 2.3 - Indicações para o teste de esforço.

A Tabela 2.4 apresenta algumas contra-indicações para a realização do teste de esforço.

<i>Contra-indicações absolutas</i>	<i>Contra-indicações relativas</i>	<i>Condições que requerem considerações especiais e/ou precauções</i>
Insuficiência cardíaca manifesta	Cardiomegalia acentuada	Distúrbios de condução
Sintomas e sinais de insuficiência coronariana aguda e de infarto agudo	Taquicardias supra-ventriculares de alta frequência ou incontroláveis	Angina de peito ou outras manifestações insuficiência coronariana
Sinais de miocardite	Extra-sístoles ventriculares frequentes ou repetitivas	Ansiedade ou outros distúrbios psiconeuróticos
Estenose aórtica grave	Aneurisma ventricular	Marcapasso de frequência fixa
Angina progressiva	Estenose aórtica moderada	Cardiopatia congênita cianótica
Aneurisma dissecante da aorta	Síndrome obstrutiva grave do ventrículo esquerdo	Hipertensão arterial severa
Extra-sístolia ventricular multifocal	Hipertensão arterial sistêmica ou pulmonar grave não tratada	"Shunts" direito-esquerdo intermitentes ou definitivos
Tromboflebite	Condições metabólicas instáveis (diabetes, tireotoxicose, mixedema)	Obesidade acentuada
Doença infecciosa aguda		Anemia severa
		Insuficiência renal, hepática, etc.

Tabela 2.4 - Contra-indicações para o teste de esforço.

Certos sintomas indicam sobrecarga cardiovascular extrema, o que pode indicar uma situação de perigo para o paciente. A interrupção do teste de esforço deve ser feita quando aparecerem os seguintes sinais e/ou sintomas:

- Presença repetida de contrações ventriculares prematuras;
- Dor torácica crescente sugestiva de angina, independente da presença ou ausência de anormalidades no ECG compatíveis com isquemia;
- Alterações no ECG que incluem a presença de depressão no segmento ST maior ou igual a 0,1 mV quando comparado ao ECG no repouso, evidência de distúrbios de condução atrioventricular, taquiarritmias paroxísticas ventriculares ou supraventriculares, regulares ou irregulares;
- Aumento extremamente rápido da frequência cardíaca, pois pode refletir uma resposta cardiovascular intensamente comprometida;
- Ausência de aumento na frequência cardíaca ou na pressão arterial com o aumento do exercício ou a queda progressiva da pressão sistólica com o aumento da carga de trabalho;
- Sinais de insuficiência circulatória periférica como cianose, pele pálida fria e úmida;
- Sinais de insuficiência cérebro-vascular como confusão mental, cefaléia e visão embotada;
- Dispnéia intensa;
- Fadiga excessiva;
- Fraqueza, vertigem e náuseas;

Os testes de esforço convencionais podem ser divididos em duas categorias: testes submáximos e testes máximos.

Os testes submáximos são utilizados freqüentemente com finalidades diagnósticas, onde o indivíduo não atinge a sua capacidade aeróbica funcional. Neste teste o exercício é

interrompido quando se atinge a duração total do exercício ou em uma etapa arbitrária, quando o indivíduo atinge uma frequência cardíaca (FC) pré-determinada, baseada na idade. A frequência cardíaca em que o teste submáximo é interrompido pode ser dada por tabelas ou quando o indivíduo atinge 85% da frequência cardíaca máxima, podendo ser calculada pela seguinte fórmula [Odemuyiwa e Hall, 1989]:

$$FC_{\max} = 220 - \text{idade em anos} \quad (\text{batimentos/minuto})$$

Já os testes máximos utilizam esforços de intensidades progressivamente crescentes até que seja atingida a FC máxima preconizada ou até que não ocorra aumento do consumo de O₂.

Durante muitos anos, o teste de esforço empregou a escada de Master de um ou dois degraus, que possui a vantagem de não precisar de equipamento especial e ser econômico. No entanto, o teste de Master não é considerado um método satisfatório para uso diagnóstico. Hoje em dia, a bicicleta ergométrica e a esteira motorizada são os aparelhos mais utilizados nos testes de esforço, onde o teste é executado continuamente, com cargas crescentes, até que as condições de interrupção sejam atingidas. A bicicleta ergométrica é de custo acessível, pequena, e os registros de ECG sofrem menos de artefatos de movimento. Já na esteira, as cargas de trabalho podem ser reguladas mais facilmente.

Existem muitos protocolos diferentes para o teste de esforço sendo os mais conhecidos o de Balke [Balke, 1972] e o de Bruce [Bruce e Hornsten, 1969], muito populares com o uso da esteira (vide Tabela 2.5).

BRUCE Estágios de 3 minutos			BALKE Estágios de 1 minuto
milhas por hora	% inclinação	METs (*)	% graduação a 3,3 milhas por hora
1,7	0		25
1,7	5		26
1,7	10	4	24
2,5	12	6-7	23
3,4	14	8-9	22
4,2	16	15-16	21
5,0	18	21	.
5,5	20		.
6,0	22		4
			3
			2
			1

Tabela 2.5 - Protocolos para o teste de esforço.

* - MET=Metabólico Equivalente ($\approx 1,2$ cal/min)

As bicicletas ergométricas constituem-se também em um bom equipamento para o teste de esforço. São portáteis, seguras e a produção de potência independe do peso corporal da pessoa, podendo ser calculada e regulada facilmente. Existem dois tipos: ergômetros freados eletronicamente e ergômetros tipo atrito, cuja carga é representada por massa. Nos ergômetros freados eletronicamente a produção de potência se mantém fixa dentro de uma certa amplitude para uma velocidade especificada, enquanto que nos ergômetros carregados mecanicamente, a produção de potência relaciona-se diretamente com a resistência do atrito e a velocidade de pedalagem. Os ritmos de produção de potência em bicicletas ergométricas são geralmente dados em kg·m/min ou watts ($1 \text{ W} = 6,12 \text{ kg·m/min}$). Os protocolos dos testes com bicicleta ergométrica apresentam estágios de 2 a 4 minutos, com resistência inicial entre 0 e 30 W, com aumento progressivo de 15 a 30 W por estágio.

0.297.182-1

Biblioteca Universitária
UFSC

CAPÍTULO 3

PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

Neste fim de século, observa-se o rápido avanço da tecnologia digital como ferramenta para realizar as mais diversas tarefas nos mais diversos campos do conhecimento humano. Para muitas aplicações a informação é mais facilmente registrada, transmitida, analisada e armazenada na forma digital. Como consequência, o processamento digital de sinal tornou-se campo de grande interesse científico e comercial, estando presente tanto em aplicações muito específicas assim como em equipamentos de uso cotidiano.

No entanto, a maioria dos sinais encontrados na natureza representam variações físicas de uma quantidade e são analógicos, significando que variam continuamente no tempo. Sendo assim, a maioria dos sinais digitais são derivados de sinais analógicos que foram amostrados a intervalos regulares e depois convertidos à forma digital. Desta forma, o processamento digital de sinal está centrado na representação digital de sinais e o uso de procedimentos digitais para a análise, modificação ou extração de informações desses sinais. Apesar de novos algoritmos de processamento digital de sinal serem continuamente criados ou aprimorados, todos utilizam operações básicas de processamento digital de sinal, isto é convolução, correlação, filtragem, transformadas e modulação.

Como a maioria dos sinais de interesse apresentam-se na forma analógica e deseja-se trabalhar com sinais discretos (isto é, sinais que são definidos apenas em instantes discretos), faz-se necessário a utilização de sistemas de conversão de analógico para digital (A/D) que

amostram e quantificam o sinal analógico em tempos discretos.

A amostragem é a aquisição de um sinal contínuo, como um sinal analógico, a intervalos de tempo discretos. Após a amostragem, o sinal é representado em intervalos discretos com o valor do sinal analógico nos tempos de amostragem correspondentes. O processo de amostragem de um sinal contínuo resulta em certas limitações requeridas pela teoria da amostragem. Primeiramente, o sinal a ser amostrado deve ter componentes de frequência limitada a uma frequência máxima f_{max} . Em segundo lugar, a frequência de amostragem, f_s , deve ser no mínimo o dobro da frequência máxima, f_{max} , do sinal, ou seja,

$$f_s \geq 2 \cdot f_{max} \quad (3.1)$$

De acordo com o teorema da amostragem, a frequência de amostragem mínima é igual a $2 \cdot f_{max}$ e é conhecida por razão de Nyquist. Frequências de amostragem maiores ou iguais a frequência de Nyquist vão permitir a posterior reconstrução do sinal contínuo a partir do sinal discreto e evitar os problemas de *aliasing* (sobreposição do espectro de frequências).

3.1 - FILTROS DIGITAIS

Um filtro digital é um algoritmo matemático implementado em *hardware* ou *software* que vai operar funções de filtragem sobre um sinal digital. A função do filtro digital é igual a de sua contraparte analógica: essencialmente mudar seletivamente formas de onda e as características de amplitude-frequência e/ou fase-frequência de um sinal. São objetivos da

filtragem a melhoria na qualidade do sinal com a remoção ou redução de ruído, extrair informação de sinais ou separar dois ou mais sinais previamente combinados de forma a utilizar mais eficientemente um canal de comunicação [Ifeachor e Jervis, 1995].

Existem várias vantagens dos filtros digitais sobre os filtros analógicos:

- Pode-se conseguir características que não são possíveis com os filtros analógicos, como uma resposta de fase realmente linear ou trabalhar com sinais de muito baixas frequências, como é o caso de sinais biomédicos;
- Os filtros digitais são imunes a variações ambientais como umidade e temperatura;
- A resposta de frequência do filtro digital pode ser facilmente alterada;
- Vários sinais podem ser filtrados utilizando um mesmo filtro digital sem a necessidade de construir novo *hardware*;
- Tanto o sinal de entrada como o sinal filtrado podem ser armazenados para uso posterior;
- O desempenho de um filtro digital não varia de unidade a unidade como o desempenho de filtros analógicos que se alteram com a substituição de um componente por outro.

Os filtros digitais também possuem certas desvantagens:

- Existe uma limitação de velocidade determinada pela velocidade do processador e pela quantidade de operações matemáticas a ser realizada pelo algoritmo de filtragem. Em operações de tempo real, os filtros digitais têm sua performance limitada pelo processo de conversão analógico/digital/analógico;
- Os filtros digitais estão sujeitos a erros de arredondamento devido ao tamanho finito da palavra na operação de conversão de analógico para digital;

De modo geral, os filtros digitais são divididos em dois tipos: filtros de resposta infinita ao impulso (IIR - *Infinite Impulse Response*) e filtros de resposta finita ao impulso (FIR - *Finite Impulse Response*). Sendo $x(n)$ a seqüência de entrada do filtro e $y(n)$ a seqüência de saída, os filtros são dados pelas seguintes equações:

$$\text{IIR: } y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) \quad (3.2)$$

$$\text{FIR: } y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} h(k)x(n-k) \quad (3.3)$$

Teoricamente o tamanho da resposta ao impulso, $h(k)$ ($k = 0, 1, \dots$) do filtro IIR é infinita, o que torna impraticável o cálculo de sua saída. No entanto, a equação do filtro IIR pode ser expressa em uma forma recursiva:

$$y(n) = \sum_{k=0}^{\infty} h(k)x(n-k) = \sum_{k=0}^N a_k x(n-k) - \sum_{k=1}^M b_k y(n-k) \quad (3.4)$$

onde a_k e b_k são os coeficientes do filtro. Pelas equações 3.3 e 3.4 nota-se que, enquanto os filtros FIR têm a saída $y(n)$ dependendo apenas da entrada presente e de entradas passadas, a saída $y(n)$ dos filtros IIR vai depender também das saídas passadas. A escolha do tipo de filtro a ser utilizado vai depender das características desejadas:

- Os filtros FIR possuem uma resposta de fase linear, isto é, o filtro não introduz nenhuma distorção de fase no sinal;
- Os filtros FIR são não recursivos e por isso sempre estáveis, o que não se pode garantir para os filtros IIR;
- Os filtros FIR necessitam mais coeficientes do que um filtro IIR para uma mesma especificação de resposta;
- Filtros analógicos podem ser implementados por um filtro digital IIR equivalente com as mesmas especificações, o que não é possível com filtros FIR. Contudo, com filtros FIR pode-se conseguir filtros com resposta de frequência arbitrária.

3.1.1 - UM FILTRO IIR

Para ilustrar o projeto de um filtro digital, esta seção apresenta os procedimentos para a determinação dos coeficientes de um filtro IIR de 4^a ordem utilizando a aproximação de Butterworth. Este foi o filtro implementado no programa desenvolvido para a análise do ECG em alta resolução.

Um filtro analógico pode ser descrito pela sua função de transferência no plano s dada por:

$$H(s) = \frac{D(s)}{C(s)} = \frac{d_L s^L + d_{L-1} s^{L-1} + \dots + d_0}{c_L s^L + c_{L-1} s^{L-1} + \dots + c_0} \quad (3.5)$$

A resposta de frequência de $H(s)$ é determinada pela localização das raízes de $C(s)$ e $D(s)$ no plano s .

O projeto do filtro digital é baseado no método da Transformação Bilinear [Oppenheim e Schaffer, 1973]. Este método faz o mapeamento do plano s (analógico) no plano z (digital) e com isso consegue-se transformar filtros analógicos em filtros digitais equivalentes pela substituição:

$$H(z) = H(s) \Big|_{s=(z-1)/(z+1)} \quad (3.6)$$

Para examinar o efeito deste mapeamento, considerando-se os pontos $s=j\Omega_c$ no plano s e $z = e^{j\omega_c}$ no plano z , onde ω é a frequência digital normalizada (frequência de corte/frequência de amostragem) em radianos. Ω_c é a frequência de corte analógica correspondente à frequência de corte do filtro digital ω_c . Substituindo-se s e z em $s=(z-1)/(z+1)$ obtém-se:

$$\Omega_c = \tan\left(\frac{\omega_c}{2}\right) = \tan(\pi \cdot f_c \cdot T_s) \quad (3.7)$$

onde f_c é a frequência de corte e T_s é o período de amostragem.

Para um filtro de ordem n , a amplitude da resposta de frequência é dada por:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{(1+\omega)^n} \quad (3.8)$$

Butterworth modificou a equação 3.8 para:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1+\omega^{2n}} \quad (3.9)$$

Para um filtro de 4ª ordem, $n=4$ e:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1+\omega^8} \quad (3.10)$$

A função de transferência do filtro é dada por:

$$H(s) \cdot H(-s) = \frac{1}{1+s^8} \quad (3.11)$$

Os pólos da equação 3.11 são as raízes de $(1+s^8)=0$, ou seja:

$$s = e^{j\pi/8}, e^{j3\pi/8}, e^{j5\pi/8}, e^{j7\pi/8}, e^{j9\pi/8}, e^{j11\pi/8}, e^{j13\pi/8}, e^{j15\pi/8}$$

Para que o filtro seja realizável somente serão considerados os pólos no lado esquerdo do plano s . Assim, a função de transferência do filtro será:

$$H(s) = \frac{1}{(s + e^{j5\pi/8})(s + e^{j7\pi/8})(s + e^{j9\pi/8})(s + e^{j11\pi/8})} \quad (3.12)$$

Aplicando-se a fórmula de Euler e fazendo algumas operações algébricas, a função de transferência de um filtro passa baixas normalizado para um frequência de corte de 1 rad/seg é dada por:

$$H(s) = \frac{1}{1 + 2,613s + 3,414s^2 + 2,613s^3 + s^4} \quad (3.13)$$

Para um filtro passa altas basta realizar a transformação de frequência $s \leftarrow \frac{1}{s}$:

$$H(s) = \frac{s^4}{1 + 2,613s + 3,414s^2 + 2,613s^3 + s^4} \quad (3.14)$$

Pode-se generalizar as funções de transferência para os filtros das equações 3.13 e 3.14 através da substituição do operador Laplaciano s por s/c , onde c é a frequência de corte em radianos dada pela equação 3.7. Assim, as funções de transferência ficam:

$$\text{Passa baixas: } H(s) = \frac{A}{A + Bs + Cs^2 + Ds^3 + s^4} \quad (3.15)$$

$$\text{Passa altas: } H(s) = \frac{s^4}{A + Bs + Cs^2 + Ds^3 + s^4} \quad (3.16)$$

onde:

$$c = \tan(\pi \cdot f_c \cdot T_s)$$

$$A = c^4$$

$$B = 2,613c^3$$

$$C = 3,414c^2$$

$$D = 2,613c$$

A função de transferência analógica $H(s)$ deve ser convertida para seu equivalente digital $H(z)$ utilizando-se o método da transformação bilinear, substituindo-se s por $(z-1)/(z+1)$ e fatorando o numerador e o denominador, tem-se que:

$$\text{Passa baixas: } H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = A \cdot \frac{z^4 + 4z^3 + 6z^2 + 4z + 1}{p_4z^4 + p_3z^3 + p_2z^2 + p_1z + p_0} \quad (3.17)$$

$$\text{Passa altas: } H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{z^4 - 4z^3 + 6z^2 - 4z + 1}{p_4z^4 + p_3z^3 + p_2z^2 + p_1z + p_0} \quad (3.18)$$

onde:

$$p_0 = A - B + C - D + 1$$

$$p_1 = 4A - 2B + 2D - 4$$

$$p_2 = 6A - 2C + 6$$

$$p_3 = 4A + 2B - 2D - 4$$

$$p_4 = A + B + C + D + 1$$

Utilizando-se o teorema do deslocamento da transformada Z:

$$Y(z) \cdot p_i \cdot z^i = p_i \cdot y(n+i) \quad (3.19)$$

$$X(z) \cdot z^i = x(n+i) \quad (3.20)$$

Para que o filtro seja realizável faz-se necessário o atraso de n amostras, neste caso $n=4$. Assim o filtro passa baixas é dado pela seguinte equação:

$$y(n) = \frac{1}{p_4} \left(\frac{A \cdot (x(n) + 4x(n-1) + 6x(n-2) + 4x(n-3) + x(n-4)) - (p_3 \cdot y(n-1) + p_2 \cdot y(n-2) + p_1 \cdot y(n-3) + p_0 \cdot y(n-4))}{p_4} \right) \quad (3.21)$$

Para o filtro passa altas:

$$y(n) = \frac{1}{p_4} \left(\frac{(x(n) - 4x(n-1) + 6x(n-2) - 4x(n-3) + x(n-4)) - (p_3 \cdot y(n-1) + p_2 \cdot y(n-2) + p_1 \cdot y(n-3) + p_0 \cdot y(n-4))}{p_4} \right) \quad (3.22)$$

3.2 - FILTROS ADAPTATIVOS

Quando sinal e ruído ocupam bandas de frequências distintas, filtros convencionais (cujos coeficientes são fixos) são suficientes para separar o sinal desejado do ruído. No entanto, existem situações em que há superposição das bandas de frequências entre o sinal de interesse e o ruído ou a banda de frequência do ruído é desconhecida ou varia com o tempo. Nesse caso, o uso de um filtro convencional iria levar a distorções inaceitáveis no sinal desejado.

Um filtro adaptativo possui coeficientes que variam, ajustando sua resposta em frequência ou modificando-a automaticamente para melhorar a performance do filtro de acordo com certos critérios e permitindo adaptações às mudanças das características do sinal de entrada.

Devido a esta flexibilidade, os filtros adaptativos encontraram grande aplicação em diversas áreas, como por exemplo: cancelamento de eco em telefonia, processamento de sinais de radar, sistemas de navegação, equalização em canais de comunicações e processamento de sinais biomédicos. A idéia básica da filtragem adaptativa foi descrita em um trabalho clássico apresentado por Widrow *et al.* (1975).

3.2.1 - ESTRUTURAS E MÉTODOLOGIAS

Um filtro adaptativo consiste de duas partes: um filtro digital com coeficientes ajustáveis e um algoritmo adaptativo que ajusta os coeficientes do filtro. A Figura 3.1 mostra

a estrutura básica de um filtro adaptativo.

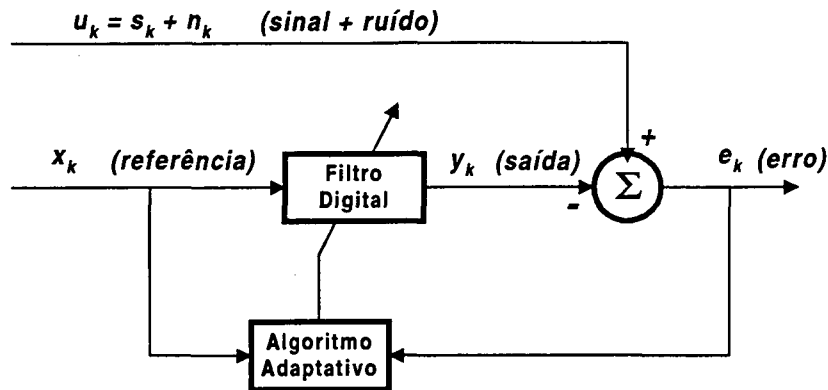


Figura 3.1 - Estrutura básica do filtro adaptativo.

Uma das aplicações mais usuais para o filtro adaptativo mostrado na Figura 3.1 é para utilizar o método de cancelamento adaptativo de ruído (ANC - *Adaptive Noise Canceling*). Neste caso, existem dois sinais entrando no filtro: u_k , que é o sinal desejado s_k contaminado com ruído n_k , e x_k que é um sinal de alguma forma correlacionado com o ruído n_k . x_k é processado pelo filtro digital obtendo-se na saída uma estimativa y_k do ruído n_k . Uma estimativa e_k do sinal desejado s_k é então obtida:

$$u_k = s_k + n_k \quad (3.23)$$

$$e_k = u_k - y_k = s_k + n_k - y_k \quad (3.24)$$

O principal objetivo do cancelamento de ruído é produzir uma estimativa ótima do ruído que está contaminando o sinal de entrada u_k . Para isso, o sinal e_k serve tanto como um sinal de erro que será utilizado pelo algoritmo adaptativo para ajustar os coeficientes do filtro, como uma estimativa do sinal desejado. Elevando ao quadrado a equação 3.24:

$$e_k^2 = s_k^2 + (n_k - y_k)^2 + 2 s_k (n_k - y_k) \quad (3.25)$$

Tomando as expectativas de ambos os lados da equação 3.25:

$$E[e_k^2] = E[s_k^2] + E[(n_k - y_k)^2] + 2 E[s_k (n_k - y_k)] \quad (3.26)$$

Desde que o sinal desejado s_k não seja correlacionado com n_k ou y_k , então o último termo da equação 3.26 é zero e então tem-se que:

$$E[e_k^2] = E[s_k^2] + E[(n_k - y_k)^2] \quad (3.27)$$

onde $E[e_k^2]$ representa a potência total do sinal, $E[s_k^2]$ representa a estimativa da potência do sinal original e $E[(n_k - y_k)^2]$ representa a potência do ruído presente em s_k . Os coeficientes do filtro são ajustados de forma ótima de maneira que a potência do ruído remanescente no sinal seja minimizado. Como s_k não é correlacionado com n_k , tem-se que:

$$\min E[e_k^2] = E[s_k^2] + \min E[(n_k - y_k)^2] \quad (3.28)$$

Os filtros adaptativos podem ser utilizados para outros propósitos tais como predição linear, controle adaptativo e amplificação adaptativa de sinal. A Figura 3.2 mostra diferentes configurações do filtro adaptativo [Ifeachor e Jervis,1995].

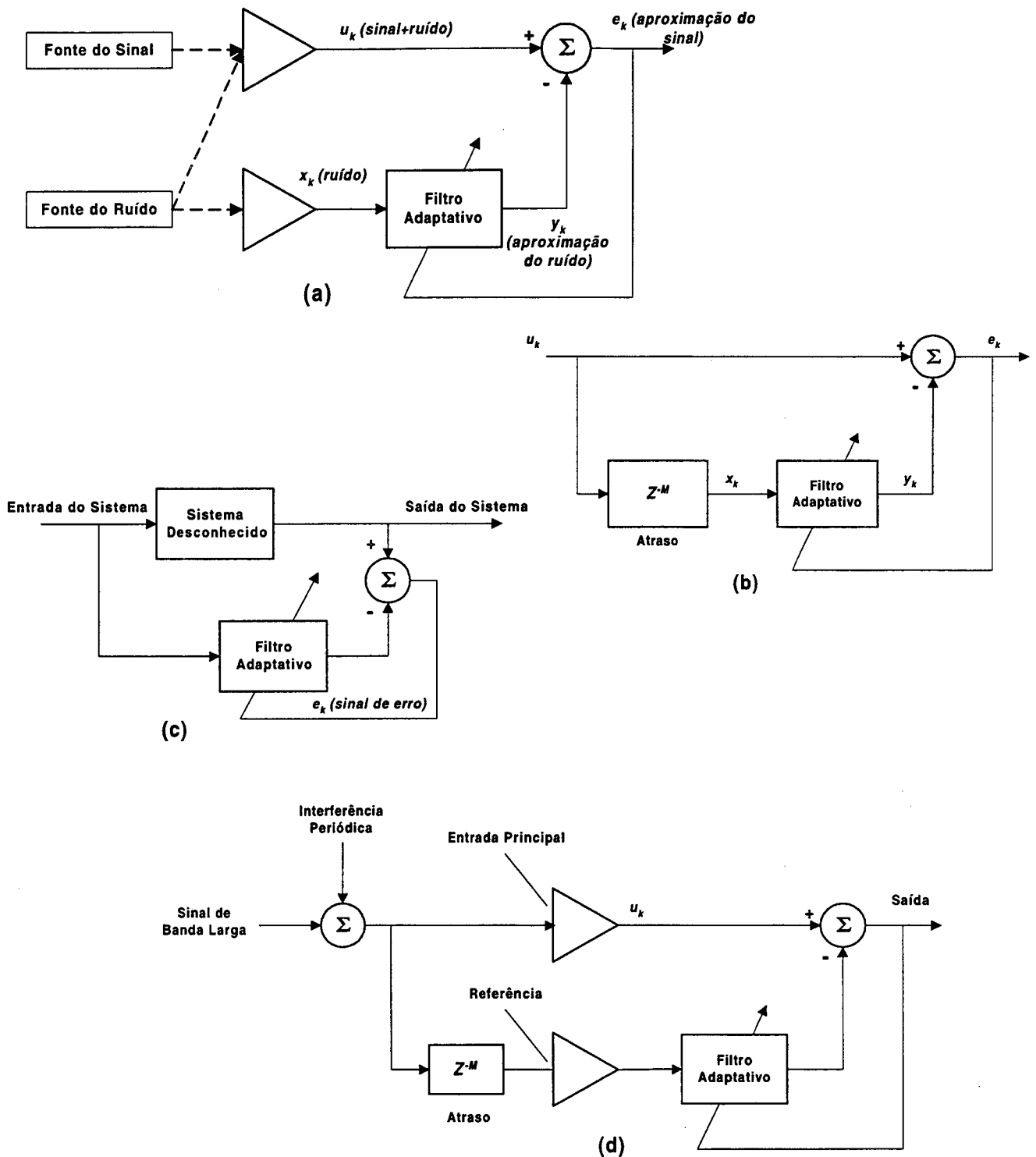


Figura 3.2 - Configurações para o filtro adaptativo. (a) *Adaptive Noise Canceling*; (b) *Adaptive Line Enhancer*; (c) modelamento de sistema; (d) cancelamento de interferência periódica sem uma fonte de referência externa.

A principal desvantagem do método ANC é a necessidade de um sinal de entrada e um de referência. Na prática, nem sempre é possível conseguir um bom sinal de referência. Uma alternativa é utilizar o método ALE (*Adaptive Line Enhancer*). O método ALE nada mais é do que um ANC modificado, em que o sinal de referência é tomado como sendo uma réplica atrasada do sinal de entrada, e cuja estrutura pode ser visualizada na Figura 3.2 (b) [Akay, 1994].

3.2.2 - O ALGORITMO ADAPTATIVO LMS

Os algoritmos adaptativos são utilizados para ajustar os coeficientes do filtro digital, sendo os mais conhecidos o algoritmo de mínima média quadrática (LMS - *Least Mean Square*), o de mínimos quadráticos recursivo (RLS - *Recursive Least Squares*) e os algoritmos para filtros de Kalman.

Por ser eficiente em termos computacionais, ser o mais simples e, além disso, não sofrer de problemas de instabilidade numérica inerentes aos outros dois, o LMS foi o algoritmo utilizado neste trabalho.

Seja a estrutura apresentada na Figura 3.1 e assumindo que a estrutura do filtro seja do tipo FIR com N coeficientes (ou pesos), o sinal de erro, e_k , entre o sinal de entrada e a saída do filtro é dado por:

$$e_k = u_k - y_k = u_k - \sum_{i=0}^{N-1} w(i)x_{k-i} = u_k - W_k^T X_k \quad (3.29)$$

onde X_k e W_k são o vetor do sinal de referência e o vetor de coeficientes no tempo k , respectivamente, e são dados por:

$$X_k = \begin{bmatrix} x_k \\ x_{k-1} \\ \vdots \\ x_{k-(N-1)} \end{bmatrix} \quad W = \begin{bmatrix} w(0) \\ w(1) \\ \vdots \\ w(N-1) \end{bmatrix}$$

O algoritmo LMS baseia-se na técnica do gradiente descendente onde o vetor de coeficientes é atualizado, amostra a amostra, de acordo com a equação:

$$W_{k+1} = W_k + 2\mu e_k X_k \quad (3.30)$$

μ controla a estabilidade e a velocidade de convergência. Os coeficientes obtidos pelo algoritmo LMS são estimativas que melhoram gradualmente com o tempo à medida que os coeficientes são ajustados e o filtro aprende sobre as características dos sinais. A condição de convergência é:

$$0 < \mu < 1/\lambda_{\max} \quad (3.31)$$

onde λ_{\max} é o autovalor máximo da matriz de covariância do vetor de entrada. Na prática, W_k nunca chega num ótimo teórico, mas oscila em torno dele.

3.2.3 - UMA APLICAÇÃO DO CANCELAMENTO ADAPTATIVO DE RUÍDO

Uma aplicação prática para o uso do método de cancelamento adaptativo de ruído envolve o cancelamento da interferência do eletrocardiograma da mãe quando se necessita registrar o ECG do feto [Ferrera e Widrow, 1982]. A Figura 3.3 mostra a disposição para os eletrodos utilizada.

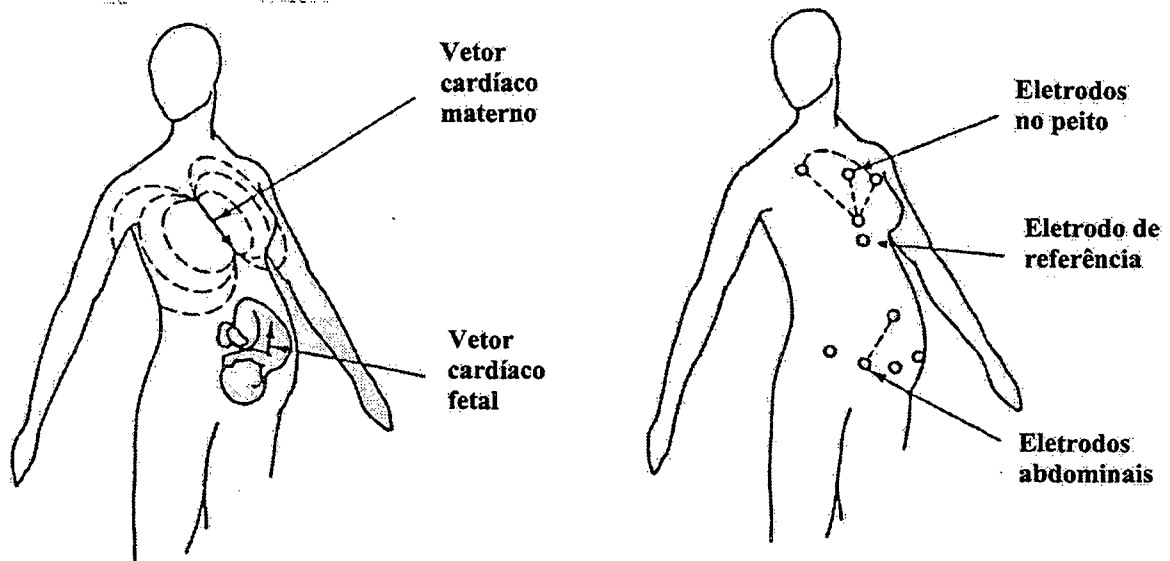


Figura 3.3 - Vetores elétricos cardíacos da mãe e do feto (esquerda) e posicionamento dos eletrodos (direita).

O filtro adaptativo vem sendo utilizado para retirar o ruído do sinal de entrada e amplificar o ECG fetal. O sinal de entrada do filtro é tomado nos terminais abdominais e estão contaminados de ruído devido a atividades musculares e ao movimento do feto. Além disso, os batimentos do feto são mascarados pelo ECG da mãe, de maior amplitude. O ECG da mãe é registrado a partir dos eletrodos localizados no tórax da mãe, sendo utilizado como sinal de referência para o filtro. O cancelamento adaptativo de ruído vai produzir na saída o ECG fetal através da atenuação do ECG materno presente no sinal de entrada. A Figura 3.4 mostra o sinal de entrada, a referência e a saída do filtro adaptativo [Akay, 1994].



Figura 3.4 - (a) Sinal de referência tomado nos eletrodos sobre o tórax materno, (b) sinal de entrada registrados nos eletrodos sobre o abdômem e (c) sinal de saída.

3.2.4 - CANCELAMENTO ADAPTATIVO DO RUÍDO DE 60 HZ

A utilização de filtros *notch* para eliminar o ruído de 60 Hz da rede de alimentação vai também remover a componente de 60 Hz do sinal e atenuar frequências dentro da sua banda passante. Além disso, o filtro *notch* não vai ser tão eficaz se as características, tanto em amplitude como em frequência, do ruído mudarem. Sendo assim, a utilização de um filtro

adaptativo constitui um método simples para remover esse tipo de interferência, modelando o sinal de referência como sendo uma onda senoidal de 60 Hz.

Tag (1995) propôs um algoritmo simples de filtragem adaptativa do ruído de 60 Hz no sinal de ECG. O filtro vai produzir uma estimativa do ruído presente na entrada. O ECG filtrado vai ser igual a entrada subtraída da saída do filtro. Considere a Figura 3.5 onde x é o sinal de ECG com ruído de 60 Hz, y é o sinal de saída do filtro e e é a estimativa do ruído de 60 Hz.

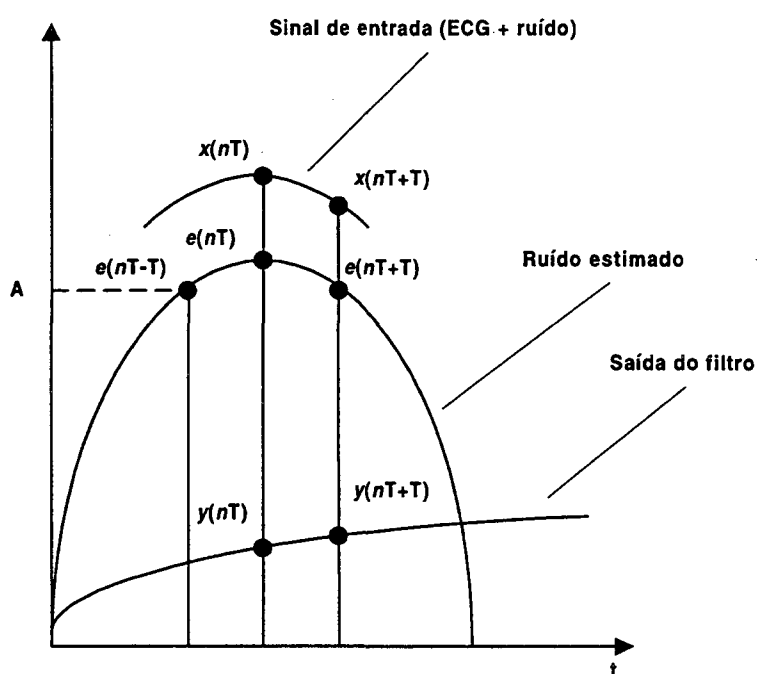


Figura 3.5 - Modelo da onda senoidal para o cancelamento adaptativo do ruído de 60 Hz.

Inicialmente, assume-se que o ruído é uma senóide de amplitude A e frequência ω :

$$e(nT) = A \text{ sen}(\omega nT) \quad (3.32)$$

onde T é o período de amostragem. Na expressão anterior, substituindo-se nT por $(nT-T)$ encontra-se a expressão para o sinal um intervalo de amostragem no passado:

$$e(nT-T) = A \operatorname{sen}(\omega nT - \omega T) \quad (3.33)$$

Similarmente, substituindo-se nT por $(nT+T)$ encontra-se a expressão para o sinal um intervalo de amostragem no futuro:

$$e(nT+T) = A \operatorname{sen}(\omega nT + \omega T) \quad (3.34)$$

Da trigonometria, tem-se que:

$$\operatorname{sen}(\alpha + \beta) = 2 \operatorname{sen}\alpha \cos\beta - \operatorname{sen}(\alpha - \beta) \quad (3.35)$$

Fazendo:

$$\alpha = \omega nT \quad \text{e} \quad \beta = \omega T \quad (3.36)$$

Utilizando 3.35 e 3.36 em 3.34:

$$e(nT+T) = 2 A \operatorname{sen}(\omega nT) \cos(\omega T) - A \operatorname{sen}(\omega nT - \omega T) \quad (3.37)$$

O termo $\cos(\omega T)$ é uma constante determinada pela frequência a ser eliminada e pela frequência de amostragem ($f_s=1/T$),

$$N = \cos(\omega T) = \cos(2\pi f/f_s) \quad (3.38)$$

Assim, substituindo-se 3.32, 3.33 e 3.38 em 3.37 tem-se que:

$$e(nT+T) = 2 N e(nT) - e(nT-T) \quad (3.39)$$

A saída do filtro é a diferença entre o sinal de entrada e o sinal estimado:

$$y(nT+T) = x(nT+T) - e(nT+T) \quad (3.40)$$

Neste filtro o sinal de ECG é tratado como sendo um transiente do sinal de entrada, enquanto o filtro tenta, iterativamente, mudar seus pesos de forma que a amplitude do sinal de referência aproxime-se da amplitude do ruído de 60 Hz. Essencialmente o filtro "aprende" sobre o ruído contido no sinal de entrada. Para ajustar iterativamente os coeficientes do filtro para que se adaptem às mudanças do ruído, necessita-se de um *feedback* para ajustar a amplitude da senóide estimada para cada período de amostragem. Sendo assim, é definida a seguinte função:

$$f(nT+T) = [x(nT+T) - e(nT+T)] - [x(nT) - e(nT)] \quad (3.41)$$

Para melhor compreensão desta função considere a Figura 3.6.

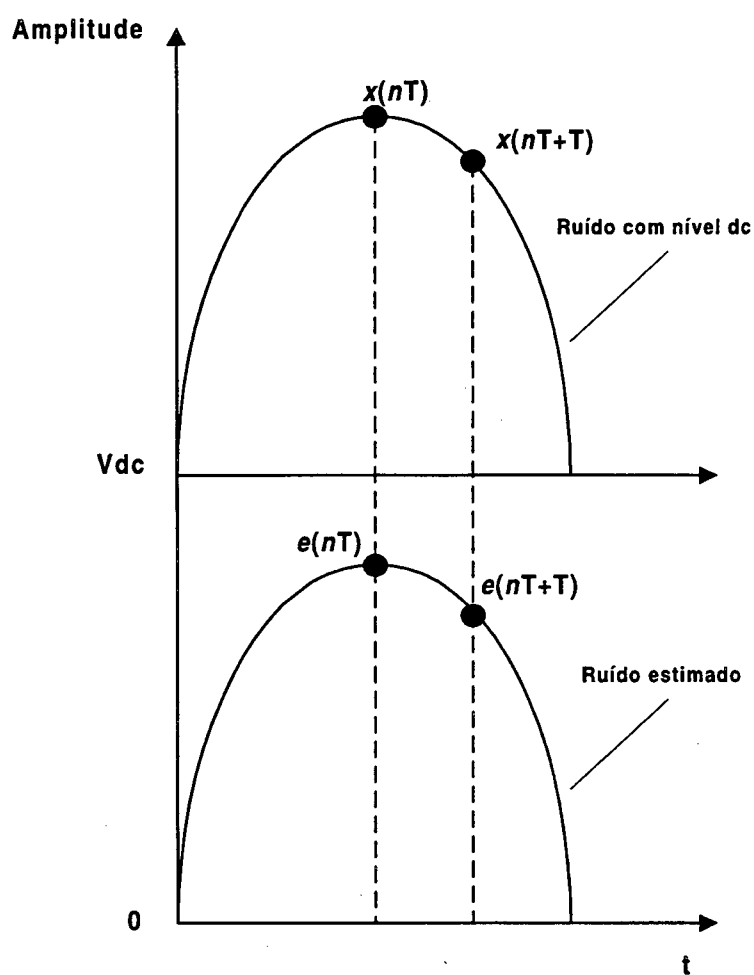


Figura 3.6 - A forma de onda do ruído inclui um *offset* dc que está incluído no modelo do sinal estimado.

No modelo de ruído, $e(nT)$ foi assumido uma onda senoidal sem uma componente dc.

No entanto, existe um nível V_{dc} no sinal de entrada:

$$V_{dc}(nT+T) = x(nT+T) - e(nT+T) \quad (3.42)$$

e,

$$V_{dc}(nT) = x(nT) - e(nT) \quad (3.43)$$

Assumindo que o nível dc não se altera significativamente entre duas amostras seguidas, então:

$$V_{dc}(nT+T) - V_{dc}(nT) = 0 \quad (3.44)$$

Esta subtração de níveis dc nas equações 3.42 e 3.43 é a base para a função dada pela equação 3.41. Ao mesmo tempo que subtrai o nível dc, simultaneamente compara a entrada com o sinal estimado.

Se $f(nT+T) = 0$, a estimativa $e(nT)$ está correta e não há necessidade de ajustá-la.

Se $f(nT+T) > 0$, então a estimativa é baixa e $e(nT)$ é ajustada para cima por um pequeno passo d :

$$e(nT+T) = e(nT) + d \quad (3.45)$$

Se $f(nT+T) < 0$, a estimativa está alta e $e(nT)$ é ajustada para baixo por um pequeno passo d :

$$e(nT+T) = e(nT) - d \quad (3.46)$$

A escolha de d é empírica e determina a velocidade com que o filtro se adapta às variações do ruído. Se d é grande o filtro converge mais rapidamente para o ruído de 60 Hz. No entanto, se d for muito grande, o filtro não será capaz de convergir exatamente para o ruído, resultando em oscilações no sinal estimado em torno da amplitude do ruído. Um d pequeno resultará num tempo de aprendizado maior para o filtro, mas produz uma estimativa mais exata do ruído de 60 Hz. Se d for muito pequeno, o filtro não irá convergir para uma estimativa apropriada do ruído.

3.3 - ANÁLISE ESPECTRAL

Algumas transformadas discretas vão permitir a conversão de um sinal discreto da sua representação no domínio do tempo para o domínio da frequência e vice-versa. Assim, um sinal que é representado por tensão no tempo pode ser representado por magnitude versus frequência e fase versus frequência, e vice-versa. Os dois domínios fornecem informações complementares sobre o mesmo dado.

3.3.1 - AS TRANSFORMADAS DE FOURIER

A transformada discreta de Fourier, conhecida por DFT (*Discrete Fourier Transform*), é uma das operações básicas em muitas aplicações de processamento de sinais, utilizada para transformar uma seqüência de dados do domínio do tempo para o da frequência.

Seja um sinal com N amostras, amostrado com um período T : $x(nT) = x(0), x(T), \dots$,

$x((N-1)T)$. A DFT de $x(nT)$ é uma seqüência de números complexos no domínio da frequência dada por:

$$DFT[x(nT)] = X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT)e^{-jk\Omega nT}, k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3.47)$$

onde $\Omega = 2\pi/NT$. Como pode-se observar, a DFT produz números complexos que podem ser representados na forma polar:

$$X_k = |X_k|e^{j\phi_k} \quad (3.48)$$

onde $|X_k|$ é a amplitude de X_k e ϕ_k é a fase.

A transformada rápida de Fourier, mais conhecida como FFT (*Fast Fourier Transform*), é um algoritmo que aproveita a redundância computacional da DFT para reduzir os cálculos requeridos. Como o algoritmo da FFT elimina as multiplicações complexas repetidas, tornando o tempo computacional menor em aproximadamente [Carlson, 1986]:

$$\frac{\text{tempo computacional FFT}}{\text{tempo computacional DFT}} = \frac{1}{2N} \log_2 N \quad (3.49)$$

sendo N uma potência de 2.

A velocidade computacional da FFT torna-a um método atrativo para a análise numérica espectral.

3.3.2 - MÉTODOS MODERNOS DE ESTIMAÇÃO ESPECTRAL

A estimação do espectro utilizando a FFT é eficiente e produz bons resultados para grandes amostras de sinal. No entanto, a FFT possui sérias limitações principalmente quanto à resolução espectral e a efeitos de mascaramento, isto é, respostas espectrais de sinais mais fracos são mascaradas por respostas espectrais de sinais mais fortes. Estas limitações se agravam quando se necessita analisar pequenas quantidades de amostras de dados.

Para tentar resolver as limitações da FFT, foram desenvolvidas técnicas modernas de estimação espectral. O modelamento paramétrico para estimação espectral consiste em escolher um modelo apropriado, estimar os parâmetros do modelo e então substituir os valores estimados em expressões teóricas de densidade espectral de potência.

Muitos processos discretizados podem ser aproximados por um modelo de função de transferência real. Neste modelo uma seqüência de excitação na entrada $u[n]$ e a seqüência de saída $x[n]$, modelamento dos dados, são relacionados pela equação de diferenças:

$$x[n] = \sum_{k=0}^q b[k]u[n-k] - \sum_{k=1}^p a[k]x[n-k] \quad (3.50)$$

A equação anterior é o modelo linear genérico conhecido por ARMA (*autoregressive-moving average*). A função de transferência entre a entrada $u[n]$ e a saída $x[n]$ para esta equação é dada por:

$$H(z) = \frac{B(z)}{A(z)} \quad (3.51)$$

onde:

-transformada z da parte AR (*autoregressive*) do modelo: $A(z) = \sum_{k=0}^p a[k]z^{-k}$

-transformada z da parte MV (*moving average*) do modelo: $B(z) = \sum_{k=0}^q b[k]z^{-k}$

É assumido que $A(z)$ possui todos os zeros dentro do círculo unitário do plano z , garantindo assim que $H(z)$ é um filtro estável e causal.

Sabe-se que a transformada z da função de autocorrelação da saída de um filtro linear P_x é relacionado com a função autocorrelação da entrada P_u pela seguinte expressão:

$$P_x(z) = H(z)H^*\left(\frac{1}{z^*}\right) \cdot P_u(z) = \frac{B(z)B^*\left(\frac{1}{z^*}\right)}{A(z)A^*\left(\frac{1}{z^*}\right)} \cdot P_u(z) \quad (3.52)$$

* denota complexo conjugado

Avaliando a equação (3.52) no círculo unitário, com $z = e^{j2\pi f}$ para $-1/2 \leq f \leq 1/2$, tem-se a densidade espectral de potência $P_x(f)$. Assumindo que a seqüência $u(n)$ é o ruído branco com média zero e variância σ^2 , logo a densidade espectral de potência do ruído é σ^2 . Portanto a densidade espectral de potência da saída do processo ARMA é dada por:

$$P_{ARMA}(f) = P_x(f) = \sigma^2 \left| \frac{B(f)}{A(f)} \right|^2 \quad (3.53)$$

onde:

$$A(f) = A(e^{j2\pi f})$$

$$B(f) = B(e^{j2\pi f})$$

A especificação dos coeficientes AR $a[k]$, dos coeficientes MV $b[k]$ e de σ^2 é equivalente a especificar a densidade espectral de potência do processo $x[n]$. Se $a[0]=1$, $b[0]=1$ e $b[k]=0$ para $k \neq 0$ no modelo ARMA, então:

$$x[n] = -\sum_{k=1}^p a[k] \cdot x[n-k] + u[n] \quad (3.54)$$

Isto é, o processo é estritamente um processo AR de ordem p . O processo é dito ser uma autoregressão em que a seqüência $x[n]$ é uma regressão linear de si mesma e com $u[n]$ representando um erro. Com este modelo, o valor presente do processo é expresso como uma soma ponderada de valores atrasados mais um termo de erro. A densidade espectral de potência fica:

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma^2}{|A(f)|^2} \quad (3.55)$$

Dentre as várias metodologias para estimar os parâmetros do modelo AR, foi utilizada neste trabalho o método da covariância modificada [Kay, 1988] onde para estimar a densidade espectral de potência é necessário estimar os coeficientes a_k através de um processo iterativo que tenta minimizar σ^2 .

A ordem do modelo é outro parâmetro importante para o modelamento AR. Uma ordem muito pequena resulta em um espectro atenuado e de baixa resolução, enquanto uma ordem excessivamente alta origina falsos picos no espectro. Um critério para a seleção da ordem do modelo é minimizando a função conhecida como AIC (*Akaike Information Criterion*):

$$AIC(k) = N \cdot \ln \sigma_k + 2k \quad (3.56)$$

CAPÍTULO 4

O SISTEMA

4.1 - O AMBIENTE DE DESENVOLVIMENTO

A base instalada de computadores hoje em dia no Brasil é dominada pelo sistema "Wintel", isto é, computadores utilizando a já consagrada arquitetura IBM-PC™ utilizando *chips* Intel™ e sistema operacional Windows da Microsoft®. Portanto, nada mais natural do que desenvolver o programa proposto neste estudo para um ambiente de trabalho de 32 bits baseado no amplamente difundido sistema operacional Windows 95/98 da Microsoft®.

O MacOS mudou a forma dos usuários trabalharem e interagirem com os computadores. Mais tarde, seguindo os passos da Apple®, a Microsoft® lançou o Windows. Com isso levou-se a criação de uma nova forma de se desenvolver aplicações para esse sistema operacional: viu-se surgir as ferramentas de programação visual.

O programa foi desenvolvido em linguagem Pascal utilizando como ferramenta de desenvolvimento o aplicativo Delphi Professional versão 3.0 (1997) da Borland International, que entre outras coisas, possui um compilador próprio para o ambiente de 32 bits do Windows 95/98, gerando aplicativos característicos para esse sistema operacional.

Durante o desenvolvimento do programa foram necessários a implementação de diversos algoritmos matemáticos. Para que o Delphi realizasse os diversos cálculos

matemáticos envolvidos foi necessário incluir nos códigos do programa a biblioteca Math* após a declaração uses no início da unidade.

Dentre os componentes visuais usuais em qualquer aplicativo para o Windows (como botões, caixas de lista, rótulos, menus, etc.), cabe destacar um não tão usual assim e que foi amplamente utilizado: o Chart. O Chart é um componente do Delphi que serve para a visualização dos mais variados tipos de gráficos (linha, pontos, barras, torta, etc.). Para obter toda a funcionalidade do Chart é necessário utilizar um pacote integrado ao Delphi chamado TeeChart, que é uma biblioteca gráfica para o desenvolvimento de gráficos no Chart. Para se obter maiores informações sobre o TeeChart, desde que o Delphi esteja instalado, deve-se procurar pelo arquivo Teechart.hlp normalmente na pasta \Borland\Delphi 3\Help\.

O componente Chart oferece diversas facilidades, como por exemplo, o mecanismo de zoom. Para observar maiores detalhes de uma parte do gráfico o usuário deve fazer um zoom, selecionando a área em questão através do clique do botão esquerdo do mouse e posterior arraste do cursor no sentido a direita e para baixo. Para fazer o gráfico retornar ao seu tamanho original, sem zoom, basta fazer o processo inverso, clicando e arrastando o cursor no sentido à esquerda e para cima. Outro recurso interessante é o deslocamento do gráfico, que pode ser realizado pela ação de clicar e arrastar com o botão direito do mouse.

Um duplo clique de mouse sobre algum Chart, este é transferido para a Área de Transferência do Windows, podendo-se colá-lo em qualquer outro aplicativo Windows, como um editor de textos ou um aplicativo gráfico.

* Termos sublinhados são bibliotecas ou comandos do Delphi.

A janela principal contém o comando **Imprimir**** e as demais janelas possuem um botão **Imprimir**. Este comando vai abrir a janela de diálogo padrão do Windows para os serviços de impressão e vai enviar para a impressora a janela ativa no momento.

4.2 - O PROGRAMA PARA PROCESSAMENTO E ANÁLISE DO ECG

A instalação do programa é extremamente simples. Para instalá-lo no disco rígido basta copiar os arquivos **ProjetoECG.exe** e **EcgSetup.cfg** para a pasta que convier ao usuário. Depois basta executar o programa **ProjetoECG.exe**.

A janela principal (Figura 4.1), ponto de entrada para as demais funções do programa, possui um botão de saída, uma barra de menus e três Charts. Nos Charts serão apresentados cada um dos canais de registro de ECG no sistema XYZ, além de mostrar no canto inferior esquerdo a frequência de amostragem no qual esse ECG foi adquirido. Na barra de status no rodapé da janela aparecem dados sobre o nome do arquivo que foi aberto e a quantidade de pontos amostrados.

O grupo **Amplificador ECG** mostra o ganho utilizado pelo amplificador durante a aquisição do sinal. O grupo **Conversão A/D** indica a frequência de amostragem com que o sinal foi adquirido e o tipo de conversor A/D utilizado. E o grupo **Tempo Aquisição** mostra o tempo de aquisição do sinal, correspondendo ao número de pontos de um canal vezes o período de amostragem (que é igual ao inverso da frequência de amostragem).

** Termos em negrito são comandos ou componentes do sistema desenvolvido.

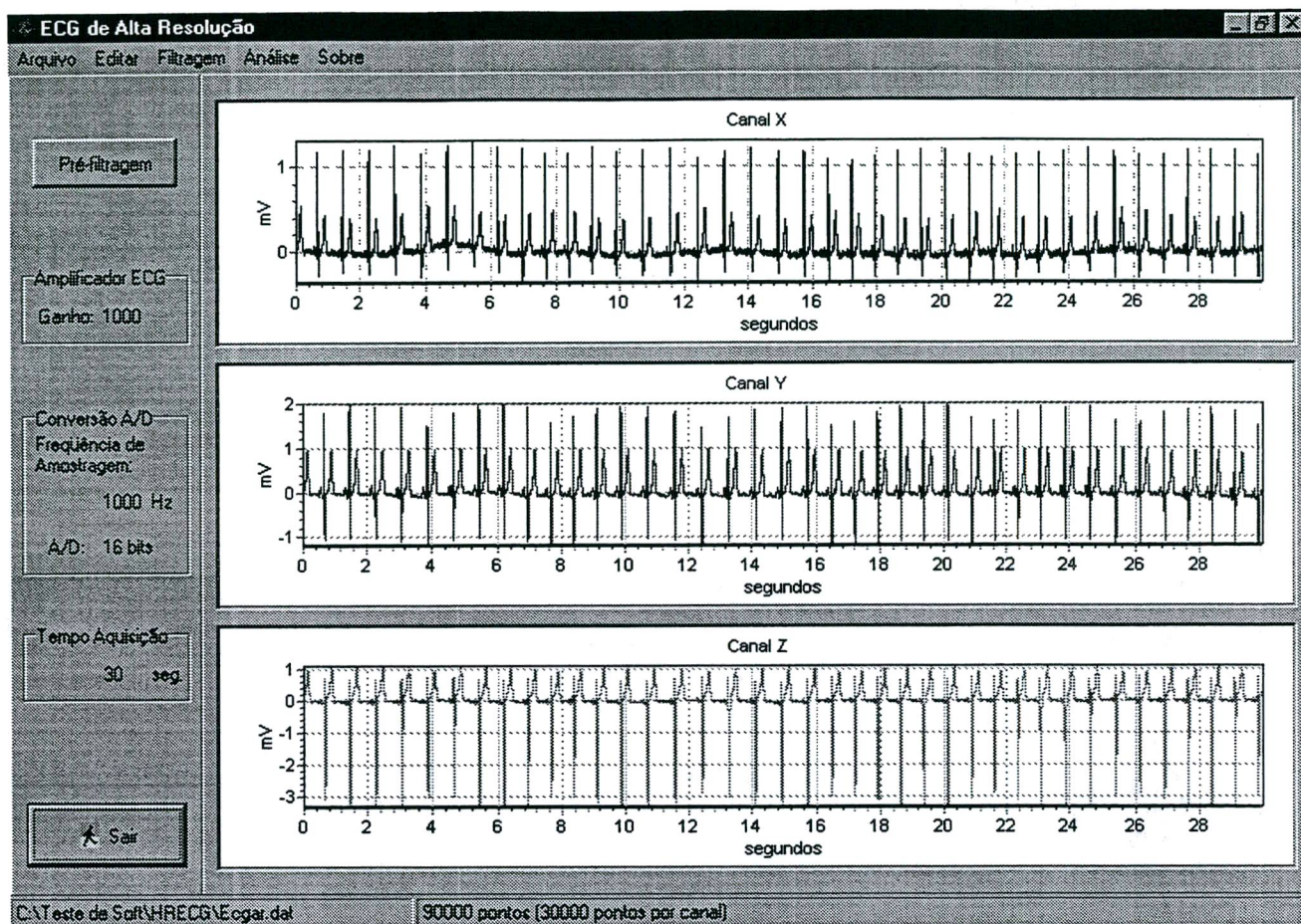


Figura 4.1 - Janela Principal mostrando 30 seg. de registro de ECG.

Alguns Charts possuem a característica de, ao se posicionar o cursor sobre eles, apresentar uma linha horizontal e outra vertical na posição do cursor e, ao mesmo tempo, passar à forma de cruz. Isto visa facilitar a determinação dos valores no eixo vertical e horizontal que aparecerão na barra de status no rodapé da janela.

O botão **Sair** encerra o programa, fechando a janela principal. Geralmente, todas as janelas criadas pelo programa possuem um botão **Sair**, que fecha a janela corrente e retorna à janela anterior.

Os menus estão organizados de acordo com a Figura 4.2:

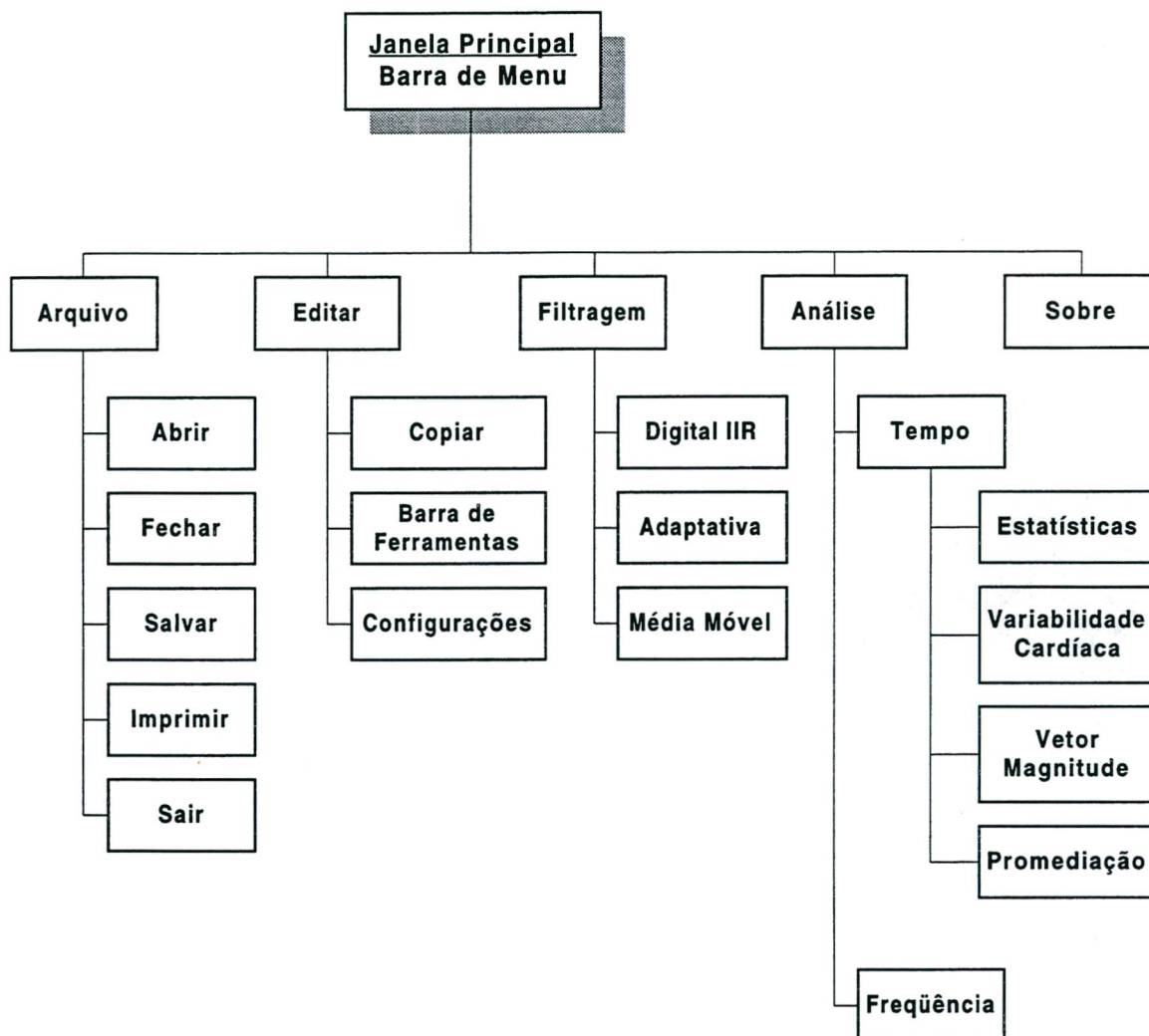


Figura 4.2 - Os menus que vão dar acesso aos vários módulos do programa.

O programa, ao ser carregado ou selecionando no menu o comando **Sobre**, vai abrir uma janela contendo informações sobre a instituição e os autores deste trabalho, possibilitando futuros contatos (Figura 4.3).



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
GRUPO DE PESQUISAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA



ANÁLISE DO ELETROCARDIOGRAMA EM ALTA RESOLUÇÃO

Renato Massayuki Okamoto, EE

Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, PhD

e-mail: imarques@gpeb.ufsc.br

Caixa Postal 476

CEP 88040-900

Florianópolis - Santa Catarina - Brasil

www.gpeb.ufsc.br

e-mail: bio_eng@gpeb.ufsc.br

Versão 1.00
1998/1999



Figura 4.3 - Janela de apresentação do sistema.

As operações de filtragem podem gerar resultados aceitáveis ou não. Os resultados das operações de filtragem aceitas pelo usuário substituirão os dados presentes na tela principal, enquanto as que não forem aceitas serão simplesmente descartadas. As operações de análise serão sempre sobre os dados presentes na janela principal.

4.2.1 - OS MENUS ARQUIVO E EDITAR

No menu **Arquivo** temos as seguintes opções:

- **Abrir:** abre a janela diálogo padrão Abrir do Windows para selecionar o arquivo a ser carregado;
- **Fechar:** fecha o arquivo que está aberto, limpando os gráficos;

- **Salvar:** abre a janela diálogo padrão Salvar do Windows para armazenar os dados que estão em uso no momento;
- **Imprimir:** imprime a janela principal;
- **Sair:** encerra o programa, fechando a janela principal.

No menu **Editar** temos as seguintes opções:

- **Copiar:** permite selecionar e armazenar um dos gráficos da tela principal na Área de Transferência do Windows para posterior utilização em outro aplicativo Windows através do procedimento Colar (Ctrl+V);
- **Barra de Ferramentas:** torna visível ou não a barra de ferramentas, permitindo assim aumentar a área dos gráficos;
- **Configurações:** chama a janela de parâmetros de configuração do programa.

O menu **Configurações** vai abrir uma nova janela onde estarão alguns parâmetros utilizados pelo programa. A Figura 4.4 apresenta a janela com os valores *default*:

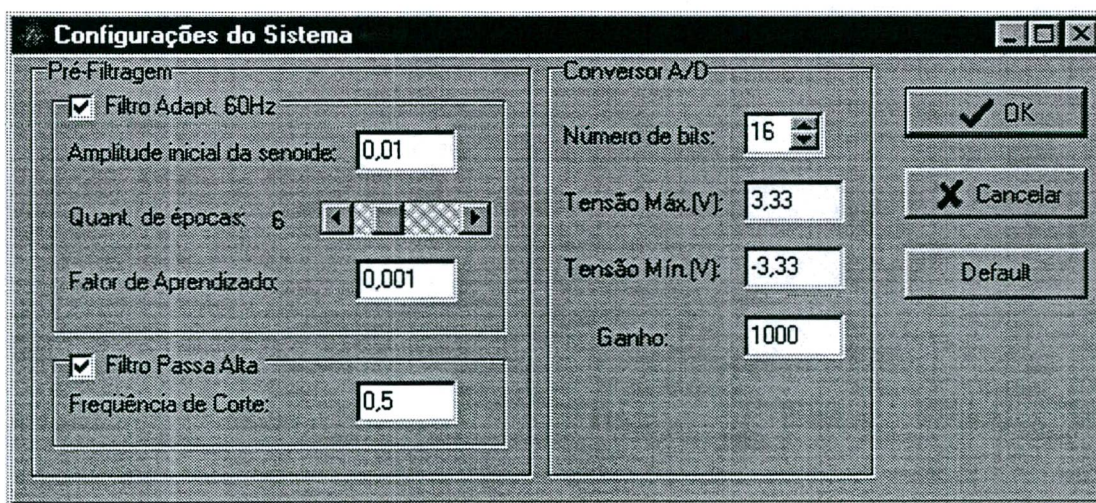


Figura 4.4 - Janela Configurações do Sistema.

O grupo **Pré-Filtragem** mostra os valores utilizados pelo procedimento de pré-filtragem do sinal quando o botão **Pré-Filtragem** da janela principal é clicado. O citado procedimento realiza duas filtrações:

- Filtragem adaptativa do ruído de 60 Hz, se a caixa de seleção **Filtro Adapt. 60Hz** estiver ativa, ou seja, checada;
- Filtragem digital passa alta para eliminar a variação da linha de base, se a caixa de seleção **Filtro Passa Alta** estiver ativa.

A filtragem adaptativa do ruído de 60 Hz utiliza o algoritmo explicado na **Seção 3.3** deste trabalho, e a filtragem passa altas utiliza um filtro digital IIR com aproximação de Butterworth de 4ª ordem (ver **Seção 3.1.1**).

Apesar do processo de pré-filtragem da janela principal ser um procedimento importante para a posterior análise do sinal, tendo em vista que ela realiza a eliminação da variação da linha de base e a redução da interferência da rede (60 Hz), este procedimento não é mandatório, isto é, realizado de forma automática após a abertura do arquivo contendo o sinal. Isto porque pode ser do interesse do usuário analisar o sinal na forma original em que foi registrado, isto é, sem nenhum processamento digital.

O grupo **Conversor A/D** contém os parâmetros relacionados ao conversor A/D e do equipamento de aquisição e que serão utilizados durante a abertura dos arquivos de dados. Esses parâmetros são importantes para o correto funcionamento do programa.

O botão **OK** fecha a janela, salvando todos os valores no arquivo de configuração **EcgSetup.cfg**. O botão **Cancelar** despreza as modificações realizadas e fecha a janela **Opções**. E o botão **Default** carrega os valores padrão que são aqueles que estão de acordo com as especificações do equipamento utilizado para adquirir os sinais (*hardware*).

O arquivo **EcgSetup.cfg** é carregado quando o programa é inicializado. Assim, é de suma importância que este arquivo esteja na mesma pasta e/ou disco onde o programa é executado, caso contrário aparecerá uma mensagem de erro indicando que não foi possível abrir o arquivo.

4.2.2 - A JANELA FILTRAGEM IIR

O menu **Filtragem/Digital IIR** vai ativar a janela **Filtragem IIR**. Esta janela, ao ser aberta, carrega os sinais presentes na janela principal. Esta janela constitui uma ferramenta de filtragem digital IIR utilizando uma aproximação de Butterworth de 4ª ordem. Como pode-se observar na Figura 4.5, ativando-se o botão de opção apropriado pode-se selecionar o tipo de filtro a ser utilizado: passa altas ou passa baixas.

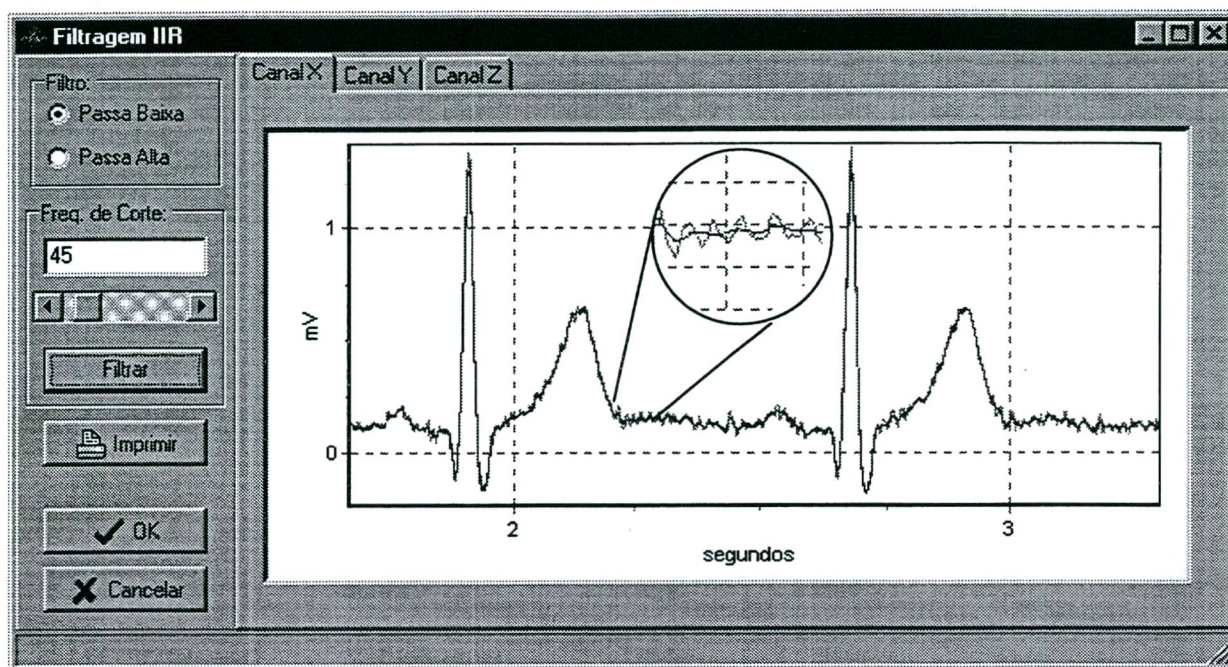


Figura 4.5 - Janela Filtragem IIR; no detalhe o sinal original e o filtrado.

No grupo **Freq. de Corte**, através da barra de rolagem ou diretamente na caixa de edição, pode-se estabelecer a frequência de corte desejada para o filtro. Acionando-se o botão **Filtrar** serão realizadas as operações de filtragem nos três canais de dados e o resultado aparecerá na mesma tela, sobrepondo-se ao sinal original para cada um dos três canais. A frequência de corte obedece ao teorema da amostragem, permitindo apenas uma frequência menor ou igual à metade da frequência de amostragem.

Caso os resultados sejam satisfatórios, o sinal filtrado pode ser enviado para a tela principal no lugar do sinal original. Para tanto basta clicar no botão **OK**. Caso o usuário não esteja satisfeito com os resultados e deseje descartá-los, basta clicar no botão **Cancelar**. Neste caso os dados da janela principal serão mantidos. Em ambos os casos, o clique tanto para o botão **OK** como para o **Cancelar**, resultará no fechamento da janela **Filtragem IIR**.

O algoritmo de filtragem IIR é bidirecional, isto é, faz duas filtrações: uma no sentido inverso e a outra no sentido direto do sinal. Desta forma consegue-se um filtro sem distorção de fase e ao mesmo tempo a ordem do filtro é dobrada [Pynsent and Hanka, 1982].

4.2.3 - A JANELA FILTRAGEM ADAPTATIVA

O menu **Filtragem/Adaptativa** abre a janela **Filtragem Adaptativa** (Figura 4.6). Esta janela também ao ser aberta carrega os sinais da janela principal. Da mesma forma que a janela de Filtragem IIR, o botão **Filtrar** realiza as operações de filtragem, o botão **OK** substitui os sinais da janela principal pelos resultados obtidos pela filtragem adaptativa e fecha a janela, enquanto o botão **Cancelar** simplesmente fecha a janela.

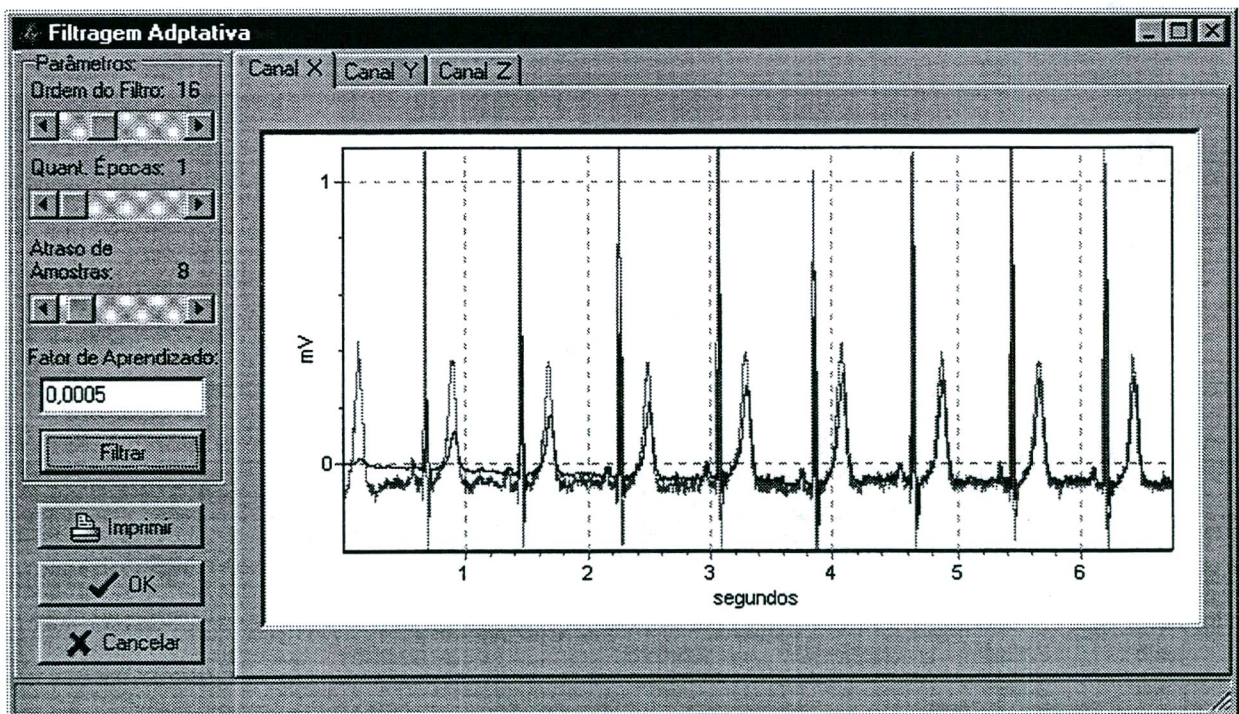


Figura 4.6 - Janela Filtragem Adaptativa. A esquerda aparecem os parâmetros utilizados pelo filtro.

Esta janela realiza uma filtragem adaptativa de ordem estabelecida pela barra de rolagem **Ordem do Filtro**. O algoritmo utilizado é o LMS e a estrutura do filtro é do tipo ALE com um atraso de amostras dado pela barra de rolagem **Atraso de Amostras** e um fator de aprendizado dado pela caixa de edição **Fator de Aprendizado (Seção 3.2)**. O número de épocas, isto é, a quantidade de vezes em que o processo de filtragem adaptativa vai ser repetido, vai ser dada pela barra de rolagem **Quant. Épocas**.

4.2.4 - A JANELA PROMEDIAÇÃO TIPO MÉDIA MÓVEL

A próxima ferramenta de filtragem é chamada pelo menu **Filtragem/Média Móvel**, que vai abrir a janela **Promediação Tipo Média Móvel**. Da mesma forma que as janelas de filtragem anteriores, o botão **Calcular** realiza as operações de promediação e apresenta os resultados na tela, o botão **OK** substitui o sinal da janela principal pelos resultados encontrados e fecha a janela, e o botão **Cancelar** simplesmente fecha a janela. O número de termos utilizados pela promediação é dado pela barra de rolagem **Num. Termos** no grupo **Ordem** (Figura 4.7).

Um filtro de média móvel pode ser utilizado quando se está interessado em analisar um segmento do sinal. Quando se trata de potenciais tardios este tipo de filtro não pode ser utilizado.

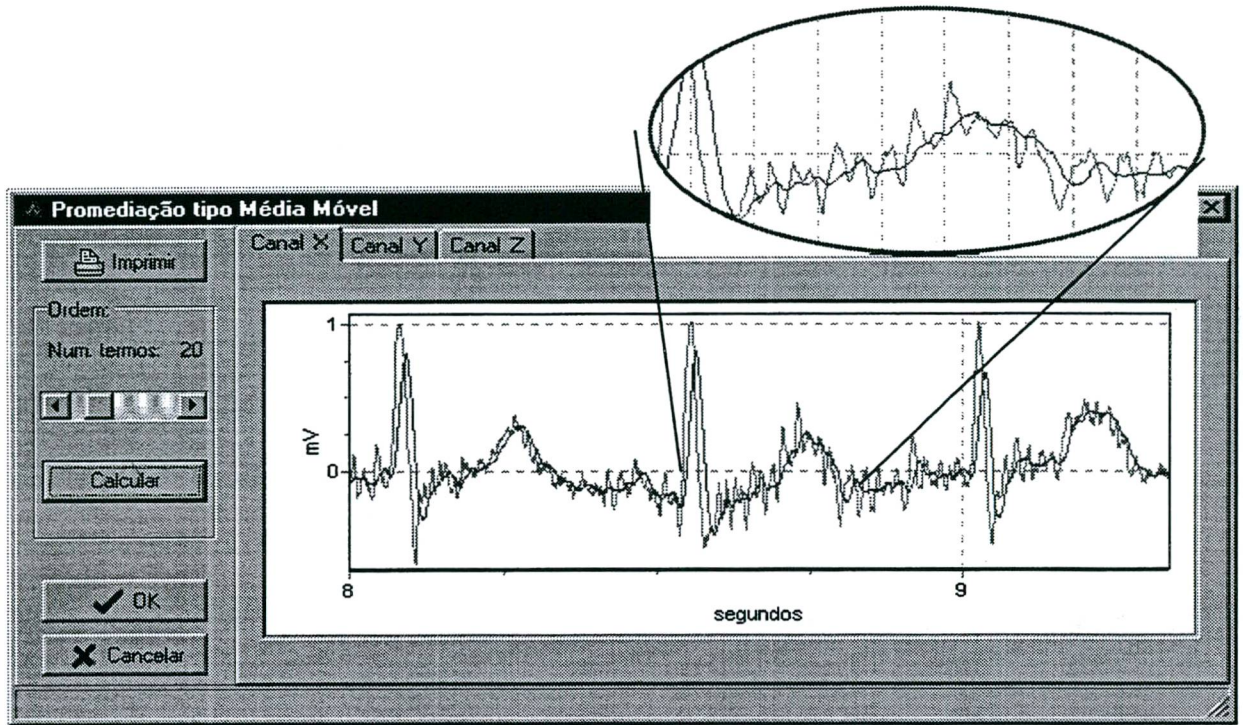


Figura 4.7 - Janela Promediação Tipo Média Móvel; a esquerda o número de termos utilizados e no detalhe o sinal original e o resultado da promediação.

O filtro de média móvel implementado possui uma estrutura como a apresentada na Figura 4.8.

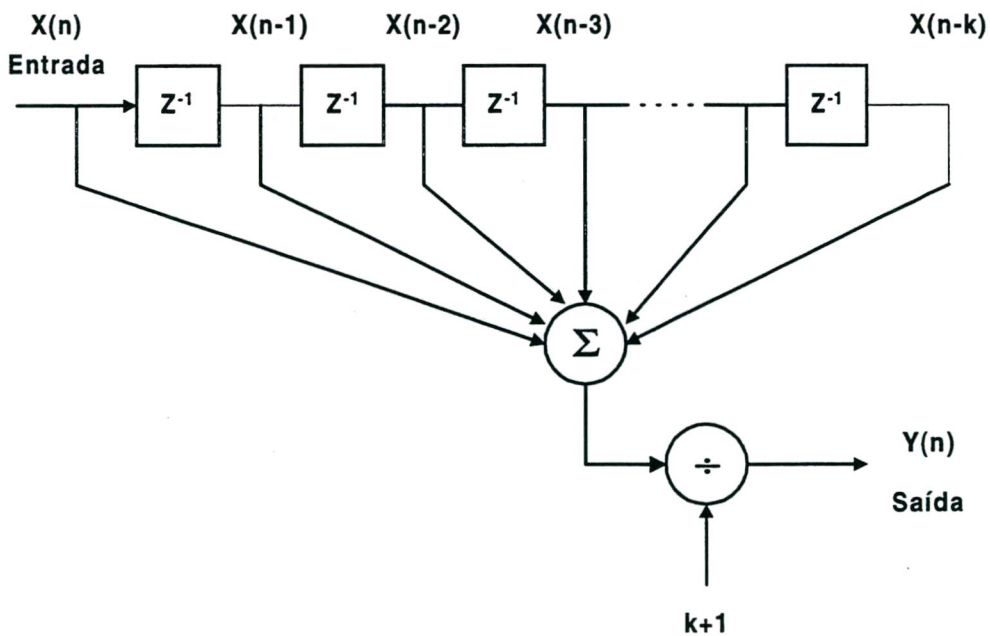


Figura 4.8 - Estrutura do filtro de média móvel.

4.2.5 - A JANELA ANÁLISE DE INTERVALOS

Quando o menu **Análise/Tempo** é selecionado na janela principal, a janela **Análise de Intervalos** é aberta (Figura 4.9). Esta janela, ao ser aberta, carrega os sinais da janela principal, cada sinal em uma página, e mostra também o vetor magnitude correspondente aos três canais ($VM = (X^2 + Y^2 + Z^2)^{1/2}$). Para mostrar na tela um dos canais, basta escolher na aba correspondente que a página com o canal selecionado se tornará ativa.

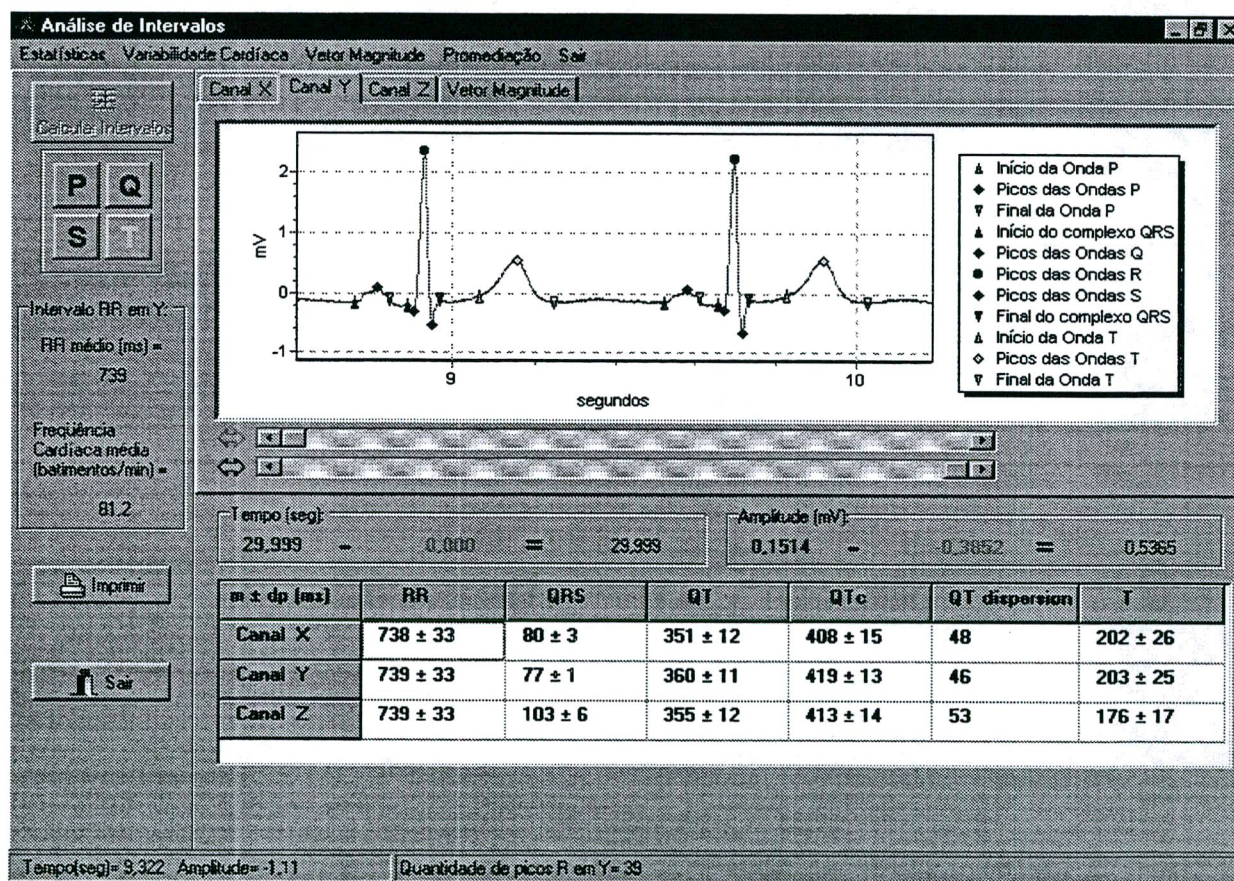


Figura 4.9 - Janela Análise de Intervalos: o gráfico apresenta as ondas características do ECG; abaixo um quadro com estatísticas do sinal (média ± desvio padrão).

Como forma de auxiliar a medida de certos intervalos e/ou investigar alguma particularidade do sinal de ECG, existem duas barras verticais que se movimentam sobre os gráficos e que são controladas pelas barras de rolagem, indicadas pelo caractere \Leftrightarrow , posicionadas abaixo dos Charts. Estas barras verticais fornecem os valores de tempo, em segundos (seg), e amplitude, em milivolts (mV), dos sinais e a diferença entre eles nos grupos **Tempo e Amplitude**.

Inicialmente são identificados o instante de ocorrência dos picos das ondas R do vetor magnitude. A seguir são calculados os picos das ondas R de cada canal (X, Y e Z) tomando como referência na busca os picos R do vetor magnitude. Selecionando-se o botão **Calcular Intervalos**, os picos e limites das demais ondas (P, Q, S T e U) são calculados e apresentados. Como forma de limpar o gráfico para torná-lo mais claro ou para observar um intervalo em particular, os botões **P, Q, S e T** fazem os limites e picos das respectivas ondas desaparecerem ou aparecerem nos gráficos. A esquerda, abaixo dos botões, são mostrados o valor do intervalo **RR médio**, em milisegundos, e a **Frequência Cardíaca Média**, em batimentos por minuto.

A Figura 4.10 apresenta um diagrama de blocos mostrando os procedimentos realizados descritos anteriormente.

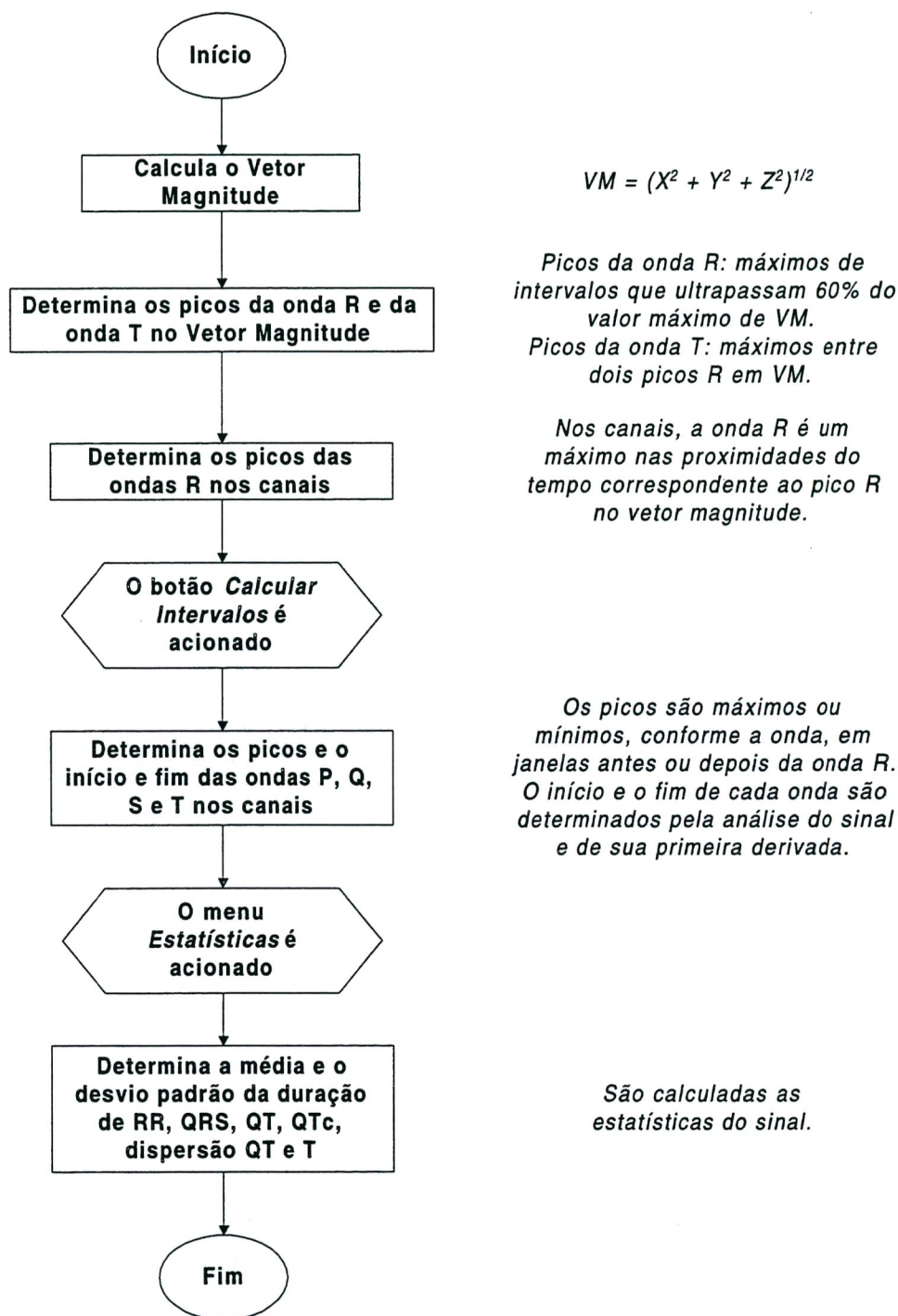


Figura 4.10 - Diagrama em blocos do procedimento para a determinação das ondas do ECG.

No menu desta janela aparecem as opções **Estatísticas**, **Variabilidade Cardíaca**, **Vetor Magnitude**, **Promediação** e **Sair**. Inicialmente, ao ser aberta a janela, a opção **Estatísticas** aparece desabilitada. Essa opção será habilitada somente quando o botão

Calcular Intervalos for acionado. Isto se deve porque essa opção necessita dos resultados do cálculo de intervalos. A opção **Sair** do menu, assim como o botão **Sair**, fecha a janela, retornando à janela principal.

Ao selecionar a opção **Estatísticas** do menu, a tabela com algumas estatísticas do sinal aparecerá. É possível que possa ocorrer alguma mensagem de erro e algumas das estatísticas não possa ser calculada. Isto se deve a alguma falha na detecção de algum intervalo.

Nesta janela de análise de intervalos, ao se acionar o menu **Variabilidade Cardíaca**, abre-se a janela **Variabilidade da Frequência Cardíaca** (Figura 4.11). Nesta janela, nos Charts superiores, são apresentados os valores dos intervalos RR de cada canal.

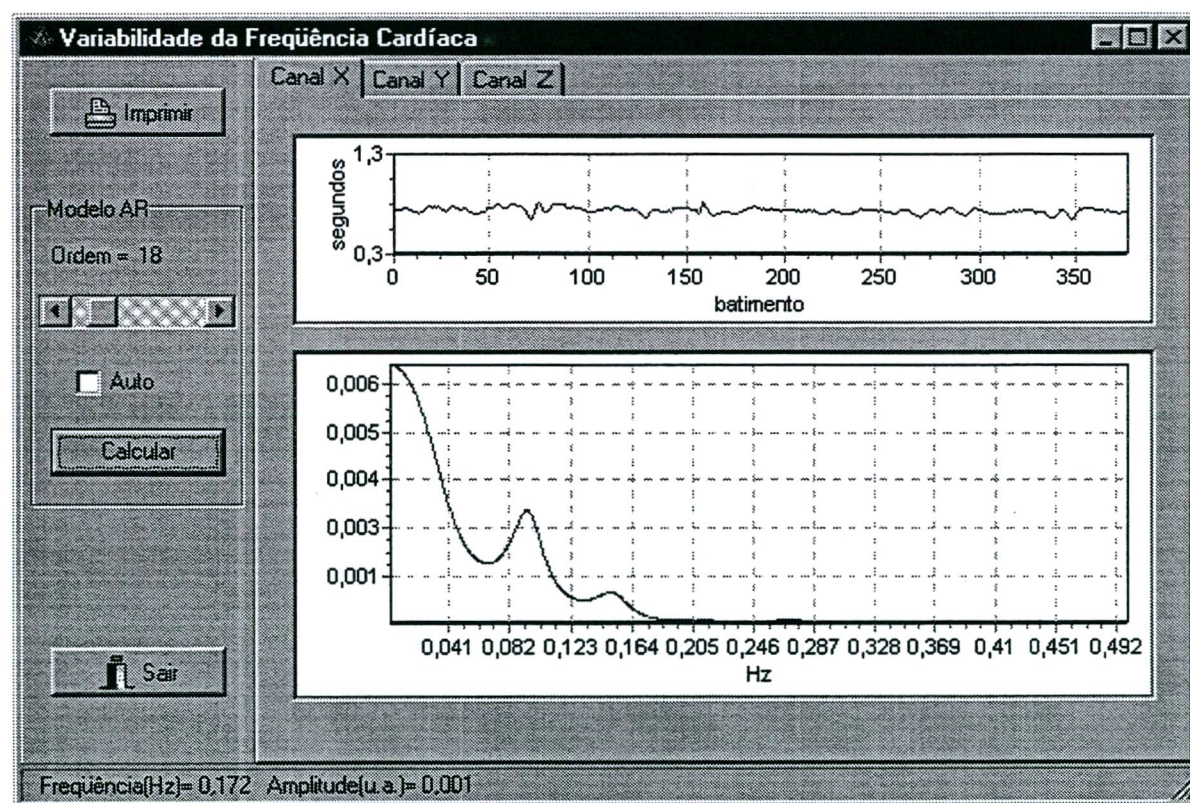


Figura 4.11 - Janela Variabilidade da Frequência Cardíaca: oscilação do intervalo RR (gráfico superior) e análise espectral da variabilidade do RR (gráfico inferior).

Como se está analisando uma pequena quantidade de pontos, foi implementado um algoritmo de estimação espectral através do modelamento paramétrico AR. No grupo **Modelo AR** o usuário pode escolher entre selecionar uma ordem fixa para o modelo ou deixar que o programa calcule de forma automática, bastando, para tanto, assinalar a caixa de seleção **Auto**.

A próxima janela chamada a partir da janela **Análise de Intervalos** é a que é aberta ao ser selecionado o menu **Vetor Magnitude** (Figura 4.12). Os procedimentos adotados na abertura desta janela serão descritos a seguir.

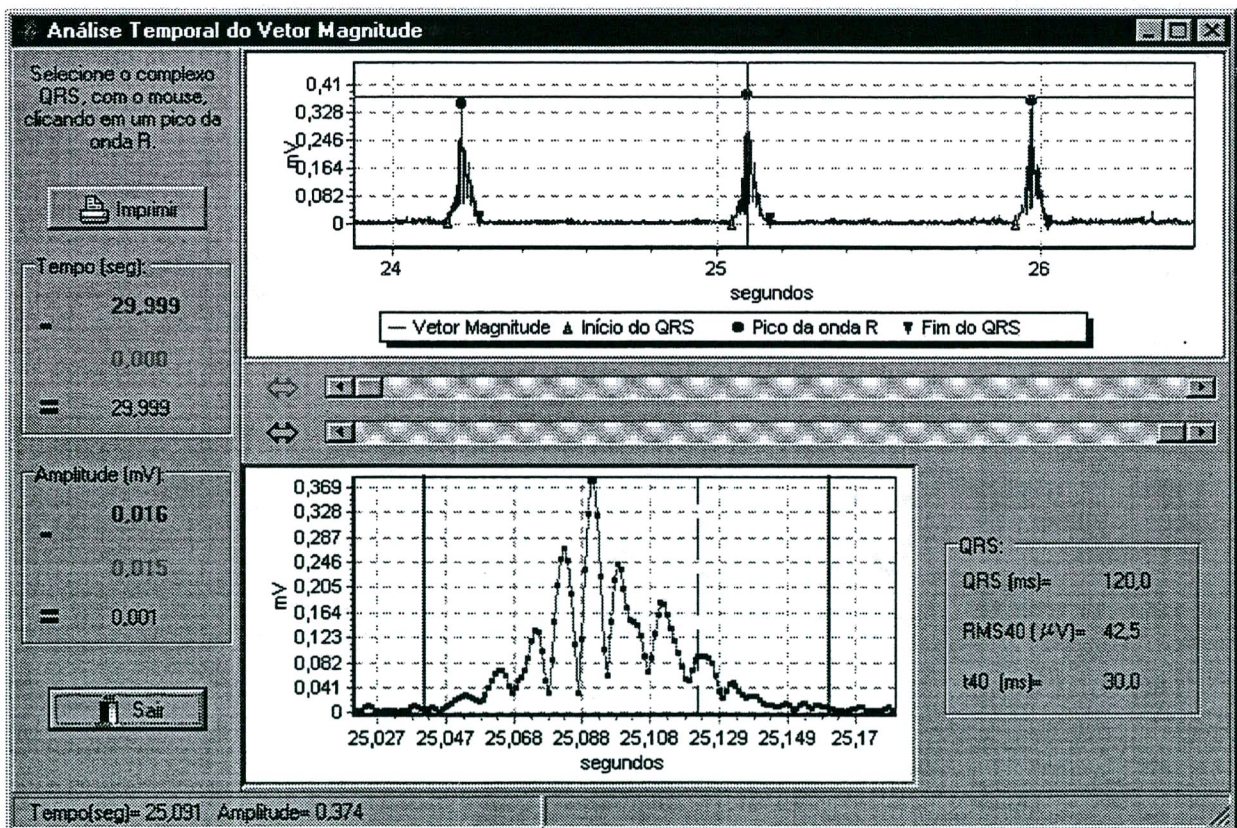


Figura 4.12 - Janela **Análise Temporal do Vetor Magnitude** mostrando o vetor magnitude do sinal (gráfico superior) e um batimento selecionado pelo usuário (gráfico inferior).

A janela **Análise Temporal do Vetor Magnitude**, ao ser aberta, vai carregar no Chart superior o Vetor Magnitude calculado a partir dos sinais filtrados dos canais X, Y e Z. Ou seja, ao ser aberta esta janela, os canais X, Y e Z passam por um filtro passa altas de 40 Hz e o sinal filtrado é utilizado para construir o Vetor Magnitude. Uma vez calculado o vetor magnitude, são calculados os picos dos complexos QRS e o início e o fim dos complexos QRS.

O início do complexo QRS no Vetor Magnitude é definido como sendo o ponto central de um segmento de 5 ms onde a tensão média é maior que o valor médio do ruído mais 1,5 vezes o desvio padrão do ruído, numa busca realizada a partir de um ponto antes do complexo QRS em direção a seu pico. De forma semelhante, o final do complexo QRS é definido como sendo o ponto central de um segmento de 5 ms onde a tensão média é maior que o valor médio do ruído mais 3 vezes o desvio padrão, numa busca realizada a partir de um ponto depois do complexo QRS em direção a seu pico. Com isso é calculado o primeiro parâmetro no grupo **QRS**. O segundo parâmetro, **RMS40**, é a tensão média quadrática dos últimos 40 ms do complexo QRS no Vetor Magnitude. Finalmente, o parâmetro **t40** é o tempo em que o final do Vetor Magnitude fica abaixo de 40 μ V [Breithardt *et al.*, 1991 e Marques, 1994].

Esses parâmetros, **QRS**, **RMS40** e **t40**, foram definidos na **Seção 2.4.1** e correspondem a QRSd, RMS40 e LAS, respectivamente.

A Figura 4.13 apresenta um diagrama em blocos mostrando os procedimentos adotados.

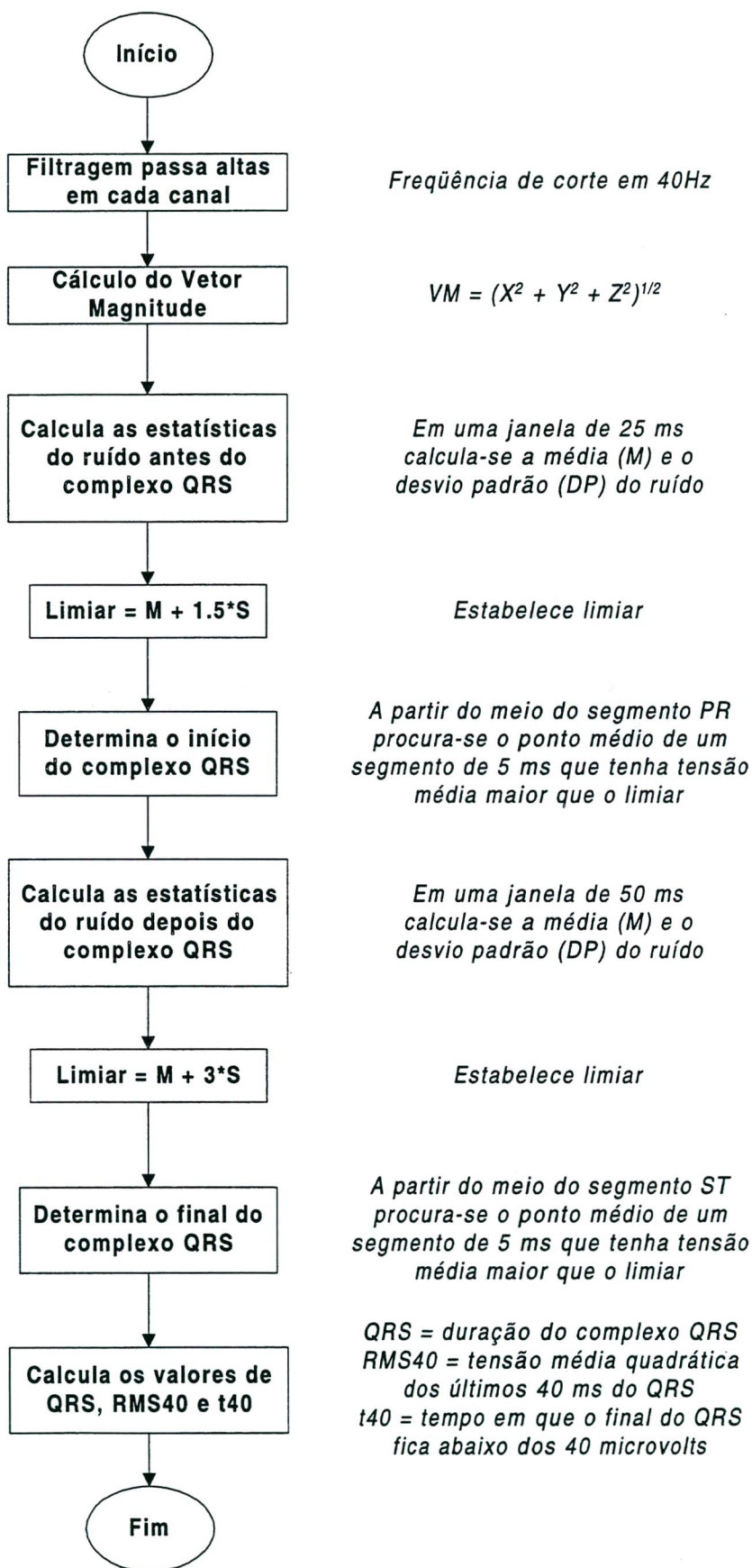


Figura 4.13 - Diagrama em blocos para determinação do QRS e seus parâmetros.

A seleção de um complexo QRS para análise é feita por um simples clique do mouse sobre o pico da onda R do complexo QRS desejado. Este procedimento automaticamente carregará o complexo QRS no Chart inferior da janela e mostrará os respectivos parâmetros no grupo **QRS**, a direita do Chart. Barras verticais aparecerão no gráfico indicando o início e o final do QRS e uma barra vertical tracejada indicando o início do segmento final de 40 ms ao final do QRS.

Esta janela permite também uma análise manual de intervalos através das barras de rolagem sob o Chart superior, enquanto que, no Chart inferior, onde o complexo QRS selecionado aparece com maior detalhe, a mudança do cursor de seta para uma pequena mão indica que o mesmo está sobre um ponto do gráfico. Ao pressionar o botão esquerdo do mouse nesse momento, na barra de status no rodapé da janela vai aparecer as coordenadas do ponto selecionado.

Uma análise semelhante é realizada pela janela **Promediação - Abordagem Tradicional** (Figura 4.14), aberta ao ser selecionada a opção **Promediação** no menu da janela **Análise de Intervalos**. Ao ser aberta cada canal é promediado e o resultado é apresentado em um Chart. Para o cálculo do Vetor Magnitude é preciso antes realizar uma filtragem passa altas em cada um dos canais. O filtro passa altas pode ser escolhido com uma frequência de corte em 25 ou em 40 Hz. O resultado da filtragem, multiplicado por 10, é colocado nos Charts e o Vetor Magnitude é apresentado no último Chart.

De forma semelhante à janela **Análise Temporal do Vetor Magnitude**, são apresentados os parâmetros **QRS**, **RMS40** e **t40**.

Assumindo que o ruído presente é considerado estacionário, uma vez que o sinal é promediado, o desvio padrão fornece uma estimativa aproximada do nível RMS do ruído. Assim, o **Nível Ruído** representa o valor do desvio padrão do ruído encontrado para o cálculo dos limiares de detecção dos limites do complexo QRS. **Num. batimentos** indica o número de batimentos cardíacos que foram promediados.

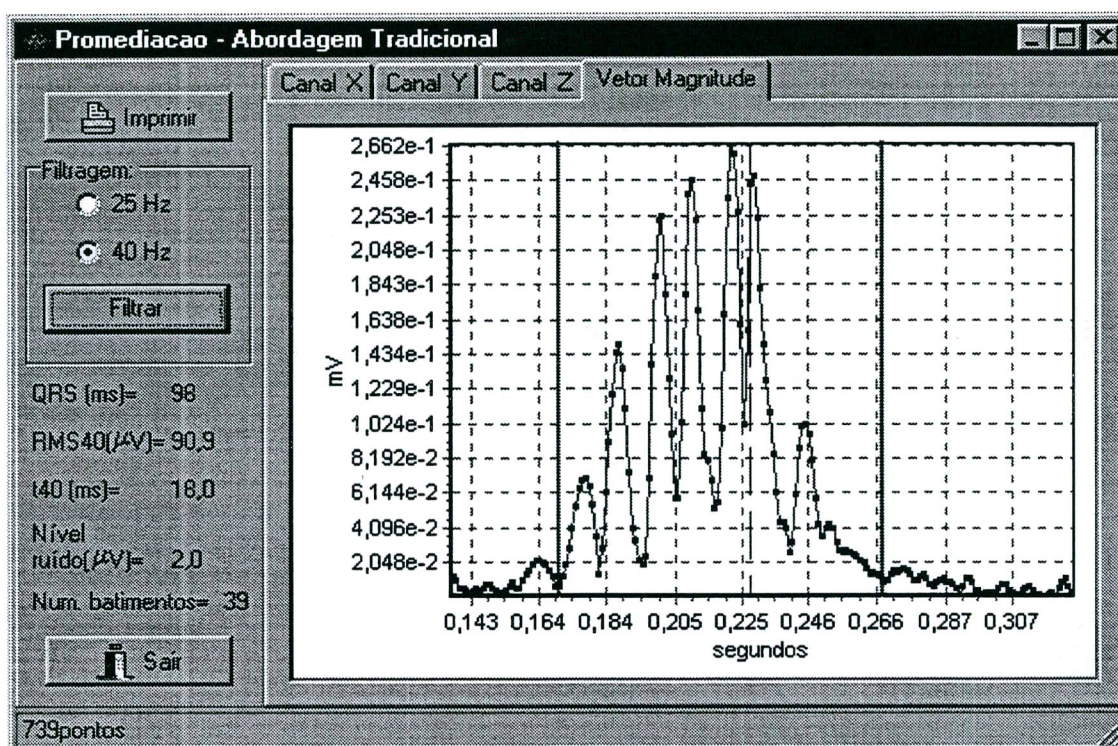


Figura 4.14 - Janela Promediação - Abordagem Tradicional: no gráfico o vetor magnitude com as barras verticais contínuas indicando o início e o fim do complexo QRS; à esquerda aparecem a frequência de corte do filtro passa altas utilizado e os parâmetros analisados.

A promediação dos canais X, Y e Z é realizada tomando-se como ponto de sincronismo os picos das ondas R de cada canal. Tomando-se o valor do ciclo cardíaco médio, são promediados os pontos antes de cada pico R no intervalo correspondente a 30% do ciclo cardíaco médio e depois de cada pico R os pontos correspondentes a 70% do ciclo cardíaco médio.

4.2.6 - A JANELA ANÁLISE DO ESPECTRO DE FREQUÊNCIAS

A janela **Análise do Espectro de Frequências** (Figura 4.15) é aberta ao se selecionar a opção **Análise/Frequência** no menu da tela principal. Esta janela possui um controle de páginas com três páginas. Cada página possui dois Charts com duas barras de rolagem entre elas. Nos Charts superiores serão carregados os sinais de ECG da janela principal. Para a análise espectral existem dois métodos: através da conhecida FFT e por meio de uma técnica de modelamento paramétrico AR.

Duas opções podem ser tomadas para o cálculo do espectro de frequências do sinal através de um algoritmo de FFT utilizando janelamento retangular. A primeira opção é o cálculo do espectro de frequências para todo o sinal. Para tanto basta que a caixa de seleção **Todo o sinal** esteja selecionada e ativar o botão **FFT** para que o resultado seja mostrado no segundo Chart da página.

A segunda opção é o cálculo da FFT de um trecho do sinal. Para tanto deve-se desativar a caixa de seleção **Todo o sinal** e depois selecionar o intervalo de interesse através das barras de rolagem. Cada barra de rolagem vai controlar uma barra vertical no Chart superior. A posição temporal de cada barra será apresentada nas respectivas caixas de edição **Início** e **Fim**. Feita a seleção do intervalo de interesse, basta ativar o botão **FFT** para que o resultado apareça no Chart inferior.

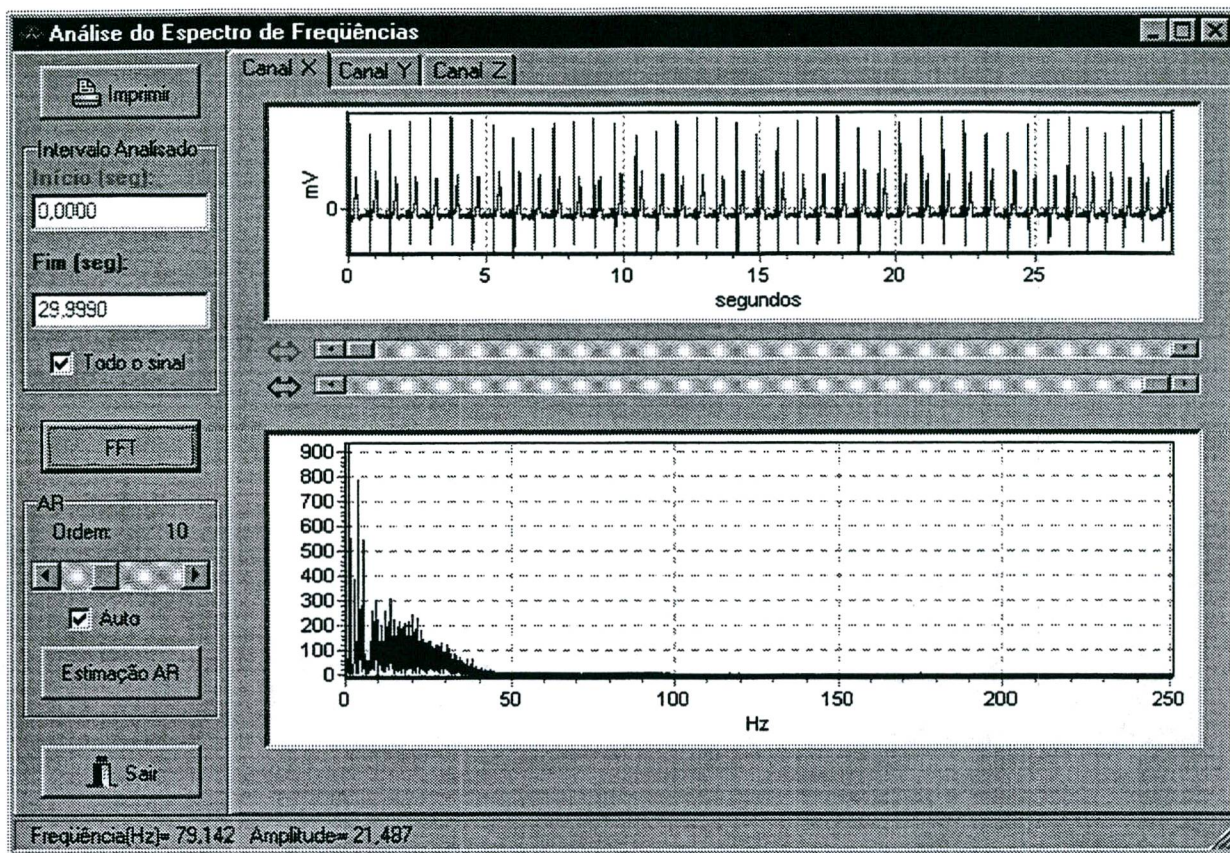


Figura 4.15 - Janela Análise do Espectro de Freqüências: FFT calculada para todo um sinal de 30 seg, sem janelamento.

Para a utilização da estimação de um modelo AR, é necessário selecionar o intervalo de interesse através das barras de rolagem e depois ativar no botão **Estimação AR**. Devido a limitações no algoritmo, somente intervalos de no máximo 2048 pontos podem ser analisados.

A ordem do modelo pode ser selecionada manualmente através da barra de rolagem ou pode-se deixar o algoritmo decidir pela ordem ótima a ser utilizada, bastando para tanto marcar a caixa de seleção **Auto** (Figura 4.16).

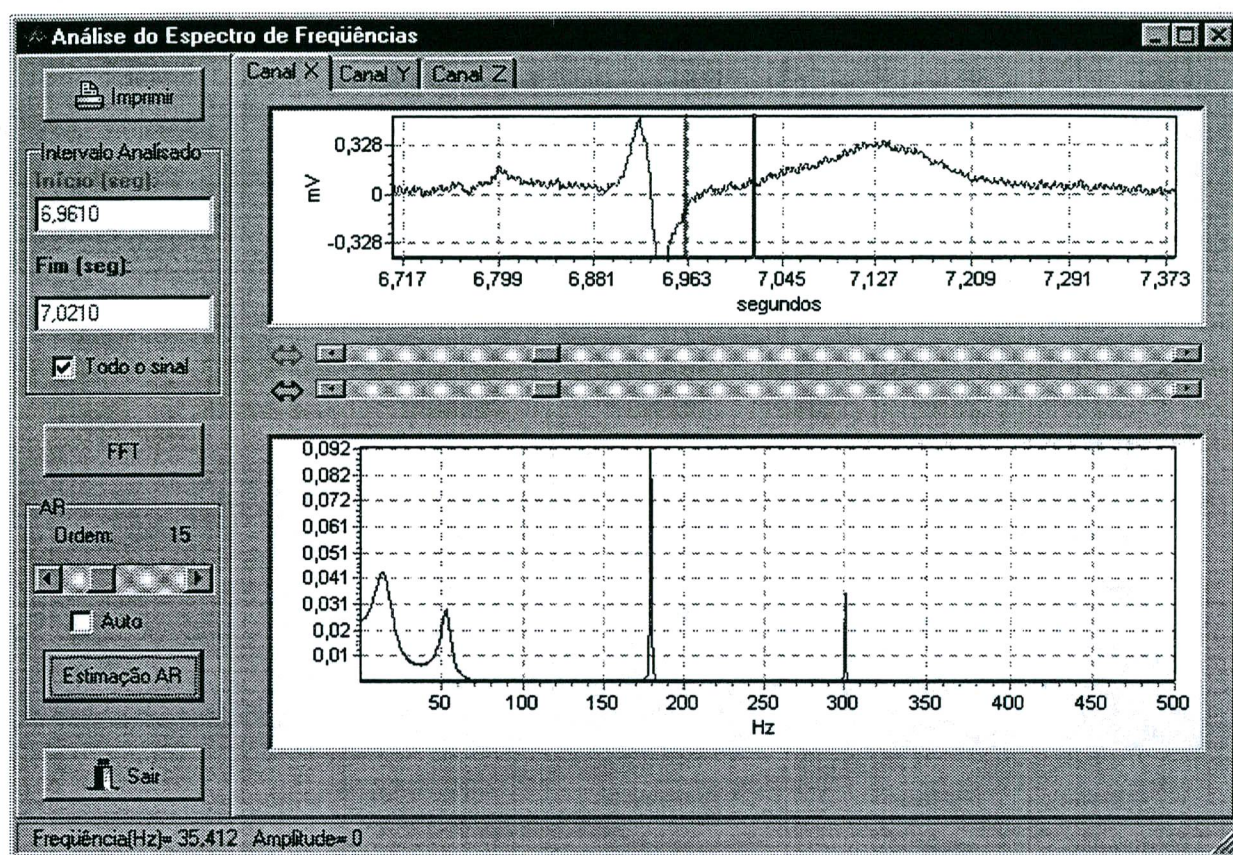


Figura 4.16 - Janela Anlise do Espectro de Freqncia: estimacoo AR calculada para o intervalo indicado pelas barras verticais no grfico superior e pelo grupo Intervalo Analisado.

Os algoritmos de processamento digital de sinais como filtros, FFT e Estimacoo AR foram baseados na teoria do **Captulo 3** deste trabalho e em algoritmos j descritos na literatura [Kay, 1988; Ifeachor e Jervis, 1995; Marques, 1994; Tag, 1995].

O algoritmo de filtragem foi primeiramente elaborado em MatLab, verso para o Windows, para fins de comparacoo com os filtros do prprio MatLab. Assim, o filtro IIR Butterworth de 4^a ordem e a rotina de filtragem bidirecional tiveram seus resultados

comparados com o filtro equivalente no MatLab, apresentando os mesmos resultados. Uma vez acertado o algoritmo de filtragem no MatLab, foi feita uma adaptação para a linguagem Pascal do Delphi. O mesmo ocorreu para o algoritmo de FFT.

De forma geral, todos os algoritmos utilizados no programa, tanto na parte de processamento como na parte de análise, foram primeiro implementados em MatLab e apenas depois de apresentarem os resultados esperados é que os algoritmos foram escritos em Pascal (Delphi 3.0).

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1 - O *HARDWARE*

Desde o início dos trabalhos foi estabelecido que a aquisição dos sinais de ECG seria realizada em três canais ortogonais bipolares a uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Os registros utilizados neste trabalho foram adquiridos por períodos de 30 segundos. A Figura 5.1 ilustra a disposição dos eletrodos utilizada para o registro do ECG e, a configuração do sistema utilizado.

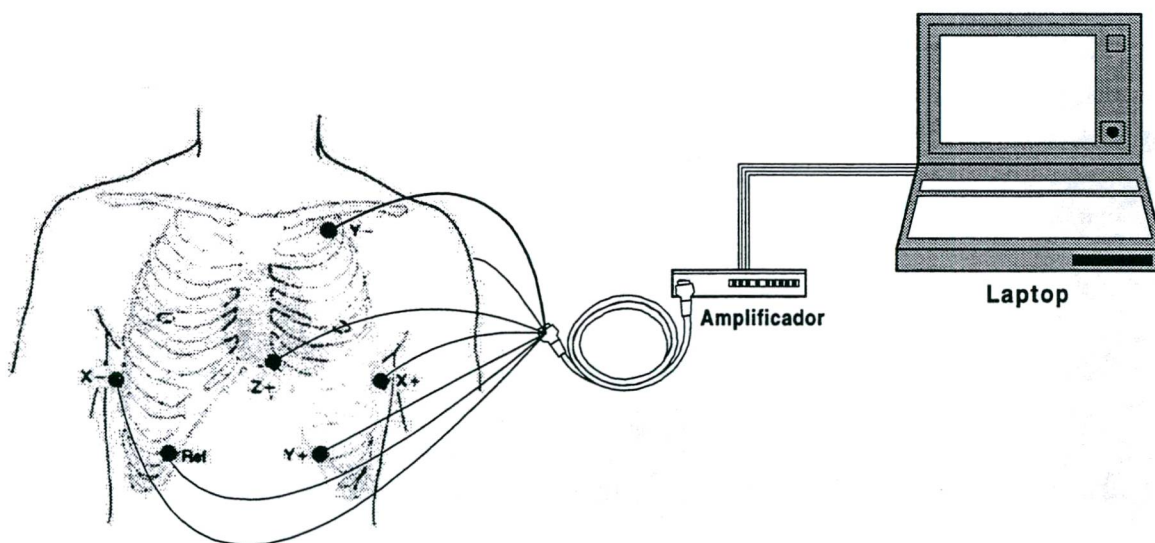


Figura 5.1 - Sistema de aquisição de ECG.

O equipamento, com o qual foram realizadas as aquisições dos sinais de ECG que o programa se propôs a analisar, faz parte de um projeto de pesquisa em que é realizada a

aquisição e a análise de sinais eletrocardiográficos [Wisbeck, 1998] e consiste de um amplificador de ECG de alto ganho e baixo ruído, possuindo 8 canais, dos quais apenas 3 foram utilizados (Figura 5.2).

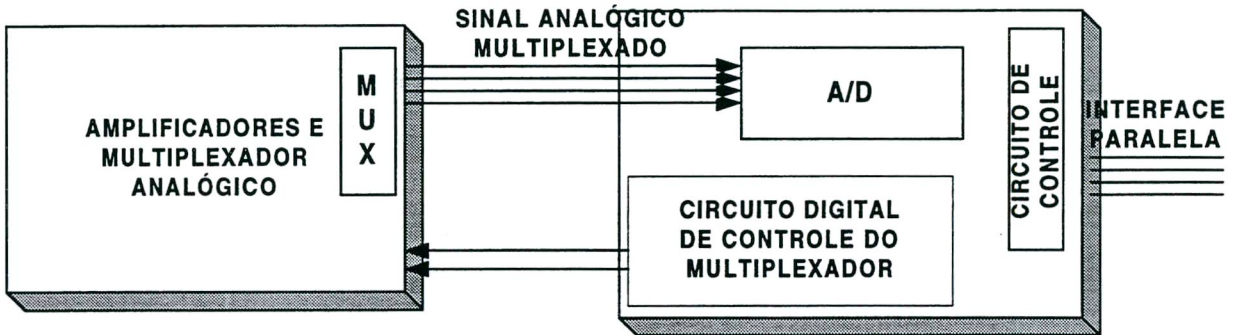


Figura 5.2 - Diagrama em blocos do amplificador de ECG utilizado.

A seguir são listadas algumas características técnicas do equipamento utilizado:

- Ganho selecionável por chave mecânica em 1000, 5000, 10000 e 15000 vezes;
- Referência ativa por realimentação da tensão de modo comum média;
- Resposta de frequência dos amplificadores: 0,05 a 250 Hz;
- Faixa dinâmica do sinal de saída: $\pm 3,3$ Volts;
- Alimentação a bateria: ± 6 Volts;
- Tempo útil de uso contínuo: aproximadamente 1 hora;
- Interface paralela com o PC;
- Amostragem simultânea de todos os canais.

Quanto ao conversor A/D utilizado temos:

- Resolução de 16 bits \pm 1/2 bit de erro;
- Interface serial isolada galvanicamente;
- Faixa dinâmica de entrada: \pm 3,3 Volts;
- Capacidade de endereçamento de até 64 canais de entrada;
- Frequência máxima de amostragem: 5000 Hz (para cada um dos 8 canais);
- Tempo de conversão do A/D: 10 μ s;

Associado ao *hardware* de aquisição de sinais existe um programa desenvolvido em C (Microsoft C, versão 6.0), rodando no sistema operacional DOS, encarregado de fazer a inicialização e o controle da aquisição dos sinais. Neste *software* podia-se programar o tempo de aquisição, a frequência de amostragem e o número de canais amostrados, além de perguntar o nome do arquivo onde o sinal adquirido deve ser salvo e mostrar os resultados no monitor.

Os arquivos gerados pelo equipamento são binários e os dados armazenados como inteiros não negativos (*unsigned integer*) de 16 bits, sendo que os 10 primeiros dados do arquivo são caracteres de cabeçalho e controle. Nesse cabeçalho, o nono dado informa a frequência de amostragem e o décimo dado informa o número de canais amostrados, e os dados de 1 a 8 apenas caracteres alfanuméricos. No restante do arquivo os dados de cada canal são armazenados alternadamente: primeiro uma amostra do canal 1, depois uma amostra do canal 2, depois uma amostra do canal 3, e assim por diante para todos os canais registrados, quando então armazena-se de novo um valor do canal 1, depois do canal 2, etc...

O programa desenvolvido neste trabalho pode ser executado em um sistema com os seguintes requerimentos mínimos:

- Computador PC Pentium 100 MHz;
- 16 MB de memória RAM;
- Monitor SVGA 14" e resolução de vídeo 800X600 com 16 bits de cores;
- 1 MB de espaço disponível no disco rígido;
- Sistema operacional Windows 95;
- Mouse.

5.2 - O SOFTWARE

As séries de dados que compõe cada gráfico armazenam dois valores: o valor em x (eixo das abscissas) e o valor em y (eixo das ordenadas). Estes valores são do tipo Double, isto é, cada um ocupa 8 bytes. Assim, quanto maior o arquivo a ser aberto, maior a quantidade de pontos a ser carregado e maior é a quantidade de tempo e memória necessários para armazená-los e processá-los. Foi realizada uma tentativa de se analisar um arquivo contendo 5 minutos de sinal amostrado a 1000 Hz. Além do tempo necessário para trabalhar com tantos pontos, o sistema operacional utilizava continuamente a memória virtual, ou seja, armazenamento no disco rígido, o que resultava em um tempo de processamento excessivamente grande.

Por isso, para a análise de variabilidade cardíaca, onde são necessários longos períodos de registro (mínimo de 5 minutos), devem ser feitas amostragens longas mas com baixa

freqüência de amostragem (200 Hz), de forma a gerar a menor quantidade possível de pontos. Isto vai limitar outras análises que necessitam de freqüências de amostragem mais altas, mas a análise da variabilidade cardíaca será possível tendo em vista que a baixa freqüência de amostragem não vai afetar a determinação dos intervalos RR. Por isso, um sinal de 5 minutos amostrado a uma freqüência de 200 Hz pode ser suficiente e cujo resultado da análise da variabilidade da freqüência cardíaca dos intervalos RR é mostrado na Figura 5.3.

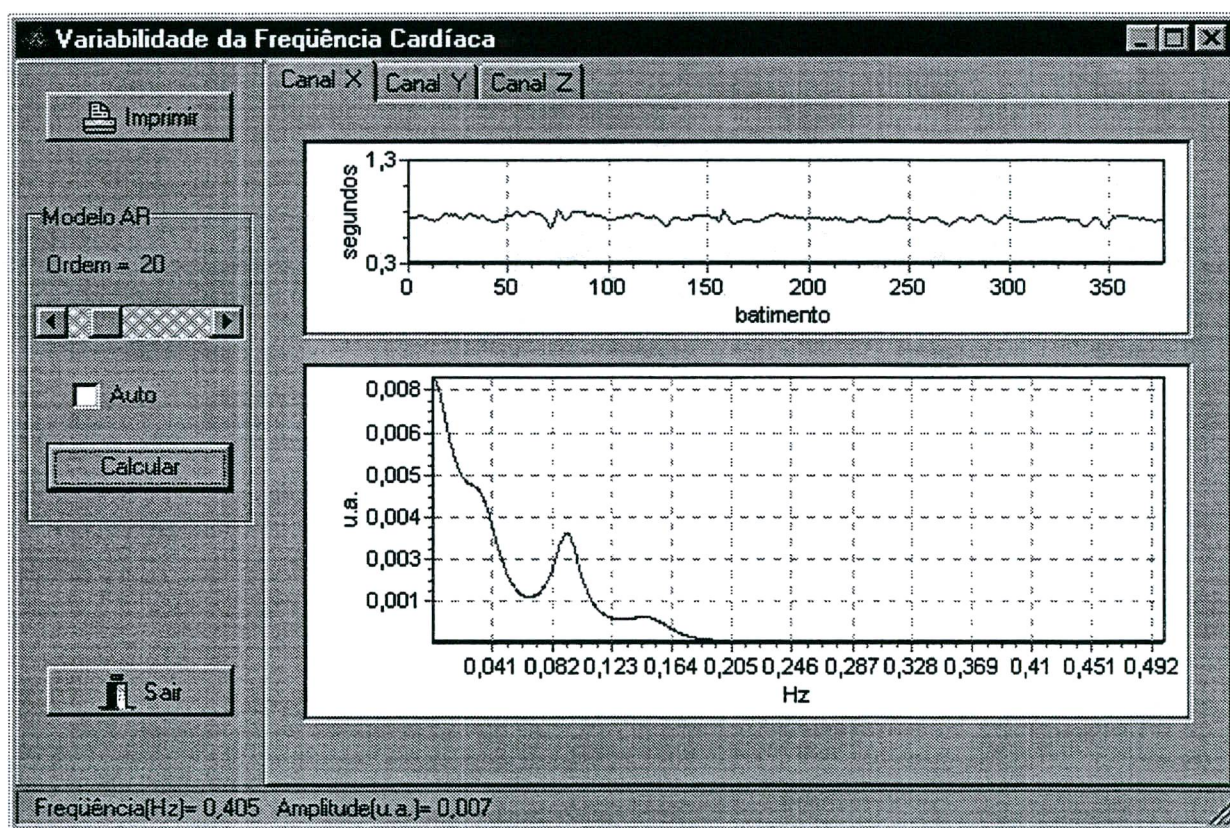


Figura 5.3 - Estimação do espectro por modelamento AR (gráfico inferior) da variabilidade da freqüência cardíaca da derivação X de um ECG adquirido por um período de 5 minutos e amostrado a 200 Hz (gráfico superior).

A janela **Análise de Intervalos** vai trabalhar em vários aspectos do sinal no domínio do tempo e é o ponto de partida para outras análises dos registros de ECG. Quando esta

janela é aberta, os três canais, X, Y e Z, da janela principal são carregados. Logo em seguida é calculado o vetor magnitude (VM) pela seguinte fórmula (ver **Seção 2.4.1**):

$$VM = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

Este procedimento vai evidenciar o evento de maior magnitude no ECG, que é a onda R. Com isso, facilmente são identificados os picos da onda R no vetor magnitude. Feito isso, determinam-se os picos da onda R nos canais X, Y e Z, considerando que, de acordo com a nomenclatura adotada pela literatura médica [Goldman, 1982], esta é a primeira onda positiva depois da onda P e que a posição do pico da onda R no vetor magnitude vai fornecer a localização aproximada da onda R em cada canal. A posição exata do pico R em cada canal vai ser um máximo em uma região próxima à posição fornecida pelo pico da onda R do vetor magnitude (Figura 5.4).

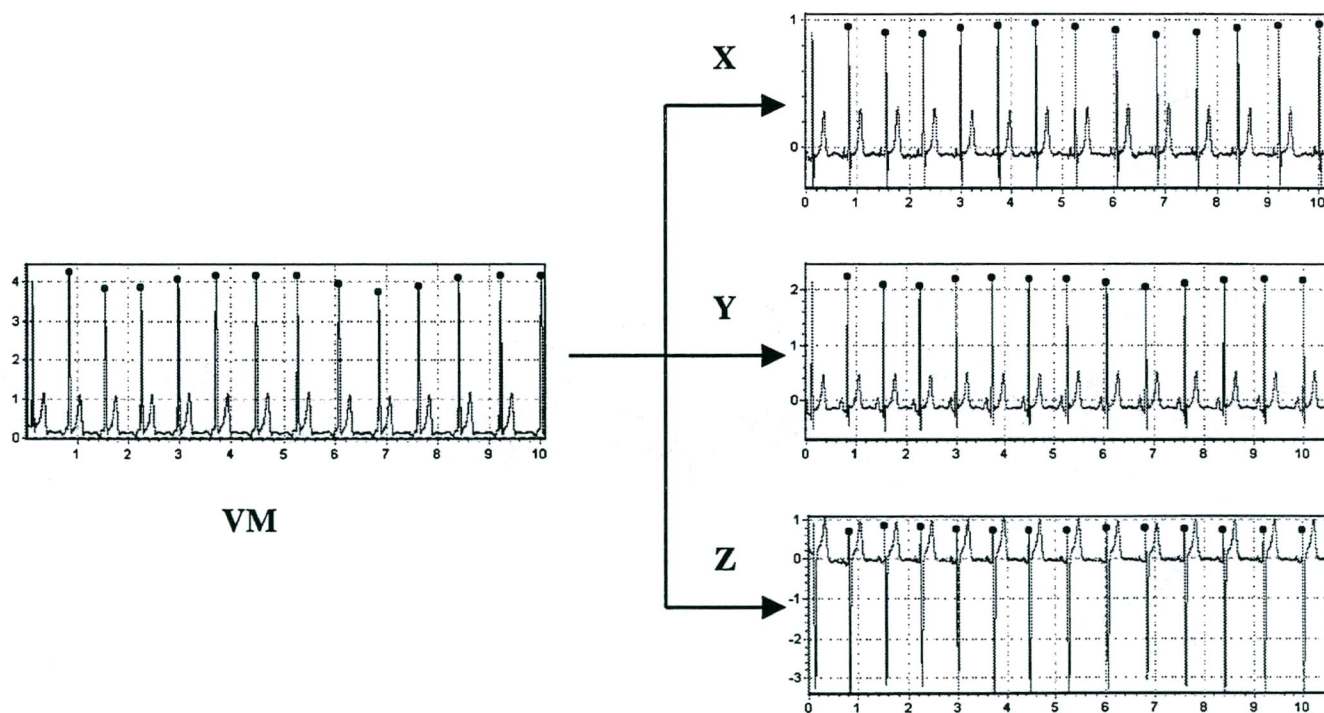


Figura 5.4 - Detecção dos picos das ondas R: primeiro são detectadas no vetor magnitude e em seguida nas derivações X, Y e Z.

A metodologia adotada para a detecção dos picos da onda R em cada canal mostrou-se bastante eficiente. No entanto, esta metodologia não é confiável para registros de ECG que possuam batimentos atípicos, como batimentos ectópicos, fibrilação atrial e outras arritmias.

Uma vez determinados os picos R, imediatamente pode-se calcular o intervalo RR médio de cada canal e a frequência cardíaca média em cada derivação X, Y e Z. Além disso, os picos R vão servir de ponto de referência para o cálculo de outros parâmetros característicos do ECG.

Sabendo-se a localização dos picos das ondas R, são calculados os picos das ondas P, Q, S e T, como sendo pontos de máximo ou mínimo, dependendo do tipo de onda, em janelas de largura variável calculadas em função do intervalo RR médio (ver **Seção 4.3.5**)

Uma vez determinados os picos das ondas são calculados o início e o fim de cada onda. Para tal, o sinal é processado por um filtro passa baixas com frequência de corte em 40 Hz. A derivada do sinal resultante é obtida pois a primeira derivada de um sinal é nula no ponto em que a curva possui um mínimo ou um máximo local ou um ponto de inflexão. Assim, a primeira derivada vai ser nula quando o sinal de ECG for um pico ou quando a curva muda de direção em seus limites inicial e final.

A princípio não se sabe em que ponto do batimento cardíaco a aquisição do sinal começou e terminou. Por isso, propositadamente, o programa despreza o primeiro e o último picos R encontrados para que a determinação das demais ondas, P, Q, S e T, fossem equivalentes à quantidade de ondas R encontradas.

Assim, a princípio, todas as ondas para cada batimento são determinadas. Quando isso não ocorre, o cálculo dos parâmetros do sinal, QRS, QT, QTc, etc. (média +/- desvio padrão), é prejudicado, apresentando erros.

A eficiência na determinação dos intervalos é inversamente proporcional à quantidade de ruído presente no sinal. Assim, sinais muito ruidosos podem produzir resultados errôneos. A medição de intervalos pode ser realizada e/ou verificada através da inspeção visual e medição manual. Outro fator que influencia na determinação dos intervalos é a morfologia do sinal. Enquanto o ECG de pessoas saudáveis possui uma morfologia bem característica, com ondas bem definidas (Figura 2.4), no caso de pacientes com problemas cardíacos o ECG pode assumir morfologias diferentes ou com ondas que não possuam limites bem definidos ou até mesmo não apresentar certas ondas.

Da mesma forma, a determinação dos parâmetros QRS, RMS40 e t40 no Vetor Magnitude também são prejudicados pela presença do ruído.

5.3 - ECGs REGISTRADOS DE PACIENTES PÓS INFARTADOS

Para avaliar o ECG de pacientes com alguma anormalidade cardíaca foram realizados registros em pacientes que sofreram infarto agudo do miocárdio. Os sinais foram tomados com os pacientes em repouso e com as devidas autorizações do médico e do próprio paciente através de termo de consentimento. Esses sinais fazem parte de um estudo para o processamento do ECG, conforme citado na **Seção 5.1**, o qual foi submetido e aprovado pelo

Comitê de Ética em Pesquisas com Seres Humanos do Instituto de Cardiologia [Wisbeck, 1998].

Foram dois pacientes do sexo masculino e dois do sexo feminino com idades variando de 41 a 51 anos, sendo o registro do sinal realizado entre 12 horas e 5 dias após a admissão no hospital. Os registros tiveram a duração de 30 segundos com uma frequência de amostragem de 1000 Hz.

O primeiro paciente, do sexo masculino, 41 anos, teve o ECG adquirido 3 dias após o infarto. A Figura 5.5 mostra um intervalo do sinal.

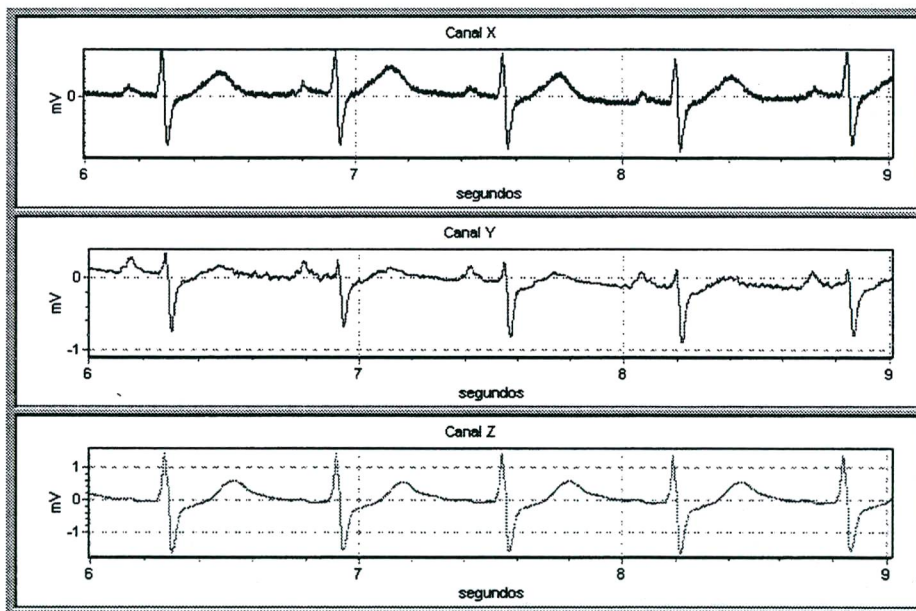


Figura 5.5 - Paciente do sexo masculino, 41 anos, 3 dias após o infarto.

O segundo paciente, do sexo masculino, 51 anos, teve o ECG registrado logo após o infarto, aproximadamente 12 horas depois (Figura 5.6).



Figura 5.6 - Paciente do sexo masculino, 51 anos, 12 horas após o infarto.

O paciente encontrava-se muito debilitado e transpirando muito. Por isso, além do mal contato dos eletrodos no tórax do paciente devido ao suor, o paciente estava sendo mantido em constante monitoramento. Isso resultou em uma quantidade maior de ruído no sinal, principalmente de 60 Hz. A Figura 5.7 mostra os 30 segundos de registro do ECG do paciente, onde a grande variação da linha de base foi resultante de um acesso de tosse.

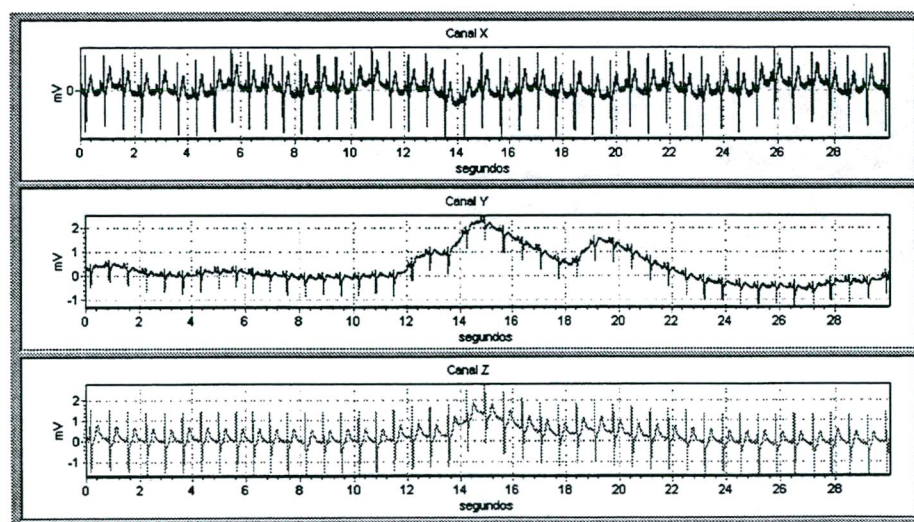


Figura 5.7 - 30 segundos de sinal mostrando o artefato devido a um acesso de tosse.

O terceiro paciente, do sexo feminino, 45 anos, teve o ECG registrado 5 dias após o infarto (Figura 5.8).

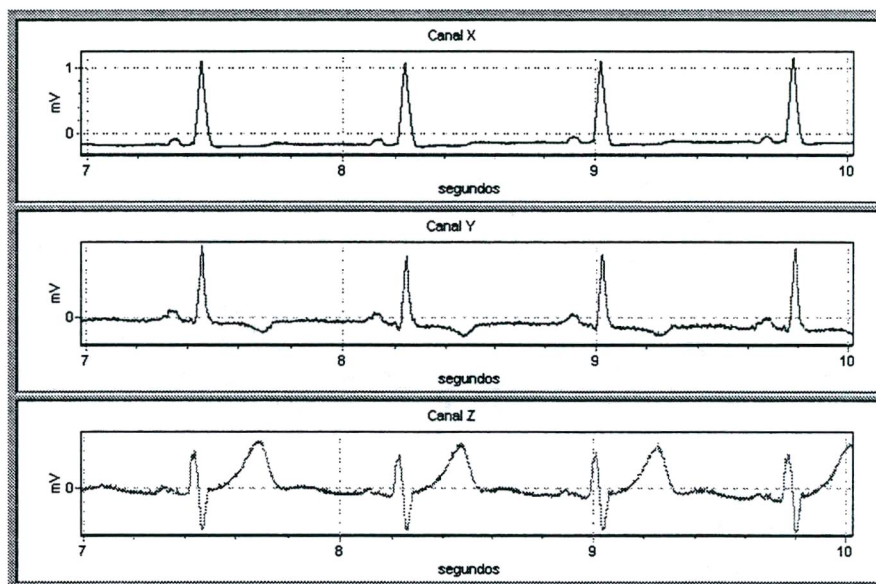


Figura 5.8 - Paciente do sexo feminino, 45 anos, 5 dias após o infarto. Observar a depressão do segmento ST e a supressão da onda T no canal X.

O quarto paciente, também do sexo feminino, 47 anos, teve seu ECG registrado 2 dias após o infarto (Figura 5.9). Este foi o sinal que se obteve uma influência quase nula do ruído gerado pela fonte de alimentação. A paciente não estava conectada a nenhum aparelho externo e o computador de aquisição de dados estava sendo alimentado exclusivamente por baterias.

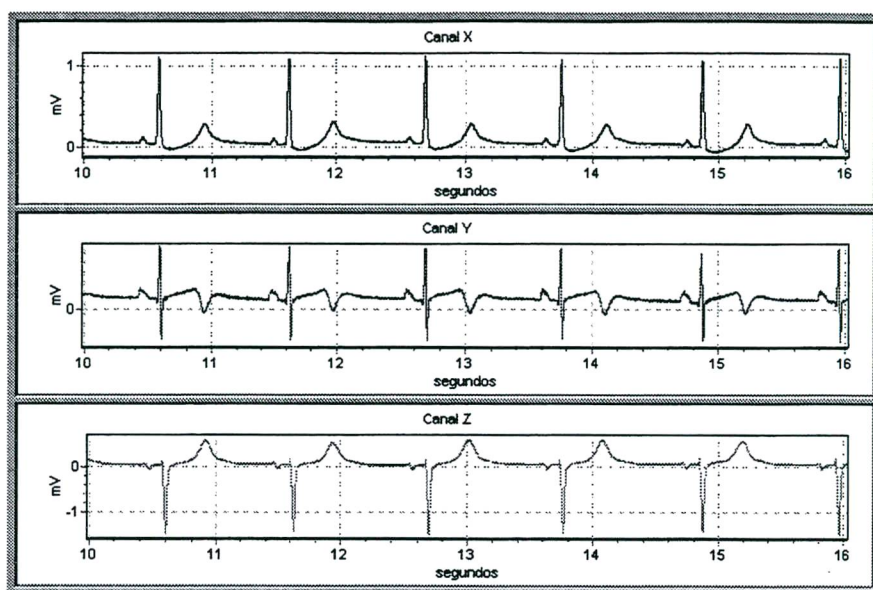


Figura 5.9 - Paciente do sexo feminino, 47 anos, 2 dias após o infarto.

Foi verificado que, nos pacientes que estavam conectados a algum aparelho de monitoração cardíaca durante a aquisição do sinal e, ao mesmo tempo, o computador que realizava a aquisição dos dados estava utilizando uma fonte externa de alimentação, os registros sofreram maior interferência de 60 Hz e seus harmônicos, principalmente em 180 e 300 Hz (Figura 5.10).

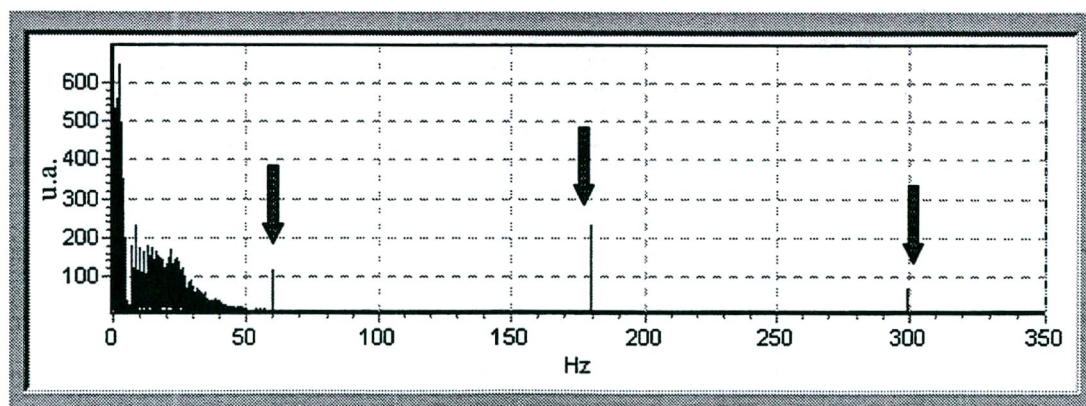


Figura 5.10 - Análise de um sinal de 30 seg através da FFT: interferência da fonte de alimentação introduzindo ruído em 60, 180 e 300 Hz.

Por isso, é interessante realizar a pré-filtragem para eliminar a variação de linha de base e a interferência de 60 Hz, e uma filtragem passa baixas em torno dos 150 Hz para eliminar a interferência dos harmônicos acima de 100 Hz (Figura 5.11)

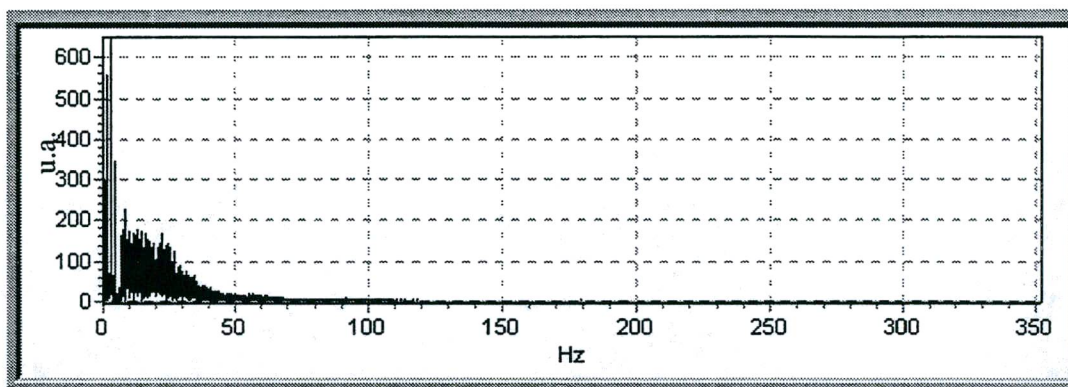


Figura 5.11 - Análise do sinal anteriormente apresentado através da FFT após filtragem passa baixas e adaptativa para eliminação dos ruídos de alta frequência e do ruído em 60 Hz, respectivamente.

A Tabela 5.1 mostra os resultados encontrados pelo programa na análise do canal X dos pacientes com infarto do miocárdio apresentados anteriormente e os resultados encontrados para indivíduos normais para fins de comparação.

Canal X (ms)	RR	QRS	QT	QTc	Dispersão QT	T
<i>Pacientes Infartados</i>	850 ± 55	91 ± 14	429 ± 14	465 ± 15	59	220 ± 34
	674 ± 21	94 ± 15	370 ± 18	451 ± 22	83	221 ± 22
	752 ± 24	136 ± 26	359 ± 21	414 ± 24	105	162 ± 18
	1043 ± 30	165 ± 26	542 ± 41	531 ± 41	160	300 ± 51
<i>Indivíduos Normais</i>	856 ± 47	114 ± 16	369 ± 5	399 ± 6	22	208 ± 26
	901 ± 18	89 ± 14	375 ± 9	395 ± 10	39	232 ± 28
	738 ± 33	80 ± 3	351 ± 13	408 ± 15	48	202 ± 26

Tabela 5.1 - Comparação entre pacientes infartados e indivíduos normais (média ± desvio padrão de um período de 30 segundos de registro).

Em relação à morfologia do ECG de pessoas saudáveis, observa-se que os indivíduos infartados apresentam o ECG com características diferentes, como por exemplo a inversão da onda T. Nota-se que, além de uma dispersão QT maior, uma maior duração do intervalo QTc dos pacientes infartados em relação às pessoas normais.

A Tabela 5.2 ilustra os resultados da análise a cada batimento do vetor magnitude em uma análise dos 30 segundos de sinal.

(Média ± Desvio Padrão)	QRS (ms)	RMS40 (μV)	t40 (ms)
<i>Pacientes Infartados</i>	135 ± 57	73 ± 27	18 ± 9
	109 ± 24	38 ± 13	29 ± 6
	159 ± 83	39 ± 6	25 ± 5
	105 ± 2	54 ± 8	21 ± 3
<i>Indivíduos Normais</i>	102 ± 14	80 ± 16	12 ± 7
	105 ± 14	80 ± 19	18 ± 9
	98 ± 18	122 ± 32	10 ± 7

Tabela 5.2 - Análise a cada batimento do vetor magnitude de pacientes infartados e indivíduos normais.

Analisando o vetor magnitude resultante da promediação dos três canais após filtragem passa alta em 40 Hz obteve-se os resultados mostrados na Tabela 5.3:

Vetor Magnitude	QRS (ms)	RMS40 (μV)	t40 (ms)
<i>Pacientes Infartados</i>	121	45,3	25
	110	23,3	37
	116	16,2	41
	121	26,2	33
<i>Indivíduos Normais</i>	115	37,9	33
	111	74,2	24
	102	52,7	23

Tabela 5.3 - Parâmetros do vetor magnitude do sinal promediado para pacientes infartados e indivíduos normais.

A Figura 5.12 ilustra os resultados encontrados pelo módulo de promediação para uma pessoa pós infartada. As barras verticais contínuas indicam o início e o fim do complexo QRS, enquanto que a barra tracejada indica o início do últimos 40 ms do final do complexo QRS. A filtragem utilizada foi de um passa altas em 40 Hz.

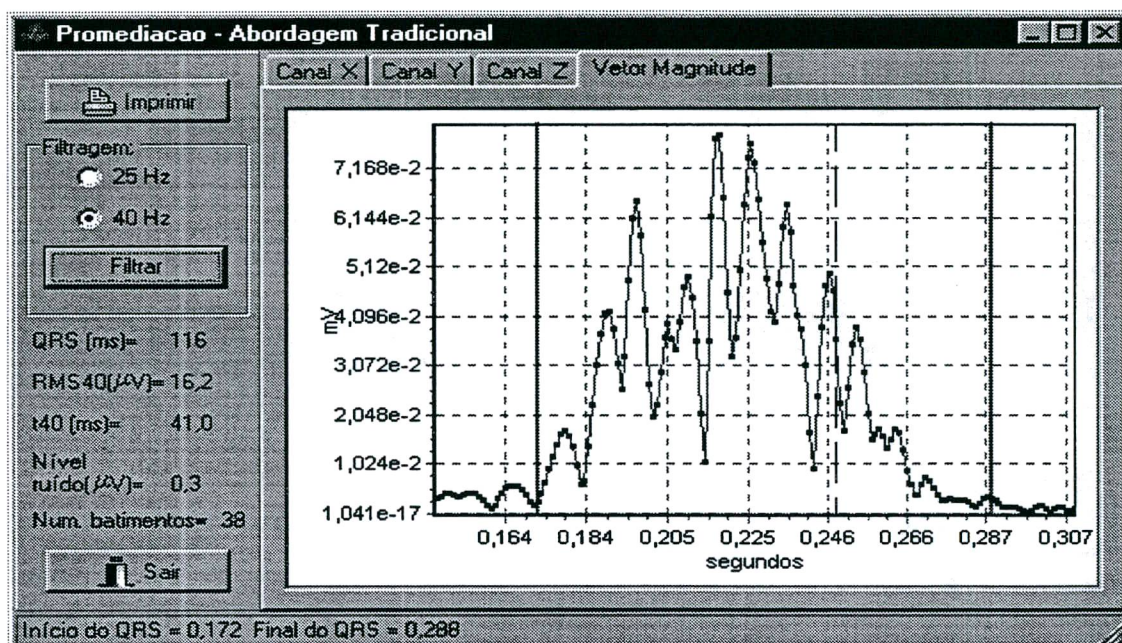


Figura 5.12 - Análise do complexo QRS filtrado através da promediação do ECG de um paciente pós-infartado: os parâmetros analisados (a esquerda).

Para fins de comparação entre os valores encontrados como limites do complexo QRS no vetor magnitude, a Figura 5.13 apresenta os três canais de ECG promediados e os respectivos sinais filtrados multiplicados por 10.

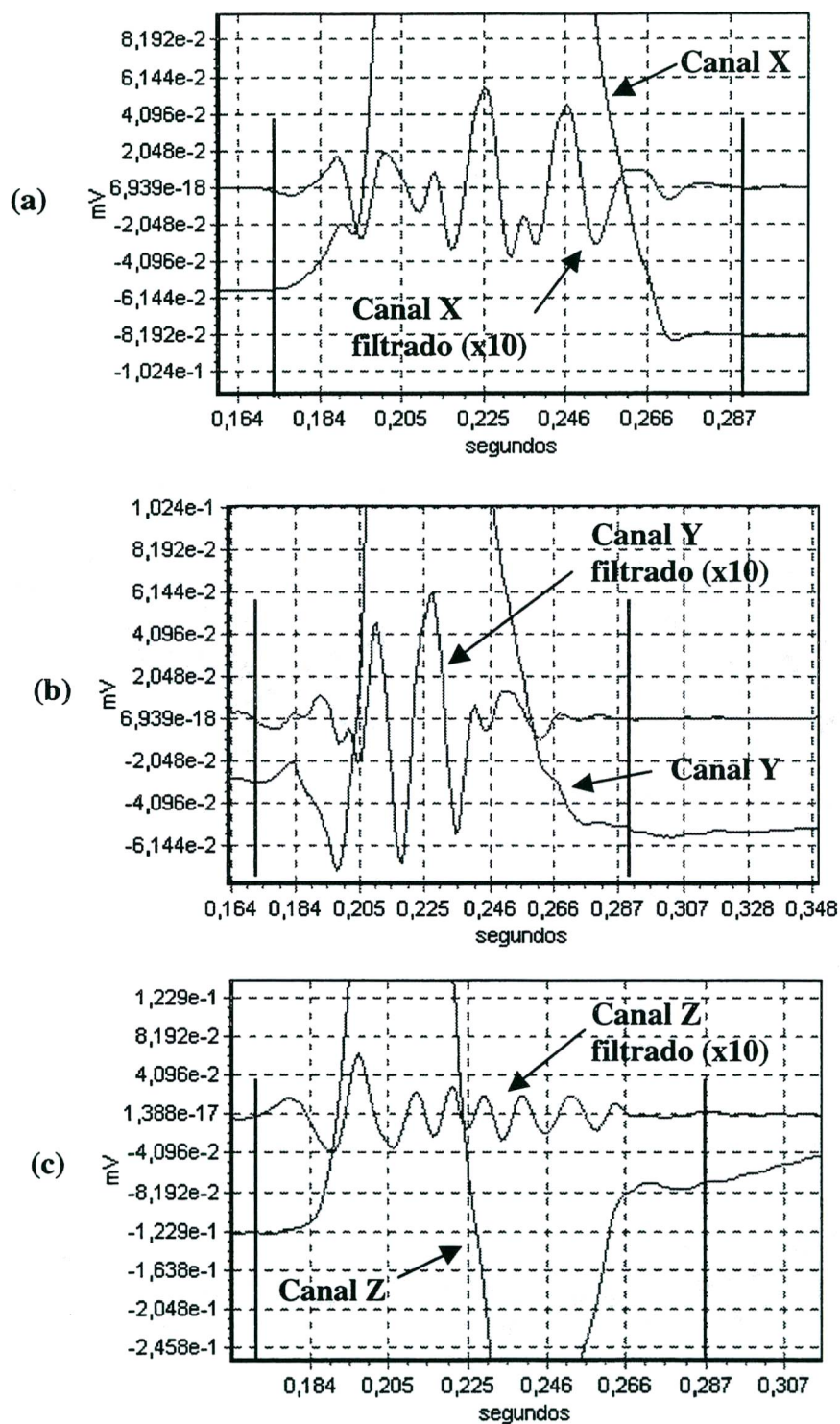


Figura 5.13 - Comparação entre o sinal promediado e o sinal filtrado passa altas em 40 Hz (passa altas): (a) Canal X; (b) Canal Y e (c) Canal Z.

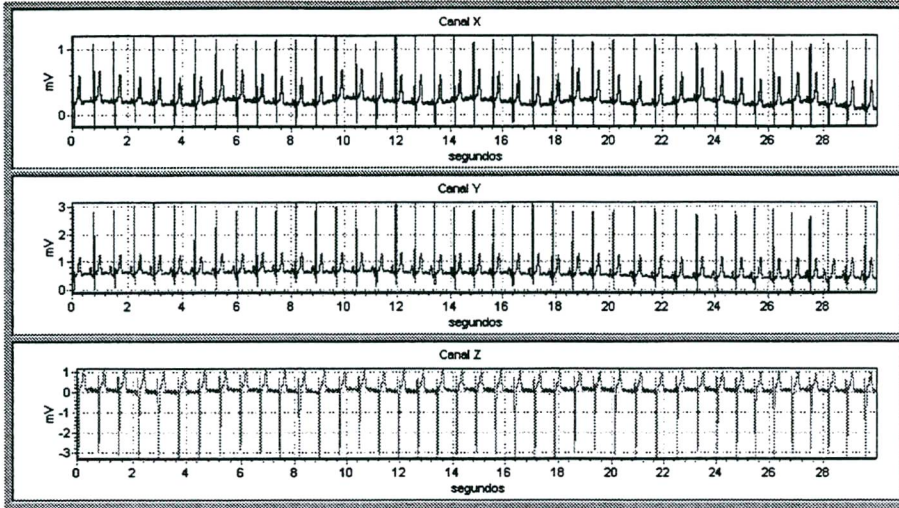
5.4 - ECGs REGISTRADOS DURANTE O TESTE DE ESFORÇO

O teste de esforço foi realizado em bicicleta ergométrica própria para o teste e obedeceu a um protocolo experimental adaptado às necessidades do estudo. Os ECGs foram adquiridos por períodos contínuos de 30 segundos.

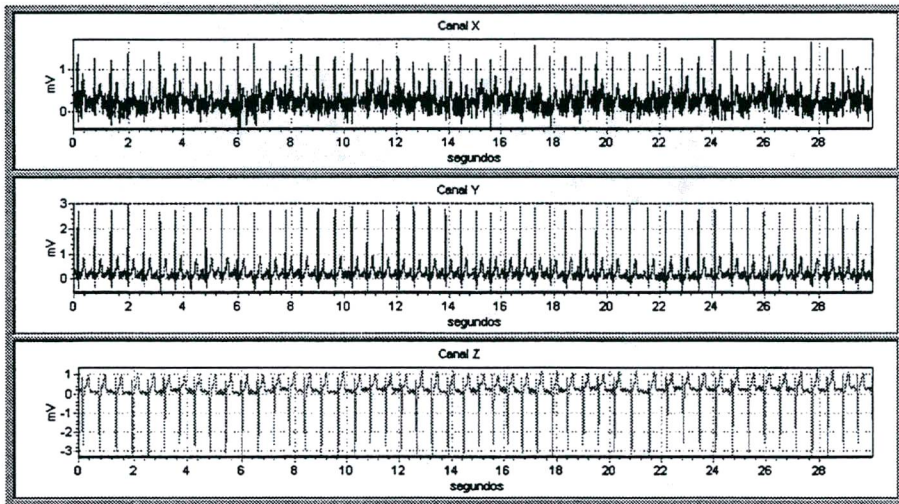
Inicialmente foi realizado um registro do ECG com o voluntário em repouso. Em seguida o voluntário submeteu-se ao teste de esforço que se deu em 5 estágios contínuos de cargas progressivamente maiores (25, 50, 75, 100 e 125 Watts) com duração de 2 minutos por estágio. Foram registrados os ECGs nos 30 segundos finais de cada estágio. Solicitou-se ao voluntário que mantivesse uma velocidade constante de 60 RPMs.

A Figura 5.14 mostra o ECG adquirido durante um teste de esforço de uma pessoa saudável durante os cinco estágios do protocolo de exercício. Notar o elevado nível de ruído presente no sinal, principalmente no canal X quando a carga de trabalho é aumentada.

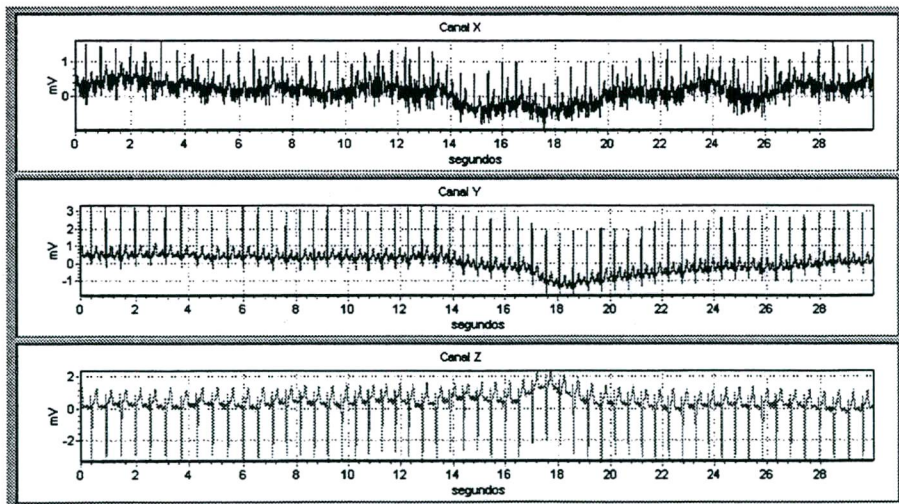
(a)



(b)



(c)



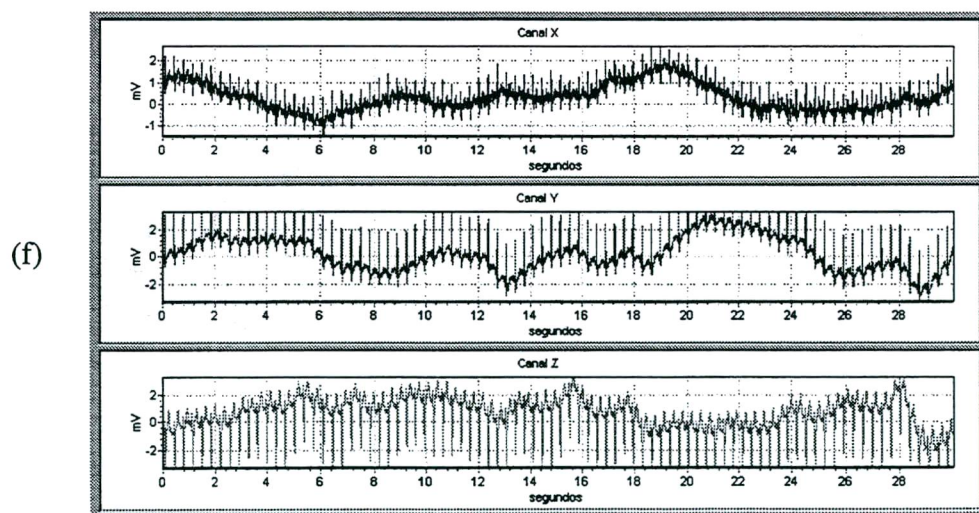
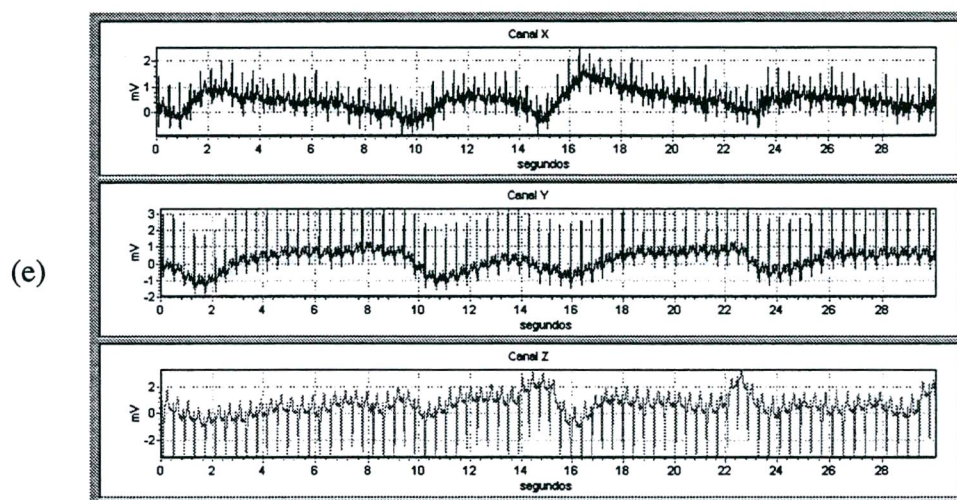
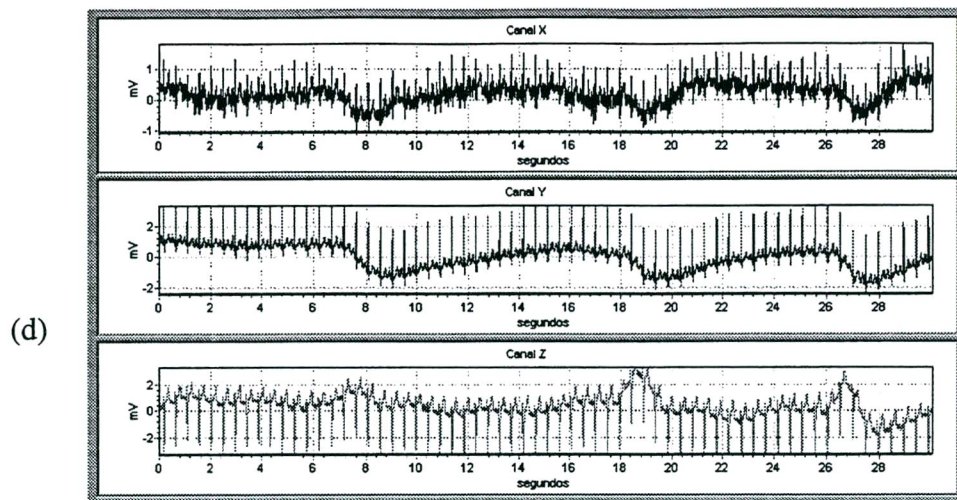


Figura 5.14 – Aquisição do ECG durante o teste de esforço em indivíduo normal: (a) Em repouso; (b) 25 W; (c) 50 W; (d) 75 W; (e) 100 W; (f) 125 W. Sinais sem qualquer processamento digital.

Como pode-se observar, nos estágios mais avançados, onde o esforço físico é maior, o artefato de movimento torna-se mais influente, chegando até mesmo a saturar o sinal. O nível de ruído também aumenta com o aumento da carga, o que vai dificultar e, algumas vezes, impossibilitar a análise do sinal de ECG, resultando em detecções erradas dos picos e/ou limites das ondas características do ECG ou mesmo sem se conseguir um resultado.

A Figura 5.15 ilustra a análise do ECG registrado em repouso (a) e durante o teste de esforço (b) com uma carga de 100 Watts. Observar que em (a) o sistema consegue detectar todas as ondas características do ECG (P, Q, R, S e T), enquanto em (b), devido ao excessivo nível de ruído (EMG, artefato de movimento, respiração, etc) nem todas as características do ECG puderam ser detectadas com precisão.

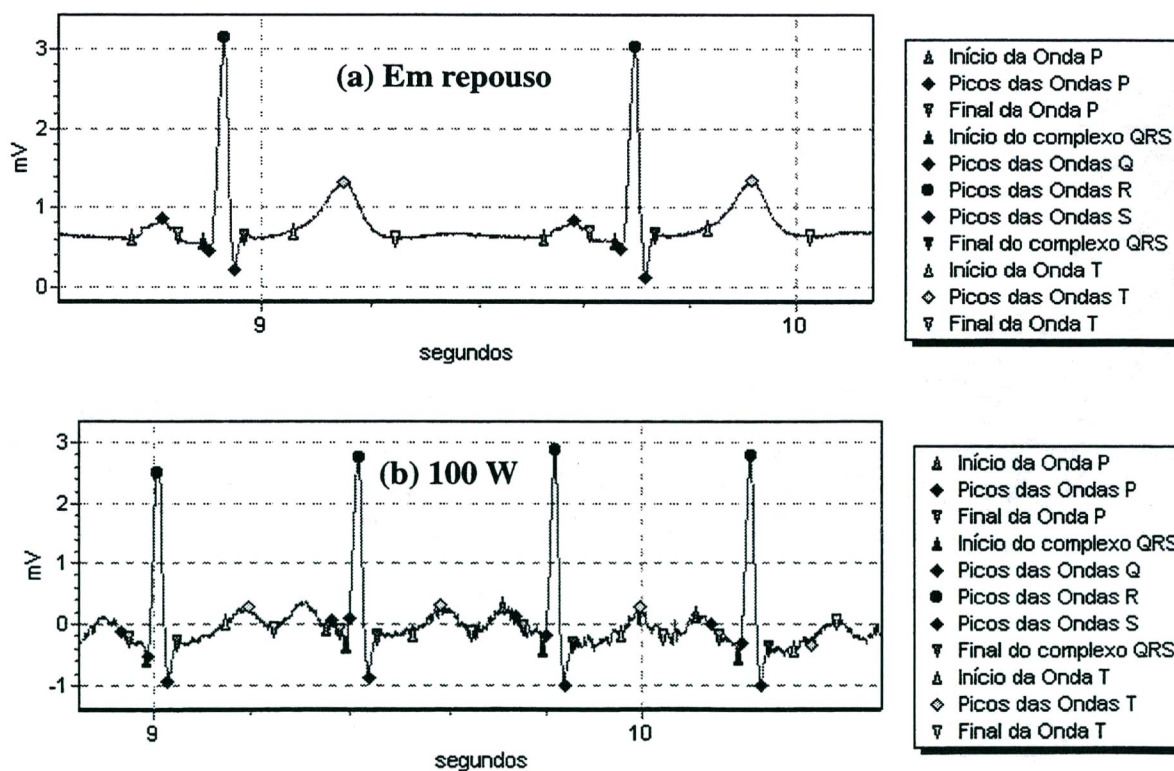


Figura 5.15 – Análise do Canal Y: (a) no repouso e (b) durante o teste de esforço com uma carga de 100 W.

Para análise dos sinais foi necessário realizar uma pré-filtragem para eliminar a variação da linha de base e o ruído de 60 Hz. Para fins de ilustração, os resultados encontrados para o canal Y da análise temporal do sinal são apresentados na Tabela 5.4.

Análise ECG Canal Y (ms)	RR	QRS	QT	QTc	Dispersão QT	T
Repouso	739 ± 33	77 ± 1	360 ± 11	419 ± 13	46	203 ± 25
25 W	598 ± 30	76 ± 3	327 ± 12	422 ± 15	57	156 ± 25
50 W	530 ± 19	78 ± 4	314 ± 12	432 ± 17	49	144 ± 20
75 W	471 ± 7	78 ± 4	297 ± 12	433 ± 18	54	133 ± 20
100 W	407 ± 3	76 ± 5	265 ± 21	416 ± 33	95	112 ± 16
125 W	349 ± 5	71 ± 7	226 ± 28	382 ± 48	142	97 ± 16

Tabela 5.4 - Resultados da análise do ecg no teste de esforço de uma pessoa normal (média ± desvio padrão).

Fazendo a análise do sinal através do módulo de promediação encontramos os valores apresentados na Tabela 5.5:

	QRS (ms)	RMS40 (μV)	t40 (ms)
Repouso	102	52,7	23
25 W	89	61,7	20
50 W	97	87,6	16
75 W	92	119,7	12
100 W	98	84,9	19
125 W	91	88,0	11

Tabela 5.5 - Resultados da análise do vetor magnitude do sinal promediado no repouso e no teste de esforço.

O ruído é o fator mais influente para a precisão das medidas. Como pode-se observar na Figura 5.15 (b) e na Figura 5.16, durante o teste de esforço existe uma forte presença do ruído no sinal dificultando a determinação correta dos picos e limites das ondas características do ECG. Por isso o programa foi idealizado para permitir verificações visuais e medições

manuais. Esta possibilidade pode ser observada na Figura 5.16 onde é realizada uma medida do intervalo QT no canal X e é indicada pelas barras verticais no gráfico e cujo valor é dado na caixa de grupo **Tempo**.

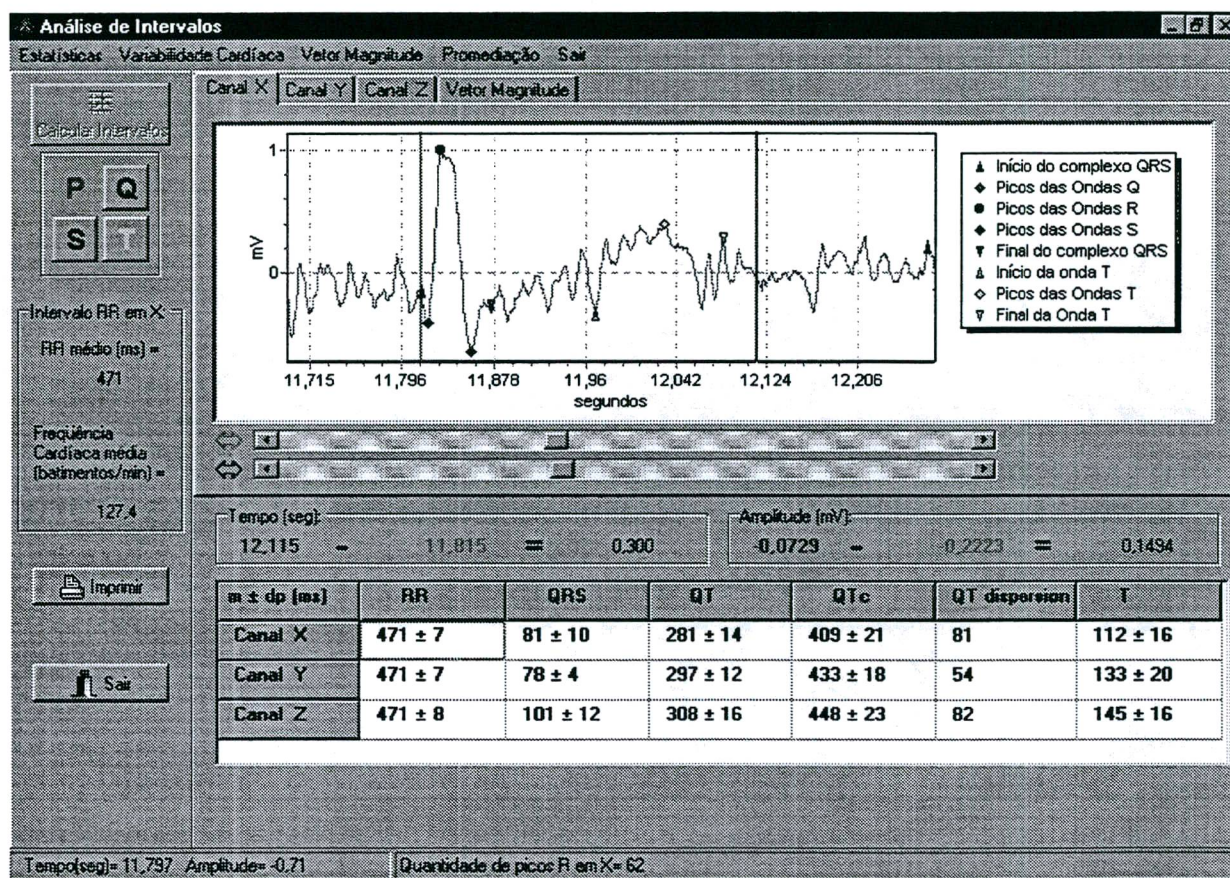


Figura 5.16 - O ECG adquirido durante teste de esforço a 75 W. Observar o ruído presente no sinal tornando a detecção automática das ondas incerta e a possibilidade de medições manuais.

A análise a cada batimento do vetor magnitude vai ser impossibilitada devido ao elevado nível de ruído contido no sinal, uma vez que os limites do complexo QRS são determinados por limiares calculados com base no ruído presente no sinal (Figura 5.17). Desta forma, a determinação dos limites do complexo QRS a cada batimento deve ser realizado de forma manual através dos recursos que o sistema oferece.

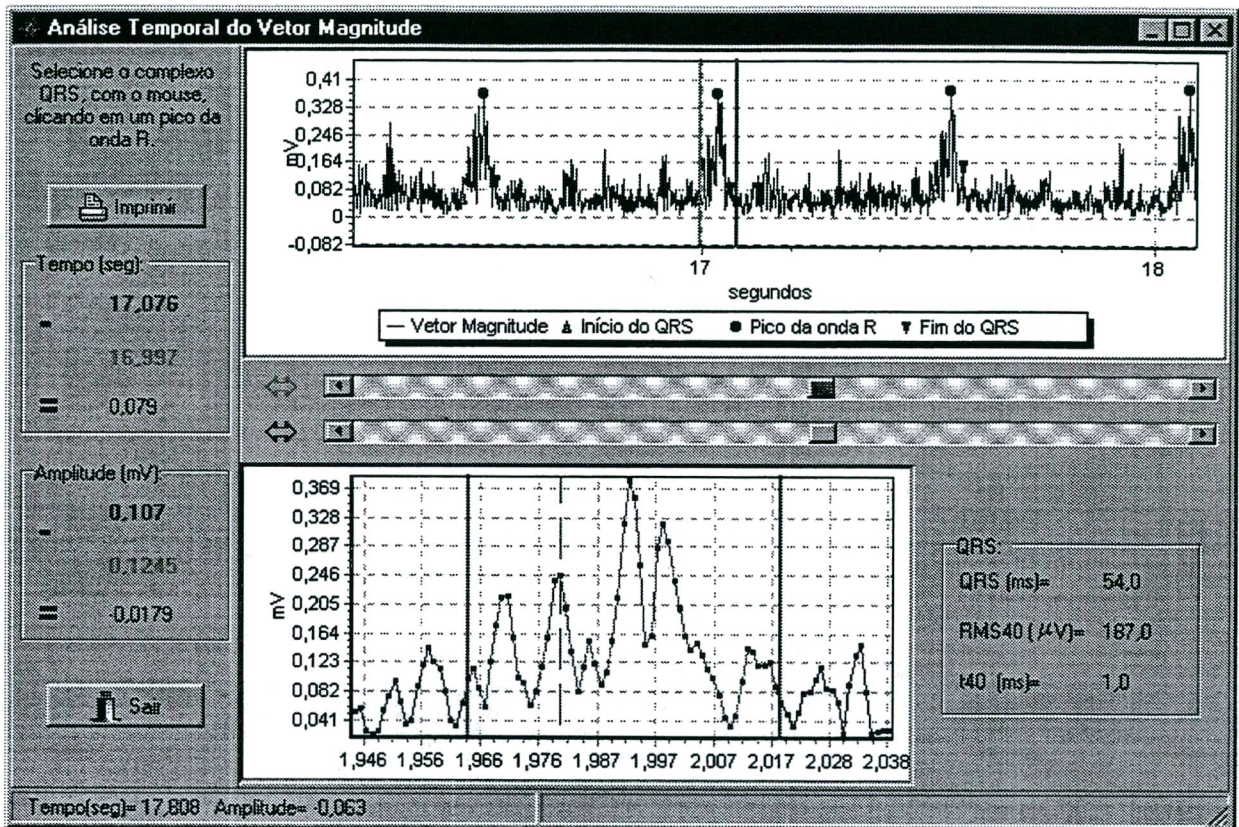


Figura 5.17 - Análise a cada batimento do vetor magnitude: o gráfico inferior apresenta um batimento selecionado pelo usuário. Notar o elevado nível de ruído presente no gráfico superior.

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

A utilização do Delphi 3.0 como ferramenta de desenvolvimento visual se deu pela sua facilidade de utilização e pelos recursos que esse ambiente apresenta ao programador. Por possuir um compilador de código nativo de 32 bits totalmente compatível com o Windows 95/98, o Delphi gera arquivos-objeto em linguagem de máquina que, após a ligação com as bibliotecas de funções, são capazes de serem executados sem a necessidade de um interpretador de *run-time*. Além disso a velocidade de execução de programas compilados é bastante rápida e os programas possuem tamanho reduzido.

Este trabalho considera que aquele que for utilizar o programa tenha um certo nível de conhecimento sobre o ECG e em processamento digital de sinais, de forma geral, e de procedimentos empregado para o processamento digital do sinal de ECG, em particular. O programa funciona de forma a possibilitar trabalhar com o sinal de ECG de diversas formas, não impondo limitações. Se o usuário não souber o que está fazendo pode incorrer em erros como, por exemplo, tentar determinar os tempos das ondas P e T do sinal de ECG que passou por um filtro passa altas com frequência de corte em 40 Hz, levando a resultados errôneos.

O pesado processamento matemático torna o programa, em certos casos, demasiadamente lento. O tempo para o processamento e exibição dos resultados vai ser diretamente proporcional à quantidade de amostras a serem analisados. Por isso, o tempo e a frequência de amostragem são aspectos importantes na aquisição e análise do ECG. Não

custa lembrar que, como se está trabalhando com o ECG de alta resolução, faz-se necessário a utilização de uma frequência de amostragem mais elevada do que a utilizada no ECG convencional, resultando em grande quantidade de dados por tempo de amostragem. Por isso decidiu-se amostrar os sinais de ECGAR a 1000 Hz de modo que possibilitasse a análise espectral do segmento ST em busca dos potenciais tardios ventriculares (que geralmente ocorrem na faixa de 40 a 250 Hz).

Algumas vezes os resultados demoram mais a serem apresentados ou a janela demora a ser aberta. Isto se deve não somente a algum pesado processamento matemático sendo executado, mas também quando é necessário abrir janelas com grandes quantidades de pontos, exigindo maior processamento de vídeo para a atualização dos gráficos na tela, efeito mais evidenciado quando se está utilizando computadores com processadores mais lentos ou com quantidades menores de memória RAM.

A implementação inicial dos algoritmos utilizados no programa primeiramente em MatLab possibilitou:

- ◆ Comparar os resultados utilizando as funções do próprio MatLab, assegurando assim maior confiabilidade dos algoritmos implementados em Delphi;
- ◆ Diminuir o tempo de projeto e desenvolvimento dos algoritmos dada a facilidade intrínseca de se trabalhar com funções matemáticas do MatLab, um ambiente próprio para análises matemáticas, o que já não é tão fácil no Delphi o que exige maior tempo de programação/implementação.

O trabalho foi desenvolvido com fins de estudo de registros bipolares ortogonais no sistema XYZ. Isto acarretou em um número reduzido de derivações (três) ao invés do já bem conhecido sistema de 12 derivações. O número reduzido de derivações vai se traduzir em menor quantidade de memória a ser utilizada pelo programa e menor tempo de processamento.

O programa foi desenvolvido para utilização de arquivos gerados exclusivamente pelo equipamento do descrito na **Seção 4.2**, isto é, para a leitura de dados no formato gerado pelo citado equipamento [Wisbeck, 1998]. Para que fosse possível a análise de sinais gerados em outros formatos foi necessário utilizar o MatLab para abrir e em seguida salvar os sinais no formato apropriado. A janela **Configurações** permite informar os dados do amplificador e do conversor A/D em que os sinais foram inicialmente adquiridos, sem o que os dados seriam lidos pelo programa de forma errônea.

Nos diversos algoritmos desenvolvidos para este programa tomou-se como base para o cálculo de intervalos de busca a frequência cardíaca média para cada canal. Por exemplo, para se determinar o pico de uma onda P no canal X o algoritmo pesquisava um máximo em um intervalo entre 10 e 20% do RR médio do canal X antes de cada pico da onda R. Esta metodologia foi adotada porque o programa não trabalha com sinais adquiridos a uma frequência de amostragem fixa ou sinais com frequências cardíacas constantes.

O ruído excessivo ou variações da linha de base causam uma queda na eficiência dos algoritmos de detecção das ondas que compõem o ECG. Por isso, os procedimentos experimentais empregados na aquisição dos sinais assumem grande importância. Para reduzir o ruído é importante observar a preparação da pele onde serão aplicados os eletrodos; a

utilização de eletrodos de boa qualidade, em bom estado e, preferivelmente, do mesmo fabricante; o isolamento do sistema de qualquer fonte de interferência, inclusive a da rede de alimentação; e a redução dos artefatos de movimento, evitando-se falar com o paciente e movimentos bruscos durante o registro.

Foi escolhida a bicicleta ergométrica para o teste de esforço devido ao posicionamento do indivíduo: sentado e com os braços apoiados. Achou-se que desta forma os problemas de artefatos de movimento seriam atenuados. Mesmo assim a análise do ECG durante o teste de esforço mostrou-se mais problemática durante os estágios mais avançados do protocolo empregado, devido ao conseqüente aumento de artefatos de movimento, sinais eletromiográficos e uma modulação do sinal mais acentuada pela respiração.

É importante lembrar que os valores limites dos parâmetros QRS, RMS40 e t40 no vetor magnitude calculados a partir do ECG filtrado por um passa altas (ver **Seção 2.4.1**) foram estabelecidos para sinais promediados. Por isso, esses parâmetros precisam de estudos mais detalhados para estabelecer novos limites ao serem utilizados no teste de esforço e em uma análise a cada batimento.

O registro de ECG em pacientes que sofreram infarto agudo do miocárdio mostrou-se mais eficiente quando feito em torno de 3 dias após o evento. Um registro logo após o infarto torna-se mais difícil devido ao estado delicado do paciente e, também, a interferência gerada por outros equipamentos geralmente utilizados para monitoração do paciente.

Neste trabalho não foi possível o registro do ECG de pacientes pós-infartados durante o teste de esforço devido as condições dos pacientes e a necessidade de acompanhamento

médico especializado.

A maior dificuldade encontrada no desenvolvimento deste trabalho foi encontrar metodologias para a determinação dos limites de cada onda que compõe um batimento cardíaco, não só que detectasse o início e o fim das ondas no ECG em repouso, como também em situações onde os níveis de ruído eram mais elevados, isto é, durante o teste de esforço, ou em situações em que o sinal de ECG possui uma morfologia bem diferente daquela padrão, como no caso do ECG de pacientes infartados. Nestes casos, a determinação dos limites das ondas características do ECG podem ser realizadas manualmente através dos recursos que o sistema dispõe. Entretanto, a determinação automática dessas características, em presença de elevado nível de ruído, poderá ser aperfeiçoada à medida que novas técnicas e algoritmos forem sendo desenvolvidos.

Será necessário um estudo mais completo sobre a análise, batimento a batimento, sobre as características dinâmicas dos potenciais tardios, com a implementação de novos métodos e abordagens, se necessário for.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

Apesar da base instalada de computadores no Brasil estar defasada em relação aos atuais equipamentos e *softwares* hoje disponíveis no mercado, o programa foi desenvolvido para o ambiente de 32 bits do Windows 95/98. Esta implementação tem a desvantagem de não poder ser utilizada em qualquer computador. No entanto, forçando-se a utilização deste programa em equipamentos com o Windows 95/98 vai necessariamente obrigar a utilização de um computador com algum poder de processamento, o que torna-se benéfico tendo em vista o grande conjunto de processamentos matemáticos envolvidos. Como os computadores pessoais estão tornando-se cada vez mais difundidos e processadores cada vez mais poderosos tornam-se acessíveis, esta não é uma limitação séria para a utilização do programa desenvolvido.

Outra vantagem de se ter sido desenvolvido um trabalho para o ambiente Windows é a interface gráfica compatível com esse sistema operacional, tornando o uso do programa mais amigável ao usuário, facilitando sua utilização e divulgação.

O programa mostrou-se promissor como ferramenta para a análise de ECG, sendo de grande utilidade para pesquisas que buscam a identificação de parâmetros clínicos para o diagnóstico/avaliação de algumas doenças cardiovasculares.

Este trabalho assume grande importância tendo em vista que, atualmente, o ECG de esforço no país é realizado muitas vezes com equipamentos impróprios, resultando em poucas informações. Além disso, não existe um equipamento comercial nacional para a aquisição do ECG em alta resolução. O desenvolvimento de um sistema completo de aquisição de ECG em alta resolução, incluindo o *software* de análise desenvolvido neste trabalho, vai trazer grandes benefícios clínicos e científicos.

O sistema de aquisição e o *software* poderão ser utilizados para desenvolver um teste de esforço mais adequado, que cause menos estresse, e seja sensível o suficiente para avaliação de pacientes com problemas cardíacos.

7.1 - PROPOSTAS PARA FUTUROS TRABALHOS

Por se tratar de uma linguagem estruturada e orientada a objeto, voltada para o desenvolvimento de aplicações visuais para o Windows, o Delphi permite com facilidade a modificação e expansão do sistema desenvolvido.

A filtragem do sinal e conseqüente melhoria da relação sinal/ruído é desejável para assim facilitar uma análise mais confiável do ECG. Com a evolução do processamento digital de sinais, novas ferramentas matemáticas para o tratamento do sinal de ECG podem ser incorporadas ao programa como, por exemplo, técnicas de *blind deconvolution* [Wisbeck, 1998]. Novas abordagens de análise espectral poderiam ser implementadas para uma melhor avaliação do sinal, como um todo ou de pequenos trechos, no domínio da frequência obtendo-se maior resolução espectral.

Novos módulos podem ser adicionados ao programa para realizar outros tipos de análise como, por exemplo, a análise de turbulência espectral [Yi *et al.*, 1995] e o mapeamento espectro-temporal do complexo QRS [Haberl *et al.*, 1988; Vester e Strauer, 1994; Marques, 1994].

Redes neurais artificiais poderiam ser incorporadas ao sistema para a identificação de aspectos de interesse clínico como, por exemplo, potenciais tardios [Xue e Reddy, 1997] e arritmias cardíacas.

O trabalho aqui desenvolvido juntamente com o equipamento de registro de ECG em alta resolução poderiam ser futuramente empregados em estudos sobre a morte súbita em desportistas, assim como em pacientes com angina, infartados ou não, buscando suas causas e parâmetros no ECGAR que possam identificar de risco.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adam, D; Shavit, D** - Complete foetal ECG morphology recording by synchronized adaptive filtration. - *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 28: 287-292, 1990.
- Akay, M** - *Biomedical Signal Processing* - Academic Press, San Diego, Califórnia, 1994.
- Aronow, W S** - Diagnostic and prognostic value of exercise electrocardiography for coronary artery disease. - *Comprehensive Therapy*, 15 (11): 20-26, 1989.
- Balke, B; apud Sharrock, N; Garret, H L and Mann, G** - Practical exercise test for fitness and cardiac performance. - *Am. J. Cardiol.*, 30: 727, 1972.
- Berberi, E J** - High-resolution electrocardiography. - *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 16 (1): 67-103, 1988.
- Berberi, E J; Lazzara, R** - An Introduction to High-Resolution ECG Recordings of Cardiac Late Potentials - *Arch. Intern. Med.*, 148: 1859-1863, 1988.
- Brachmann, J; Hilbel, T; Schweiser, M; Kübler, W** - Cardiac late potentials for diagnosis in heart disease - *European Heart Journal*, 14 (Supplement C): 49-51, 1993.
- Breithardt, G; Schwarzmaier, J; Boggrefe, M; Haerten, K; Seipel, L** - Prognostic significance of late ventricular potentials after acute myocardial infarction. - *Eur. Heart J.*, 4: 487-495, 1983.
- Breithardt, G; Cain, M E; El-Sherif, N; Flowers, N; Hombach, V; Janse, M; Simson, M B; Steinbeck, G** - Standards for analysis of ventricular late potentials using high resolution or signal-averaged electrocardiography - *European Heart Journal*, 12 (4): 473-480, 1991.
- Bruce, R A; Hornsten, T R** - Exercise stress testing in evaluation of patients with ischaemic heart disease. - *Prog. Cardiovasc. Dis.*, 11: 371-390, 1969.
- Buxton, A D; Simson, M B; Falcone, R A, et al.** - Results of signal-averaged electrocardiography and electrophysiologic study in patients with nonsustained ventricular tachycardia after healing of acute myocardial infarction. - *Am. J. Cardiol.*, 60: 80-85, 1987.
- Caralis, D G; Wiens, G; Shaw, L; Younis, L T; Haueisen, M E; Wiens, R D; Chaitman, B R** - An Off-line Digital System for Reproducible Interpretation of the Exercise ECG - *Journal of Electrocardiology*, 23 (4): 285-291, 1990.
- Caref, E B; Goldberg, N; Mendelson, L; Hanley, G; Okereke, R; Stein, R A and El-Sherif, N** - Effects of exercise on the signal-averaged electrocardiogram in coronary artery disease. *Am. J. Cardiol.*, 66: 54-58, 1990.
- Carlson, A B** - *Communication Systems* - McGraw-Hill Book Co., Singapore, 1986,

- Chamiec, T; Kulakowski, P and Ceremuzynski, L** - Exercise producing alterations in the signal-averaged electrocardiogram in patients after myocardial infarction. - *European Heart Journal*, 16: 354-359, 1995.
- Denes, P; Santarelli, P; Huser R G, et al.** - Quantitative analysis of the high frequency components of the terminal portion of the body surface QRS in normal subjects and in patients with ventricular tachycardia. - *Circulation*, 67: 1129-1138, 1983.
- Denniss, A R; Ross, D L; Richards, D A, et al.** - Effect of antiarrhythmic therapy on delayed potentials detected by the signal-averaged electrocardiogram in patients with ventricular tachycardia after acute myocardial infarction. - *Am. J. Cardiol.*, 58: 261-265, 1986.
- Duarte, M D** - *Teste Ergométrico - Bases Fisiopatológicas Aplicações Clínicas* - Livraria Atheneu, Rio de Janeiro, 1978.
- El-Sherif, N; Mehra, R and Restivo, M** - Beat-to-beat high-resolution electrocardiogram: technical and clinical aspects. - *Progress in Cardiovascular Diseases*, 25(6): 407-415, 1993.
- Ferrera, E R; Widrow, B** - Fetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering - *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-39: 458-460, 1982.
- Friesen, G M; Jannett, T C; Jadallah, M A; Yates, S L; Quint, S R and Nagle, H T** - A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. - *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37(1): 85-98, 1990.
- Froelicher, V F; Umann, T M** - Exercise Testing: Clinical Applications - in: *Heart disease and rehabilitation* - Pollock, M.L. e Schmidt, D.H., editors - John Wiley & Sons, Inc, 1995.
- Ganong, W F** - *Fisiologia Médica* - 5ª edição, Atheneu Editora, São Paulo, 1989.
- Gettes, L S; Sapin, P** - Concerning falsely negative and falsely positive electrocardiographic responses to exercise. - *British Heart J.*, 70: 205-207, 1993.
- Glancy, J M; Garratt, C J; Woods, K L and DeBono, D P** - Three-Lead Measurement of QTc Dispersion - *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 6 (11): 987-992, 1995.
- Goldman, M J** - *Principles of Clinical Electrocardiography* - 11ª edição, Lange, 1982.
- Haberl, R; Jilge, G; Pulter, R; Steinbeck, G** - Spectral mapping of the electrocardiogram with fourier transform for identification of patients with sustained ventricular tachycardia and coronary artery disease. - *Eur. Heart J.*, 10: 316-322, 1988.
- Ifeachor, E C; Jervis, B W** - *Digital Signal Processing - A Practical Approach* - Addison-Wesley Publishing Company, Bridport, Dorset, 1995.

Ishida, S; Takahashi, N; Nakagawa, M; Fujino, T; Saikawa, T; Ito, M - Relation between QT and RR intervals in patients with bradyarrhythmias - *Br. Heart J.*, 74: 159-162, 1995.

Jabi, H; Burger, A J; Orawiec, B; Touchon, R C - Late potentials in mitral valve prolapse - *Am. Heart J.*, 122: 1340-1345, 1991.

Jarrett, J R; Flowers, N C - Signal-Averaged Electrocardiography: History, Techniques, and Clinical Applications - *Clin. Cardiol.*, 14: 984-994, 1991.

Kay, M S - *Mod*