

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**



Metodologia para Localização de Ciclo Cardíaco a Partir do Sinal Eletrocardiográfico

HÉLIO AUGUSTO DE LIMA RANGEL

Julho

2006

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**Metodologia para Localização de Ciclo
Cardíaco a Partir do Sinal Eletrocardiográfico**

Helio Augusto de Lima Rangel

Texto da dissertação apresentada à
Universidade Federal de Uberlândia,
perante a banca de examinadores
abaixo, como parte dos requisitos
necessários à obtenção do título de
Mestre em Engenharia Elétrica.
Aprovada em 19 de Julho de 2006.

Banca examinadora:

Adriano Alves Pereira, Dr (UFU)

Adriano de Oliveira Andrade, Dr (UFU)

Alcimar Barbosa Soares, PhD (UFU) - Orientador

José Carlos Pereira, Dr (USP – São Carlos)

Metodologia para Localização de Ciclo Cardíaco a Partir do Sinal Eletrocardiográfico

Hélio Augusto de Lima Rangel

Texto da dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Prof. Alcimar Barbosa Soares, PhD.
Orientador

Prof. Darizon Alves de Andrade, PhD.
Coord. do curso de Pós-Graduação

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pelo Sistema de Bibliotecas da UFU / Setor de Catalogação e Classificação

R196m Rangel, Helio Augusto de Lima, 1954-
Metodologia para localização de ciclo cardíaco a partir do sinal eletrocardiográfico / Helio Augusto de Lima Rangel. - 2006.
141 f. : il.
Orientador: Alcimar Barbosa Soares.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Inclui bibliografia.
1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Eletrocardiografia - Teses. I. Soares, Alcimar Barbosa. II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU: 61:62

“Não se pode ensinar coisa alguma a alguém; pode-se apenas auxiliá-lo a descobrir por si mesmo”.

Galileo Galilei

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço ao Criador, responsável pelos milagres que tentamos compreender. Quanto mais nos aprofundamos no estudo da natureza mais evidente fica Sua autoria.

Agradeço aos meus pais por sua dedicação e orientação, lapidando com paciência e exemplo o ser humano que sou hoje. Meus irmãos pela presença nos momentos difíceis e pela torcida sincera pelo meu sucesso. Em memória, ao Sr. Hiran de Castro Moraes, meu padrasto, por ter me possibilitado formação suficiente para prosseguir os estudos por meus próprios meios antes de nos deixar.

A minha amada esposa Nina, pelo incentivo nos momentos mais difíceis em que nada parecia dar certo. Pela grande força que me fez acreditar que este projeto poderia ser realizado. Sem ela, com toda certeza, este trabalho não teria sido possível.

Aos amigos novos e antigos por acompanhar com interesse esta luta e pela grande torcida.

Aos muito queridos e atenciosos colegas do Biolab (Laboratório de Engenharia Biomédica). Sempre solícitos e com boa vontade, me socorreram em

diversos momentos. Em especial agradeço ao Fábio, Jeovani e Ailton, sem esquecer a importante participação do professor Adriano. Aos professores doutores Keiji, Edgar, Edna, Luciano entre outros que tiveram fundamental participação em minha formação. Agradeço também a Secretária da Pós Graduação Sra. Marly, pela pronta ajuda sempre que necessária. Agradeço também de uma forma geral a todos os funcionários da Universidade pela acolhida sempre cordial.

Agradeço especialmente a PRODESAN na figura da grande amiga Maria Cláudia e ao Departamento de Informática da Prefeitura Municipal de Santos representada pelas figuras dos amigos David José Gomes, Ronaldo, Roberto Cruz e Cláudia Santana. Agradeço a eles por muitos motivos, mas principalmente, pela compreensão e apoio nos muitos momentos que tive que me ausentar física ou mentalmente de minhas atividades profissionais.

E, por fim, agradeço especialmente ao meu orientador Alcimar por ser um grande professor de professores. Pela sua liderança e seriedade profissional. Por mostrar com clareza os caminhos a seguir. Por ser rigoroso e ao mesmo tempo tolerante e paciente. Muito obrigado.

Resumo

RANGEL, Hélio Augusto de Lima. Metodologia para Localização de Ciclo Cardíaco a partir do Sinal Eletrocardiográfico. Uberlândia: FEELT-UFU, 2006, 141 f.

Este trabalho propõe um algoritmo de detecção de ciclos cardíacos a partir de sinais digitais, gerados por equipamentos de ECG (eletrocardiograma). A detecção é feita por intermédio de um limiar, procurando ocorrências da onda R, representada em sua segunda derivada. O limiar é estabelecido dinamicamente com base nos últimos 10 segundos de sinal e seu valor é calculado levando em conta o desvio padrão das variações da segunda derivada no período. As derivadas são aplicadas sobre o sinal de ECG filtrado, utilizando um filtro de média móvel de vinte valores. Para testar o funcionamento do modelo, foi desenvolvido um aplicativo preparado para receber como entrada, arquivos contendo dados digitalizados em palavras de 16 bits com até doze derivações e frequência de aquisição configurável. O aplicativo pode receber dados em tempo real adquiridos diretamente dos canais de saída digitais dos equipamentos de ECG. O software desenvolvido fornece dados estatísticos e informações de interesse relativas ao ECG analisado. O algoritmo foi testado através da experimentação de centenas de amostras de pacientes normais e outros portadores de algumas cardiopatias, apresentando um índice de acerto superior a 99%.

Palavras-chave: ECG, CICLO CARDÍACO, DETECÇÃO DA ONDA R.

Abstract

RANGEL, Hélio Augusto de Lima. Metodologia para Localização de Ciclo Cardíaco a partir do Sinal Eletrocardiográfico. Uberlândia: FEELT-UFU, 2006, 141 p.

This dissertation proposes a cardiac cycle detection algorithm based on digital signals generated by ECG (electrocardiogram) devices. Detection is made through a threshold, seeking R wave occurrences, as represented by its second derivate. A threshold is established dynamically based on the last 10 seconds of the signal and its value is calculated taking the standard deviation of the second derivate in the period into account. The derivates are applied to the filtered ECG signal, using a moving average filter (20 samples). To test the model performance operation, a software application was developed prepared to receive files containing digitalized data, in 16-bit words with up to 12 derivates as input and running at a configurable acquisition frequency. The application can receive real-time data acquired directly from the ECG device with digital output channels. The software that has been developed provides statistical data and information of interest related to the analyzed ECG. The algorithm was tested through experimentation with hundreds of samples coming from normal patients and from people suffering from cardiopathies. The accuracy level was above 99%.

Key words: ECG, CARDIAC CYCLES, WAVE R DETECTION

Conteúdo

Capítulo 1 Introdução.....	1
1.1. Objetivo do Trabalho	5
1.2. Organização do Trabalho	5
Capítulo 2 Estudo do Coração Humano e de Seu Funcionamento Elétrico.....	7
2.1. Introdução	7
2.2. Anatomia Cardíaca e seu Sistema Elétrico	10
2.3. Representação Vetorial da Atividade Elétrica do Coração	16
2.4. Captação das Ondas do ECG	19
2.5. A interpretação do ECG	32
Capítulo 3 As técnicas e métodos de separação de ciclos cardíacos.....	40
3.1. Eletrocardiografia	40
3.1.1. Realizando um exame ECG.....	43
3.1.2. Equipamentos	45
3.1.3. Eletrodos e periféricos	46
3.1.4. Eletrocardiógrafos	47
3.1.5. O ruído	51
3.2. Técnicas de análise do ciclo cardíaco.....	53
3.2.1. Introdução	53
3.2.2. Detectando curvas do ECG.....	53
3.3. Conclusão	62
Capítulo 4 Proposta de Metodologia de Localização do Ciclo Cardíaco.....	63

4.1. Introdução	63
4.2. Estratégia Adotada	63
4.2.1. Sinal PTB - DB Physionet	65
4.2.2. O Interpretador	66
4.2.3. Filtro de média móvel.....	67
4.2.4. Diferenciação do Sinal Filtrado	72
4.2.5. Definição do limiar de detecção	80
4.2.6. Definição do ponto de máximo da onda R	86
4.3. Conclusão	88
Capítulo 5 Implementação do Modelo Proposto em Software.....	89
5.1. Desenvolvimento do Aplicativo de Software.....	89
5.2. Interface Homem-Máquina	95
5.3. Seqüência básica de operação.....	102
5.4. Conclusão	104
Capítulo 6 Experimentos e Análises.....	105
6.1. Introdução	105
6.2. A origem dos dados	106
6.3. Os experimentos.....	107
6.4. Avaliações e discussões finais	123
6.4.1. Avaliando as derivações quanto à precisão de localização	126
6.4.2. O desempenho do modelo	127
6.5. Conclusão	129
Capítulo 7 Conclusões, Contribuições e Trabalhos Futuros.....	130
7.1. CONCLUSÃO.....	130
7.2. Trabalhos futuros	132
Referências Bibliográficas.....	134

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Esquema representativo do ECG na ativação elétrica cardíaca e sua correspondência em seus diversos segmentos [modificada de http://www.sjm.com/assets/popups/electsys.gif - 23/11/05].	10
Figura 2.2 – Sistema de Condução Cardíaco com destaque para os feixes internodais, Backmanm e de His [modificada de http://www.sjm.com/assets/popups/electsys.gif - 23/11/05].	12
Figura 2.3 – Ciclo cardíaco normal assinalando as diversas fases do ciclo cardíaco – ECG [modificada de 45].	15
Figura 2.4 – Planos Frontal, Sagital e Transverso se interceptando no centro elétrico do coração [modificado de 1].	20
Figura 2.5 – Plano Frontal e Derivações Bipolares [modificada de 1].	21
Figura 2.6 – Projeções do vetor P sobre as três derivações bipolares, ressaltando o sinal e módulos das projeções [modificada de 1].	22
Figura 2.7 – Formas possíveis do Complexo QRS [1].	24
Figura 2.8 – Forma anômala do complexo QRS [1].	24
Figura 2.9 – Projeções dos vetores P, Q, R, S e T sobre as derivações bipolares no plano frontal - Em destaque as projeções sobre Di [modificada de 1].	25
Figura 2.10 - Derivações aumentadas de Wilson [modificada de 1].	26
Figura 2.11 - Sistema Triaxial de Bayley [modificada de 1]. Estão representados os deslocamentos dos vetores das derivações (em azul) para o centro do triângulo (vetores em vermelho).	27

Figura 2.12 – Sistema Hexaxial, mostrando as projeções do vetor P sobre aVF, aVL e Di – [Modificada de 51].....	28
Figura 2.13 – Derivações precordiais clássicas - Localização dos eletrodos (V1 a V6) Modificada de [http://foulon.chez-alice.fr/Alie 2.000/DATAS/IMAGES/MODULE1/DerPreco.gif – 26/03/06].	29
Figura 2.14 – Vetores projetados no Plano Transverso (V1 a V6) [51].....	30
Figura 2.15 – As doze derivações em relação ao centro elétrico do coração com a polarização dos eletrodos representada. Derivações frontais (em azul claro) Di, Dii, Diii, aVR, aVL e aVF. No plano transverso observamos as seis derivações precordiais em azul escuro: V1, V2, V3, V4, V5 e V6. [modificada de http://faculty.plattsburgh.edu /david.curry /images/ ECG_leads.jpg - 11/04/06].....	31
Figura 2.16 – Exemplo de traçado de ECG em papel milimetrado [51].	32
Figura 2.17 – Escalas de tempo e tensão no papel milimetrado [51].	32
Figura 2.18 – QRS típicos nas derivações de V1 a V6 [Modificado de 1].	36
Figura 2.19 – Ondas, segmentos e intervalos analisados em um ECG.	39
Figura 3.1 - Galvanômetro “Eletrodo Capilar” de Lippmann [52].	42
Figura 3.2 – Galvanômetro “Eletrodo Capilar” de Lippmann utilizado por Einthoven. [52].....	42
Figura 3.3 – Eletrodos de imersão. As derivações Di, Dii e Diii estão representadas em forma de vetores (desenhados na fotografia) formando o triângulo de Einthoven [52].....	43
Figura 3.4 – Exemplo de gel para aplicação nos eletrodos no exame de ECG [http://www.carbogel.com.br - 21/04/06].	44
Figura 3.5 – Exemplos de eletrodos de ECG [http://www.numed.co.uk/electrode.html em 12/02/06]	46
Figura 3.6 – Alguns tipos de cabos de ECG [http://www.dremed.com/catalog/product_info.php - 12/02/06].	47
Figura 3.7– Eletrocardiógrafo Ecafex – termoimpressão - Modelo ECG 12 - [http://rheletromedicina.com.br – 21/04/06].	48
Figura 3.8 – Eletrocardiógrafo Ecafex – Monitor Modular Máximo. - [http://rheletromedicina.com.br – 21/04/06]	49
Figura 3.9 – Eletrocardiógrafo instalado em Computador de Bolso - Crea Care Medical Image- [http://www.creacare.com/ecg.html].	50
Figura 3.10 – Eletrocardiógrafo Digital de Bolso Poly-Spectrum-8 [http://www.meurosoft.ru/rng/ptoduct/poly-spectrum-8/index.aspx].	51

Figura 3.11 – Pontos de Interesse citados no trabalho de Xie G et al. Como pode ser visto na figura, os pontos localizados determinam os pontos de início, meio e fim das ondas P e T. O complexo QRS é caracterizado por 5 pontos de interesse – [Editado de 44].	55
Figura 3.12 – Representação do intervalo RR e ondas características do Ciclo Cardíaco.	55
Figura 3.13 - Aplicações do método de Barbosa [40] para localização da onda R: Complexo QRS em zoom mostrando dois ciclos de comportamento diverso. (conjunto A) Entrada e saída do limiar corretos (conjunto B). Entrada do limiar fora do local esperado, saída correta com conseqüente prejuízo na precisão da detecção. A linha vertical (vermelha) mostra a posição da onda R obtida em ambos os ciclos.	56
Figura 3.14 – Detecção do ciclo por patamares adaptativos [36]. Sinal filtrado de ECG de paciente com hipertrofia (A). Algoritmo de Patamar Adaptativo aplicado ao ECG (B).	58
Figura 3.15 – Aplicação do método de limiar fixo usando primeira derivada. Método descrito por Tony Chen et al. [38].	60
Figura 3.16 – Aplicação do método de limiar fixo usando primeira derivada falhando. Em destaque alguns falsos negativos.	61
Figura 4.1 – Diagrama de blocos da estratégia adotada para localização de ciclos cardíacos. O sinal pode ser adquirido da base de dados digital Physionet ou diretamente de uma fonte de dados de Tempo Real. A seguir ele é filtrado e derivado duas vezes. A segunda derivada calculada é utilizada também no cálculo do limiar dinâmico. Na seqüência, o limiar e a derivada atuam em conjunto na detecção dos ciclos. Finalizando o processo, os ciclos separados são plotados, identificados e armazenados em uma base de dados.	65
Figura 4.2 – Formato original de inteiro LSB de 16 bits com sinal convertido para real em formato texto.	67
Figura 4.3 - Conteúdo espectral do sinal de ECG. O gráfico mostra que a maior parte do conteúdo espectral do sinal de ECG se encontra abaixo de 50Hz.	68
Figura 4.4 – Esquema demonstrativo do funcionamento do filtro de média móvel operando com cinco valores sobre o trecho de uma senóide. A última linha (X) mostra os valores das médias dos cinco pontos de mesma cor e assinalados com uma seta. A figura 4.5 mostra o gráfico correspondente a um trecho maior do sinal aqui representado.	70
Figura 4.5 – Gráfico ilustrativo do funcionamento do filtro de média móvel sobre os pontos de uma senóide (em marrom, simulando uma freqüência de aquisição de 1Hz) onde se acrescentou a cada ponto um ruído aleatório (azul) obtendo-se uma curva filtrada (vermelha). É possível notar os efeitos secundários do filtro sobre o sinal filtrado: A senóide está com sua amplitude atenuada e o sinal resultante está com defasagem equivalente ao número de amostras utilizadas: 5 segundos.	71

Figura 4.6 – Exemplo do efeito do filtro de média móvel de 20 amostras (frequência de corte de 50Hz) sobre o sinal de ECG bruto (frequência de aquisição de 1kHz). Nos detalhes o zoom do ápice da onda R sem (A) e com (B) filtro. Na figura podemos observar não apenas o ápice da onda R, mas todo o sinal que foi bastante atenuado pelo efeito do filtro.	72
Figura 4.7 -Traçado da primeira derivada (azul) sobre o sinal filtrado de ECG (vermelho). Ambas as curvas estão na mesma escala. Notamos o efeito do complexo QRS sobre a derivada muito maior que no restante do ciclo. A escala vertical em mV se refere apenas ao sinal de ECG (vermelho).....	73
Figura 4.8 – Falsos negativos provocados por oscilação dos picos positivos e negativos da primeira derivada (curva em vermelho em B). O limiar (traço em azul) perde a ocorrência da onda R por três vezes gerando três falsos negativos no trecho.....	74
Figura 4.9 - Gráfico mostrando o comparativo entre os traçados do sinal de ECG filtrado original (vermelho), da primeira (verde) e segunda (azul) derivadas de um ciclo completo. Para melhor visualização na mesma escala, a primeira derivada está com amplitude multiplicada por 10 e a segunda derivada, multiplicada por 50.	75
Figura 4.10 – Representação da secante assinalando seu comprimento h e os pontos de interseção da secante com a curva.	76
Figura 4.11 – Método de aproximação da tangente através de determinação de secante.	77
Figura 4.12 – Efeito da secante de 8ms no traçado da segunda derivada, destacando o deslocamento entre o mínimo da segunda derivada e o máximo da onda R. Não se observa deslocamento do ápice da onda R em relação ao mínimo da segunda derivada em nenhum dos ciclos traçados. Para outras condições de filtragem e características do sinal adquirido, outros valores poderiam ser encontrados para a secante ótima.	79
Figura 4.13 – Efeito da secante de 2ms no traçado da segunda derivada, destacando o deslocamento entre o mínimo da derivada e do máximo da onda R. No ciclo destacado observa-se que houve uma defasagem de 6ms entre ambos.....	80
Figura 4.14 – Exemplo de uma Distribuição Normal. A curva exemplifica a distribuição das alturas de pessoas em uma determinada população.....	81
Figura 4.15 – Curva de Gauss – Distribuição normal da segunda derivada do sinal de ECG. Observamos que pouco menos de 95% das ocorrências das amplitudes das derivadas se encontram no intervalo de média mais ou menos dois desvios. No gráfico estão representadas apenas as amplitudes ocorridas em 10 segundos de sinal. No histograma foram estabelecidos 750 níveis de amplitude. No detalhe mais à esquerda, trecho da curva da segunda derivada (em azul) que deu origem ao histograma. No detalhe ao centro, distribuição acumulativa (em verde) correspondente ao histograma apresentado.	82

- Figura 4.16 – Ciclo anômalo e seu efeito sobre o desempenho do limiar. No destaque (círculo azul em A) aparece um pico pouco antes da onda Q que causou uma amplitude anormalmente negativa na segunda derivada, quase provocando um falso positivo (ciclo azul em B). 83**
- Figura 4.17 – Distribuição típica das derivadas ao longo do sinal de ECG. Assinalado com 1, o trecho de maior variação, com 2 o trecho com pouca variação. Observa-se que o tempo em que a variação na derivada é grande é bem menor que o tempo em que observamos poucas variações. 84**
- Figura 4.18 - Representação de ciclo anômalo com destaque para a onda S no sinal ECG (A) e no gráfico da segunda derivada (B), onde se observa que o limiar é atingido também pela derivada da saída da onda S gerando um falso positivo. 86**
- Figura 4.19 – Ciclo ECG filtrado com a primeira e segunda derivada, destacando a atenuação das ondas P e T e o destaque (retângulo azul) do complexo QRS. Para melhor visualização na escala das amplitudes, a primeira derivada está multiplicada por 10 e a segunda multiplicada por 100. 87**
- Figura 4.20 – Localização relativa do sinal de ECG e suas derivadas primeira e segunda (zoom do retângulo em azul da figura 4.18). Observa-se que estão assinalados os pontos de mínimo da segunda derivada e passagem por zero da primeira derivada, ambos alinhados com o ápice da onda R. Para melhor visualização na escala das amplitudes, a primeira derivada está multiplicada por 10 e a segunda multiplicada por 100. 88**
- Figura 5.1 – Fluxo do Módulo Principal. Seguindo o fluxo, o usuário deverá selecionar uma amostra de ECG (Seleção de amostras de ECG). A frequência de aquisição (Seleção de frequência) e a derivação (Seleção da derivação). O laço mais interno controla o processamento das derivações. Nele, é possível selecionar: a posição relativa ao pico da onda R (offset) que será considerado como início do ciclo para efeito de plotagem e armazenamento; a quantidade de segundos que devem aparecer em uma mesma janela (Segundos para traçar); 91**
- Figura 5.2 – Algoritmo do Fluxo principal do processo de Separação de Ciclos – O laço mais externo, ativo enquanto houver valores, adquire o dado inteiro LSB (16bits) e converte para real (32 bits) que em seguida é filtrado através do filtro de média móvel utilizando o número de valores selecionado. Depois de filtrado, o sinal é derivado duas vezes, (utilizando secante $\Delta t=8ms$) sendo o processo repetido e, até que o número de aquisições ultrapasse a quantidade de 10.000. Quando isso ocorre, o desvio padrão e o limiar são calculados e em seguida este é comparado com o valor da segunda derivada. Quando o valor da derivada ultrapassa o valor do limiar, o ponto de máximo da onda R é determinado (mínimo de y''), as estatísticas de RC são atualizadas, a curva relativa ao ciclo destacado é traçada e os ciclos e dados estatísticos são armazenados. 93**

Figura 5.3-A - Fluxo de Média Móvel. O algoritmo recebe o vetor (Y) dos últimos (na) valores adquiridos e retorna o valor filtrado da ordenada (y(0)).	94
Figura 5.3-B - Fluxo do desvio padrão. O Algoritmo recebe o vetor dos últimos 10.000 valores adquiridos, calcula e retorna o desvio padrão no período.	94
Figura 5.4 – Fluxo da busca do ponto mínimo na segunda derivada. O módulo recebe o trecho dos valores da segunda derivada (y'') e a ordenada correspondente à colisão com o limiar (Xn). O laço percorre a curva a procura do valor mínimo. Ao encontrar retorna a ordenada do ponto mínimo encontrado (xMin).	94
Figura 5.5 - Front-end do Software Localizador de Ciclos Cardíacos – ECG.	96
Figura 5.6 – Paleta de Relatório estatístico com pontos chave assinalados.	100
Figura 5.7 – Visão parcial do Relatório Estatístico com descrição de patologias extraída diretamente do arquivo de header original em inglês (à esquerda) e Dados do Paciente (ao centro). No quadro Dados para o relatório (à direita) é possível entrar manualmente com os dados Sexo e Idade do paciente quando não existirem no arquivo de header da amostra. No campo de Notas, o usuário pode registrar qualquer comentário que queira que apareça no Relatório Estatístico. O botão Salva Ciclos prepara os ciclos separados em uma tabela no formato padrão PTB e salva este arquivo em disco.	102
Figura 6.1 – Localizador de Ciclos de ECG – Tela capturada no final do procedimento de separação de ciclos. No gráfico da Segunda Derivada em destaque o Limiar, a Segunda derivada e os pontos onde ocorreram localizações da onda R. No quadro da distribuição das derivadas 95,36% das amplitudes se encontram no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão. No zoom, observa-se a precisão na localização das ondas R.	110
Figura 6.2 – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente normal (controle) com ocorrência de grupos de ciclos diferenciados (ciclos tipo A e ciclos tipo B). No quadro da distribuição normal observamos que 94.81% das derivadas se encontram no intervalo de dois desvios padrão.	112
Figura 6.3 – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente normal, com aproveitamento de 100% na detecção dos ciclos. Observa-se alguma oscilação da linha base (assinalados com A e B no gráfico da derivação) sem nenhum efeito sobre o traçado da segunda derivada.	113
Figura 6.4 – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente com bloqueio e 100% de ciclos corretamente localizados. No destaque coincidências nos ápices das ondas R.	114
Figura 6.5 – Localizador de Ciclos de ECG - Paciente com hipertrofia. Destaque para dispersão do ápice da onda R. No quadro da distribuição das derivadas vemos que 95,18% das derivadas se encontram no intervalo de dois desvios padrão.	116

Figura 6.6 – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente de 69 anos, com infarto, hipertensão arterial e obesidade. Destaque para presença de forte oscilação da linha base, mas com boa precisão na detecção do pico da onda R (no destaque).	117
Figura 6.7 – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente com angina mostrando a onda S produzindo pico ameaçando tocar o limiar.	119
Figura 6.8 – Localizador de Ciclos de ECG. No gráfico da derivação (Dii), destacada a onda R (círculo azul) onde observamos sua baixa amplitude e ápice pouco apiculado. No gráfico da segunda derivada, (círculo vermelho) a única onda R localizada no intervalo de 4 segundos. No quadro correspondente a distribuição das derivadas, observamos que apenas 88,49% das amplitudes se encontram no intervalo de até dois desvios padrão. No gráfico Ciclos Sobrepostos, o modelo falha e traça vários ciclos devido a ocorrência de falsos negativos (círculos verdes).	121
Figura 6.9 – Localizador de Ciclos de ECG – Apresenta onda R atípica, e mesmo assim, com 100% de acerto em V2. No quadro acima e à direita, no gráfico da Distribuição Das Derivadas, observamos que 95,62% das derivadas se concentrou no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão.	122
Figura 6.10 – Representação gráfica do método de determinação da medida da dispersão do ápice da onda R.	124
Figura 6.11 – Derivações de Melhor Desempenho. Observamos que V6, aVR, V5, Di, V1 e Dii são as derivações mais recomendáveis para uso como derivação base no Localizador por apresentarem menores índices de dispersão da onda R.	126
Figura 6.12 – Derivações com falhas de localização. Nota-se que Diii se destaca como a derivação que mais falhou na localização de ciclos. O grupo de derivações de aVL até V6 apresentam melhor desempenho todas com menos de 10% de participação nas falhas. 127	
Figura 6.13 – Representação Gráfica das Perdas do Modelo.	129

Lista de Tabelas

<i>Tabela 2.1 – Faixa de iPR normais em função da faixa etária [47].</i>	35
<i>Tabela 3.1 – Especificações para eletrocardiógrafos de diagnóstico. Norma IEC 601-2-27 (equipamentos).</i>	45
<i>Tabela 5.1 – Exemplo de Relatório estatístico de análise do processamento do ECG.</i>	99
<i>Tabela 6.1 – Database PTB [35] com amostras de ECG.</i>	107
<i>Tabela 6.2– Descrição do desempenho da amostra s0448_re.dat. Desvios maiores que 40 ms são considerados inconsistentes e por isso não são representados na tabela.</i>	120
<i>Tabela 6.3 – Relatório de desempenho de separação de ciclos (Tabela extraída do Relatório Estatístico). A dispersão no ápice da onda R indica que as 10 primeiras derivações da tabela (em branco) obtiveram sucesso na separação. As duas últimas não apresentam índices de dispersão e mostram os demais índices inconsistentes indicando a ocorrência de falha.</i>	125

Lista de Acrônimos

A/D	Analógico/Digital
AS	Sinoatrial
AV	Atrioventricular
BAV	Bloqueio Átrio Ventricular
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
EMI	Interferência Eletromagnética
FG	Frequência Cardíaca
FN	Falso negativo
IAM	Infarto Agudo do Miocárdio
FP	Falso positivo
LSB	<i>Least Significant Bit</i> - Bit Menos Significativo
PTB	Banco de Dados da Physionet/Phisiobank
RC	Ritmo Cardíaco
VRC	Variabilidade do Ciclo Cardíaco (ou HRV – Heart Rate Variability)

Capítulo 1

Introdução

O coração pode ser visto como uma bomba hidráulica que funciona graças à ação de câmaras de volume variável, associadas a válvulas de passagem em um só sentido. Seu ritmo é determinado por pulsos elétricos gerados no próprio coração. O funcionamento elétrico do coração é baseado em processos eletroquímicos que ocorrem no interior das células do músculo cardíaco. O ciclo de polarização e despolarização das células é o que permite que o coração se contraia e relaxe ciclicamente, funcionando mecanicamente como uma bomba hidráulica. Os sinais elétricos gerados no coração e conduzidos através do tecido até a pele do paciente podem ser detectados por aparelhos sensíveis a pequenas variações de potencial elétrico como, por exemplo, o eletrocardiograma.

O trabalho de análise de exames eletrocardiográficos pode ser penoso e muitas vezes é preciso analisar muitos minutos de atividade cardíaca registrada na forma digital ou em longas tiras de papel milimetrado, para identificação correta do diagnóstico.

O uso de sistemas de suporte automatizado de diagnóstico pode permitir a economia de preciosas horas tanto para os pacientes quanto para os profissionais de saúde. Diagnósticos ágeis, possibilitados por sistemas de análise, podem ajudar a salvar vidas, antecipando informações que poderiam consumir muitas horas para serem obtidas na forma tradicional.

Os equipamentos disponíveis no mercado que possibilitam este tipo de análise automatizada são de custo elevado e isso pode inviabilizar seu uso para uma grande parcela dos profissionais de saúde. Um sistema de suporte para análise automatizada de eletrocardiograma - ECG (eletrocardiograma) que possa ser usado em qualquer computador pessoal, certamente seria de grande auxílio para uma significativa parcela dos profissionais atualmente excluídos do acesso a estas tecnologias.

Cada vez mais leves, os equipamentos utilizados para realização de exames de eletrocardiograma estão evoluindo muito rapidamente tanto em precisão, quanto em nível de informatização. Os custos relativos também vêm caindo proporcionalmente à queda geral dos custos dos equipamentos de informática.

As novas possibilidades oferecidas pelos avanços científicos no que diz respeito ao tratamento de sinais, armazenamento e classificação de dados, visualização e análise de resultados, entre outras, estão revolucionando praticamente todos os segmentos da atividade humana.

O tratamento de sinais biomédicos como ECG (eletrocardiogramas), EEG (eletroencefalograma), EMG (eletromiograma) entre outros, estão sendo cada vez mais alvo de pesquisas nos mais diversos campos da matemática, físico-química, engenharia biomédica, computação etc.

Novas tecnologias, como as redes neurais, por exemplo, tem sido freqüentemente utilizadas para identificar as formas características das ondas do ECG. Os computadores também estão sendo utilizados na supressão de ruídos provenientes de ondas eletromagnéticas das mais diversas origens (EMI – Interferência Eletromagnética). Alizera Konrad [23] mostra um método de supressão do ruído de CA (corrente alternada) através de filtro de EMI adaptativo não linear. O resultado alcançado foi considerado excelente.

Alguns trabalhos procuraram encontrar objetivamente o ritmo cardíaco. Wang Yang [28] propõe um método de detecção de arritmia baseado em rede Neural Fuzzy (*Neurofuzzy-Kohonen*). O método foi avaliado através de um banco de dados de ECG's com 180 amostras, cobrindo os principais tipos de arritmia, principalmente as causadas por fibrilação atrial e ventricular. O método foi desenvolvido para aplicações em tempo real e se mostrou com eficácia superior a 97%. Computacionalmente o algoritmo alcançou ótimo desempenho na determinação do diagnóstico. Este trabalho é particularmente interessante se considerarmos que os métodos baseados na detecção de picos de onda R, por exemplo, não fornecem bons resultados analisando ECG's que apresentam ocorrências de fibrilações.

Uma outra aplicação de redes Neurais Fuzzy, também procura determinar o início do ciclo cardíaco por intermédio da detecção da onda P, proposta pelo pesquisador Valfredo Pilla Jr. [6], ele conclui que algumas amostras já são suficientes para caracterizar a onda P e, com elas, treinar a rede neural. Valfredo conseguiu mostrar que realmente é possível encontrar a posição da onda P usando esta tecnologia. No Capítulo três apresentaremos mais detalhes sobre este método.

Um outro caminho na identificação de pontos característicos no ECG foi explorado por Zheng C et al. [13]. Eles desenvolveram um algoritmo baseado em

transformada *wavelet* para detectar pontos característicos nos sinais de ECG. Este método permite a distinção do complexo QRS das ondas P e T.

Ainda utilizando transformada wavelets, mas desta vez, combinada com redes neurais, Xie G et al. [44], conseguiram detectar as ondas P com bons resultados.

A localização da onda P é importante, pois representa eletricamente a despolarização dos átrios, que é o início ao ciclo cardíaco.

A localização da onda R tem sido realizada fazendo uso de diversos expedientes. Campelo e Azevedo [36] apresentaram um método para determinação do ciclo cardíaco utilizando patamares adaptativos. Este método de detecção foi testado neste trabalho e será mais bem detalhado e comentado no Capítulo três.

O complexo QRS como um todo, também foi alvo de trabalhos para sua detecção. Nagin [43] propõe um método de detecção por intermédio de integração de uma janela deslizando de largura aproximada de um complexo QRS normal. O complexo QRS é localizado nos máximos da integral do sinal ECG calculada.

A detecção precisa do ciclo cardíaco é fundamental para que seja possível, em um primeiro momento, determinar o ritmo cardíaco do paciente. Diversas enfermidades arrítmicas dependem de parâmetros obtidos por intermédio da detecção do ciclo cardíaco para serem diagnosticadas e tratadas. Além das aplicações mais comuns na determinação dos ciclos cardíacos, o uso cada vez mais difundido de computadores pelos profissionais da saúde, traz uma enorme gama de possibilidades como, por exemplo, determinar em tempo real, a ocorrência de acidentes cardíacos em pacientes monitorados ou ainda auxiliar na automatização da análise de ECG's de longa duração com o uso de equipamentos como *holters*, por exemplo.

1.1. Objetivo do Trabalho

A análise do sinal ECG leva em consideração, dentre vários aspectos, a duração dos ciclos e seus diversos segmentos, a forma das ondas existentes, a constância e a presença e/ou localização dos pontos característicos.

O presente trabalho propõe um método para localizar e destacar em Tempo Real os vários ciclos de um registro de ECG. Em princípio, sem restrição alguma quanto a patologias ou uso de derivações específicas. O método deverá localizar os ciclos em todas as derivações de um exame de ECG. Uma vez destacados os ciclos, outras aplicações podem utilizá-los para desenvolver trabalhos de suporte aos diagnósticos de diversas patologias, efetuados com base no traçado do ECG.

1.2. Organização do Trabalho

O Capítulo 2 aborda os aspectos elétricos do coração humano, seu funcionamento e forma como os sinais se apresentam nos exames de ECG. Estudaremos seu significado, nomenclatura e alguns princípios para sua interpretação.

O Capítulo 3 estuda alguns métodos de separação de ciclos cardíacos encontrados na literatura.

O Capítulo 4 descreve a forma como foram obtidas as amostras de ECG, explica o método de detecção de ciclos cardíacos adotado, como foram encontrados os melhores parâmetros para o filtro, para o cálculo das derivadas e a estratégia de determinação do limiar.

O Capítulo 5 descreve o software desenvolvido para dar apoio à pesquisa, mostrando os critérios adotados para sua construção e suas facilidades. Descreve

também o fluxograma da aplicação mostrando a arquitetura interna da construção do programa de computador.

O Capítulo 6 mostra os resultados e o funcionamento do modelo por intermédio de estatísticas, demonstrando o comportamento do método em diversas situações. Também são feitas algumas sugestões para trabalhos futuros e analisadas contribuições deste trabalho.

Capítulo 2

Estudo do Coração Humano e de Seu Funcionamento Elétrico

Neste Capítulo conheceremos melhor o funcionamento do coração humano, entendendo os aspectos do sistema elétrico cardíaco, como o pulso cardíaco é gerado e como se propaga até as fibras musculares cardíacas. Veremos como os sinais elétricos transitam pelos tecidos até serem captados pelos instrumentos de análise e as principais ondas captadas pelo ECG, sua importância, variações, nomenclatura e significado.

2.1. Introdução

O coração é o primeiro órgão a funcionar no embrião em formação e a média diária de batimentos cardíacos é superior a 100.000. Ele está localizado no meio do peito, protegido pelo osso esterno, ligeiramente deslocado para o lado esquerdo.

A cada batimento, quatro cavidades se contraem e relaxam em seqüência, perfeitamente sincronizada, realizando o bombeamento do sangue por dois

caminhos distintos. O primeiro faz o sangue circular pelo pulmão para ser oxigenado e o segundo o bombeia para o restante do corpo. Duas válvulas localizadas entre os pares de câmaras direita (tricúspide) e esquerda (mitral) garantem que o sangue circule em apenas uma direção. Outras duas válvulas, a aórtica e a pulmonar controlam a entrada e saída do sangue no coração [1].

As cavidades superiores do coração, bem menores que as inferiores, são chamadas de átrios ou aurículas. As cavidades inferiores, maiores e mais fortes, são os ventrículos. A parede muscular que separa o lado esquerdo do coração e o lado direito é chamada de septo interatrial na parte superior e septo interventricular na parte inferior [1].

O ventrículo direito do coração é responsável pelo bombeamento do sangue venoso para o pulmão. No retorno da viagem ao pulmão, o sangue já oxigenado (arterial) chega ao átrio esquerdo. Na contração seguinte do átrio, este sangue é bombeado sem grande esforço para o ventrículo esquerdo. Lá, ele aguarda a mais poderosa contração do coração que é a responsável pela distribuição do sangue arterial pelo corpo. O mesmo sangue, já saturado de gás carbônico, retorna ao átrio direito onde aguarda a próxima contração quando então, passará para ventrículo direito, realizando assim um ciclo completo [1].

Todo o controle do processo de contração e relaxamento das câmaras é feito eletricamente através de geração e propagação de pulsos elétricos através do tecido cardíaco. O músculo cardíaco eletricamente ativo, que forma os átrios e ventrículos, é chamado genericamente de miocárdio. O tecido que reveste internamente os ventrículos e átrios, formando ainda as válvulas, é chamado de endocárdio. O endocárdio, ao contrário do miocárdio, não responde aos estímulos elétricos [1].

As fibras musculares do miocárdio são formadas por células alongadas e especializadas. Elas possuem a capacidade de se contrair devido a um processo eletroquímico de despolarização que ocorre quando as cargas elétricas do interior e da superfície da célula invertem a polaridade. A célula do miocárdio, em repouso, possui um número maior de cargas positivas na parte externa e um número maior de cargas negativas na parte interna. Quando a célula cardíaca recebe um estímulo elétrico, ela passa a sofrer um processo de despolarização que se propaga ao longo de todo seu comprimento, migrando as cargas negativas (íons de potássio) para fora e as cargas positivas (íons de sódio e cálcio) para dentro da célula. Esta despolarização causa uma contração progressiva à medida que ela percorre a célula em seu comprimento. O desaparecimento do estímulo elétrico faz com que a célula se repolarize voltando ao estado anterior à contração, com conseqüente inversão no sentido na troca dos íons. Alguns medicamentos e doenças podem interferir neste processo alterando as concentrações de sódio e potássio no organismo. Outras alterações podem surgir em cardiopatias diagnosticadas com facilidade examinando-se o traçado do ECG [1].

Os Capítulos 1, 2 e 3 do livro de J. Hallake [1], discorrem de uma forma bastante completa sobre o assunto.

2.2. Anatomia Cardíaca e seu Sistema Elétrico

A figura 2.1 ilustra os locais de origem dos sinais elétricos responsáveis pela geração das ondas e segmentos estudados no traçado de um ciclo de ECG normal. No decorrer deste Capítulo estudaremos com mais detalhes cada fase do ciclo cardíaco.

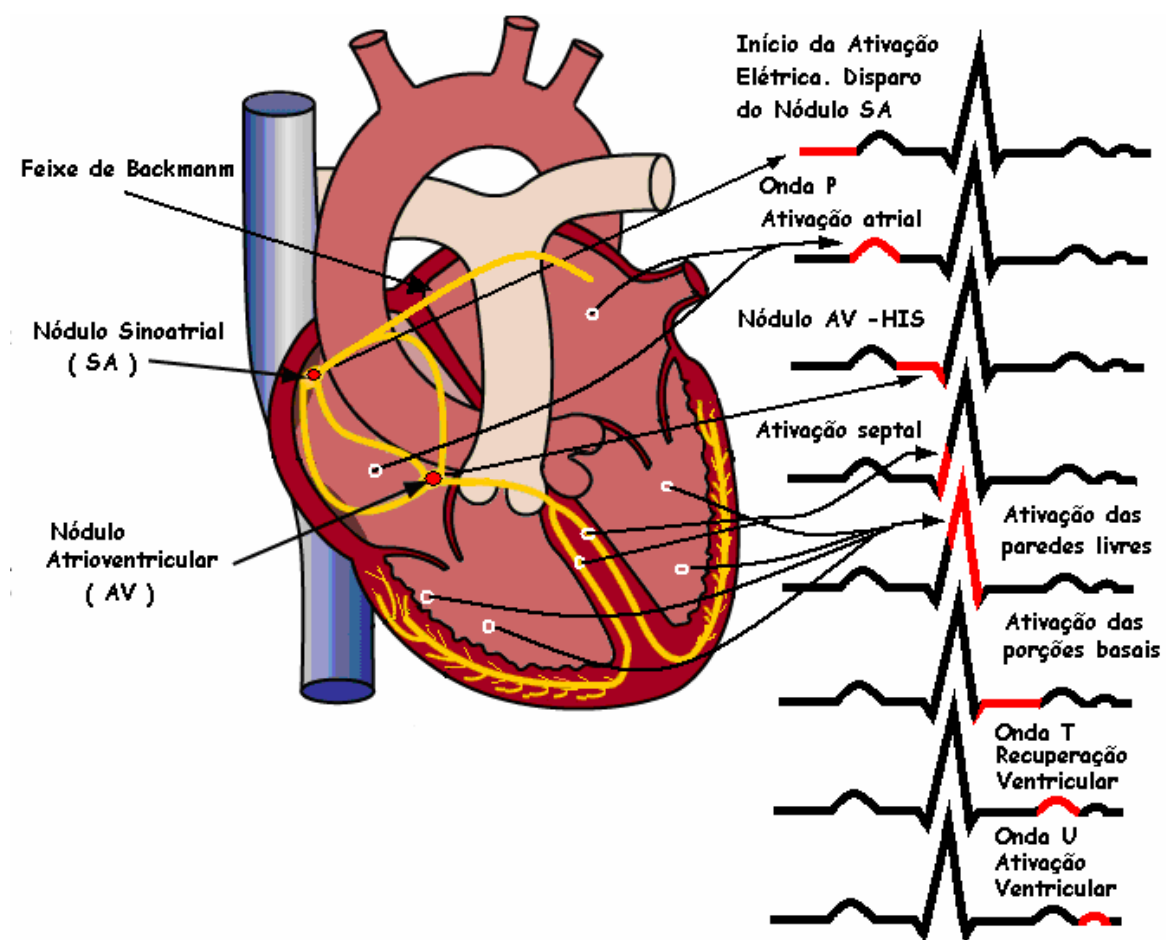


Figura 2.1 – Esquema representativo do ECG na ativação elétrica cardíaca e sua correspondência em seus diversos segmentos [modificada de <http://www.sjm.com/assets/popups/electsys.gif> - 23/11/05].

O Nódulo Sinoatrial e Região Atrial

O nódulo Sinoatrial (SA) é o marca-passo natural do coração. Keith e Flack em 1907 o descreveram e desde essa época tem sido tema de inúmeras pesquisas. O nódulo SA está relacionado a muitas alterações eletrofisiológicas do coração, como por exemplo, a taquicardia, que é o ritmo anormalmente acelerado, a bradicardia, que é o ritmo abaixo do normal; a arritmia atrial caracterizada por intervalos irregulares; o ritmo ectópico atrial, que é causado por pulso proveniente de região diversa da região anatômica do nódulo sinusal; e as taquiarritmias, que são uma combinação de arritmia e taquicardia.

O nódulo SA está localizado próximo à junção da veia cava superior com o átrio direito (figura 2.2). O formato mais comum do nódulo SA é alongado, com o maior diâmetro no sentido do sulco terminal, cujas dimensões aproximadas em um adulto são de 15 mm de comprimento, largura de 5mm e espessura de 1,5mm. O nódulo SA isolado tem frequência de 80 a 120bpm. Nos jovens essa frequência é maior e com o avanço da idade ela tende a diminuir. Segundo Virginia Machado, nos fetos humanos são consideradas normais frequências cardíacas de 100bpm a 200bpm. No neonatal, a frequência cardíaca deve se situar acima de 100bpm. [49]

O sistema de condução do coração fetal está funcionalmente maduro ao redor da 16ª semana. O nódulo sinusal encontra sua própria artéria para irrigação na 10ª semana e apresenta um pouco menos de colágeno, quando comparado ao nódulo sinusal de pessoa adulta. O nódulo atrioventricular (AV) é formado na 10ª semana, separadamente do feixe de His, sendo que a união de ambos é feita pouco mais tarde [50].

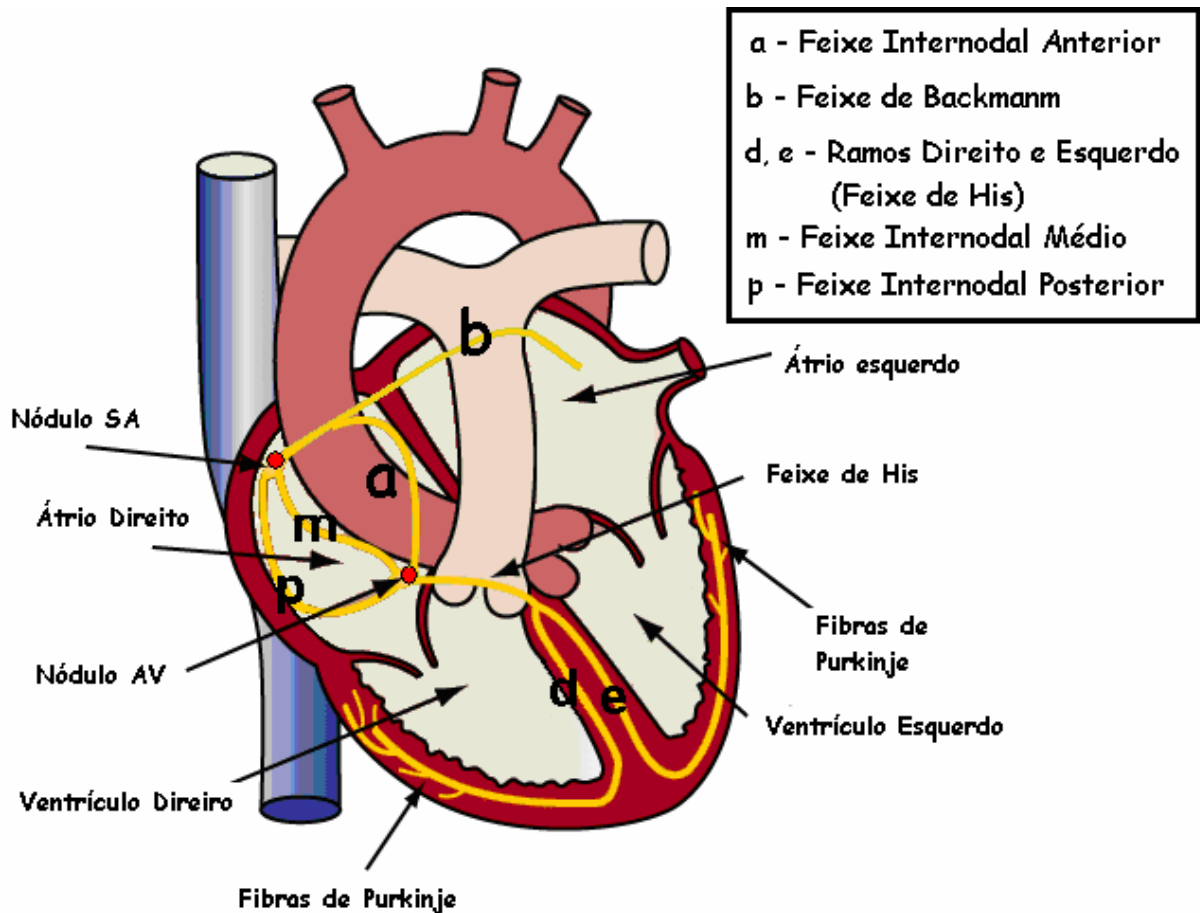


Figura 2.2 – Sistema de Condução Cardíaco com destaque para os feixes internodais, Backmanm e de His [modificada de <http://www.sjm.com/assets/popups/electsys.gif> - 23/11/05].

A composição celular do nódulo SA humano é formada por quatro diferentes tipos de células, a saber:

- célula nodal
- célula de transição
- célula grande e clara (célula P, de *pale cells*),
- célula miocárdica atrial (miocárdio comum).

O nódulo SA dá início ao pulso elétrico que se dirige ao átrio esquerdo via feixe de Backmanm (figura 2.2), que é um feixe de fibras musculares. O feixe de Backmanm, também conhecido por Trato Interatrial, provoca quase que ao mesmo tempo do surgimento do pulso no nódulo SA, a despolarização e a conseqüente

contração de ambos os átrios. Isso se dá devido à alta velocidade da condução do pulso elétrico pelo músculo atrial.

Além do Trato Interatrial, temos também os tratos internodais, que são três feixes de células especializadas, conectando os nódulos sinoatrial e o atrioventricular. Os tratos internodais possibilitam que os impulsos do nódulo SA cheguem até o nódulo AV e iniciem a despolarização ventricular. Isto se dá porque os tratos internodais oferecem menor resistência elétrica do que o músculo atrial (figura 2.2) [1].

Anatomia da Região Juncional Atrioventricular

A região juncional atrioventricular é o conjunto de estruturas do sistema de condução cardíaca que fazem a conexão dos átrios com os ventrículos. É formada por três estruturas distintas: a região atrionodal (NA) que une o átrio ao nódulo AV; o nódulo atrioventricular (AV) e o feixe atrioventricular (Feixe de His). Essa região tem como uma de suas funções provocar um atraso na propagação do estímulo atrioventricular, assegurando assim uma ativação coordenada dos ventrículos.

O nódulo atrioventricular foi originalmente descrito por Tawara (1906). Localiza-se logo abaixo do endocárdio no lado direito do septo interatrial próximo a válvula tricúspide, em frente à esquerda do óstio do seio coronário, no chamado "triângulo de Koch".

O nódulo AV é normalmente o único acesso para o pulso passar dos átrios para os ventrículos.

Feixes de Condução e Músculo Ventricular

Os impulsos conduzidos através do nódulo AV são distribuídos para os ventrículos por fibras especializadas. O feixe de His é a continuação do nódulo AV e está localizado abaixo do endocárdio no lado direito do septo interventricular (figura 2.2). Este feixe se divide em ramos direito e esquerdo. Os ramos direito e esquerdo do feixe de His seguem um para cada lado do septo intraventricular, conduzindo o impulso elétrico e penetrando nos ventrículos até se ramificarem nas fibras de Purkinje.

As fibras de Purkinje se originam de ambos os ramos do feixe e se ramificam intensamente logo abaixo do endocárdio dos ventrículos direito e esquerdo. As células destas fibras são especializadas em condução elétrica, fazendo isto em alta velocidade, assegurando a contração dos dois ventrículos quase que simultaneamente, o que aumenta a eficácia da contração [1].

Morfologicamente, podemos identificar quatro tipos principais de feixes especializados em condução de estímulos elétricos:

- Feixes de Kent: Acessórios de conexão atrioventricular independente da região juncional;
- Fibras nodoventriculares ou fasciculoventriculares: Conexão entre a região juncional e o miocárdio ventricular, (descritas por Mahaim e Winston como fibras paraespecíficas);
- Fibras de James: Conexões entre o miocárdio atrial e a porção mais distal da região juncional;
- Fibras que produzem vias alternativas dentro da região juncional e que podem contornar a zona produtora do atraso atrioventricular ("fibras de *by-pass*").

A despolarização do ventrículo ocorre a partir da superfície endocárdica para o epicárdio. Primeiramente a despolarização alcança a superfície do ventrículo no ápice e se propaga por todo o miocárdio. A última área a ser despolarizada é a base do ventrículo esquerdo [1].

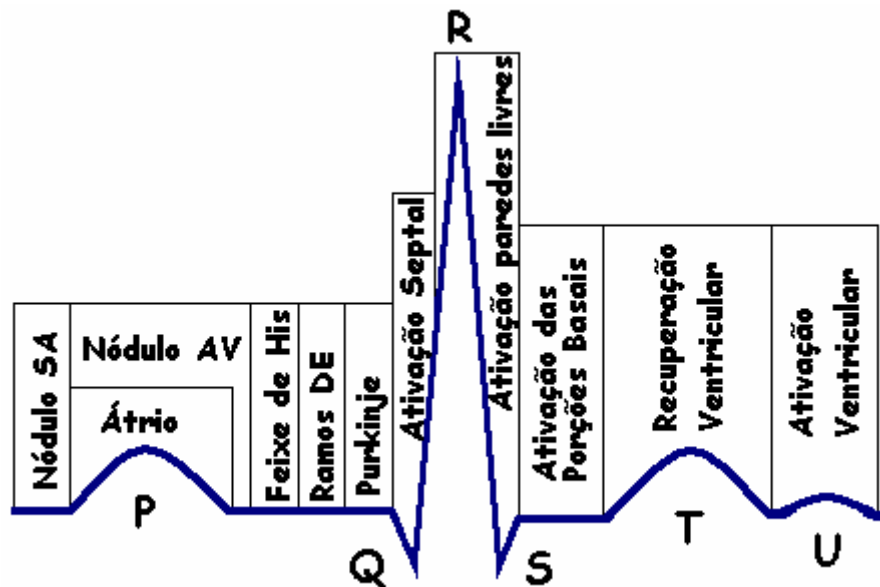


Figura 2.3 – Ciclo cardíaco normal assinalando as diversas fases do ciclo cardíaco – ECG [modificada de 45].

Na figura 2.3 temos o esquema do complexo P-QRS-TU ilustrando graficamente, a seqüência de ativação do átrio e das porções do sistema de condução. Da esquerda para direita, observamos inicialmente a seção do traçado referente à geração do pulso no nódulo SA. O pulso prossegue percorrendo e contraindo os átrios até o nódulo AV (onda P). A partir daí, é conduzido via feixe de His, prosseguindo pelos ramos esquerdo e direito até alcançar as fibras de Purkinje que são as responsáveis pela distribuição do estímulo por todo o miocárdio. Neste momento, a principal atividade do músculo cardíaco tem início com a ativação dos septos, seguindo-se a ativação praticamente simultânea das paredes livres

(Complexo QRS). O estímulo prossegue ativando as porções basais. Finalmente se extingue, com a repolarização dos ventrículos (Onda T). Por último, o ECG registra de forma discreta o estágio final da repolarização ventricular, quando o coração se prepara para um novo ciclo (Onda U). A onda U nem sempre aparece claramente no traçado do ECG [1].

2.3. Representação Vetorial da Atividade Elétrica do Coração

O potencial elétrico gerado pelo coração se propaga em ondas concêntricas a partir de seu ponto de origem em forma de gradientes detectáveis por meio de equipamentos sensíveis às variações de potencial elétrico. Cada fase do ciclo cardíaco pode ser representada por uma resultante vetorial de todos os pequenos vetores que atuam individualmente em cada célula. À medida que o pulso elétrico age nas fases de despolarização e repolarização dos átrios e ventrículos, o vetor resultante se desloca mudando de direção e intensidade. O estudo destes vetores é essencial para a compreensão do funcionamento e interpretação do ECG. Cada uma das derivações do ECG será a representação da projeção destes vetores em planos determinados pela posição de fixação do eletrodo. Desta forma se consegue entender a intensidade e polaridade das curvas características geradas pelas diversas fases do ciclo cardíaco.

A literatura pesquisada se refere freqüentemente à posição dos vetores de forma não muito precisa, usando como referência dois planos imaginários [1]. Um plano frontal e outro transversal, ambos passando pelo centro elétrico do coração.

Atividade Atrial

Como sabemos, a partir do nódulo SA (sinoatrial) parte a estimulação elétrica cardíaca em direção ao nódulo AV (atrioventricular). O estímulo elétrico segue então pelas paredes dos átrios a uma velocidade aproximada de um metro por segundo, até que finalmente atinge a junção atrioventricular que é o nódulo AV. Como o nódulo sinusal se localiza no lado direito, o átrio direito despolariza-se pouco antes do esquerdo. O tempo necessário para haja completa despolarização de todo o miocárdio atrial está por volta de 80 a 90ms.

Na despolarização de cada átrio o conjunto de vetores tem sua resultante para frente, levemente para esquerda e para baixo.

A resultante dos vetores de ambos os átrios é conhecido como vetor P. Sua posição espacial é para a esquerda, para baixo e levemente apontada para frente em relação aos planos transversal e frontal do coração.

A repolarização atrial não chega a ser representada por um vetor, porque ocorre simultaneamente à despolarização ventricular, que é um fenômeno muito mais intenso eletricamente. O sinal elétrico gerado durante a repolarização dos átrios é relativamente tão fraco que se dissipa a ponto de não ser detectado no ECG comum [1].

Atividade na Junção Atrioventricular

A junção AV é formada pelo nódulo AV e ainda pelo sistema His-Purkinje. Esta junção tem a função de transmitir para os ventrículos a estimulação elétrica proveniente do átrio.

A divisão da região ou junção NAV em diversas zonas representa uma simplificação, que compreende três sub-regiões morfológicamente justapostas a saber: região transicional, médio-nodal e inferior. Essas sub-regiões apresentam três subtipos de células, designadas AN (atrionodal), N (nodal) e NH (nodal-His), respectivamente, como descrito originalmente por Paes de Carvalho e De Almeida em 1960 [32].

A região nodal-His (NH) tem automatismo próprio podendo, portanto, desenvolver também atividade marca-passo, de forma anormal.

Atividade Ventricular

As etapas de despolarização ventricular se iniciam com a chegada do estímulo no lado esquerdo do septo interventricular, dependente do ramo esquerdo do feixe de His, despolarizando o terço médio do septo interventricular, da esquerda para a direita, sendo representada por um pequeno vetor. Com um retardo de 10ms a 20ms, a excitação pelo ramo direito também chega à região septal média, gerando um vetor menor, porém da direita para a esquerda. A soma desses dois vetores septais constitui o primeiro vetor da despolarização ventricular que se apresenta, em torno dos primeiros 100ms da ativação ventricular. Esse primeiro vetor é pequeno (porque representa a despolarização do terço médio do septo interventricular) e se orienta para frente e para a direita podendo ser para cima ou para baixo. Cooksey, Dunn e Massie [33] encontraram uma orientação para cima em 51% dos eletrocardiogramas normais.

O estímulo percorre, a seguir, a superfície endocárdica dos dois ventrículos e atravessa a espessura do terço inferior do septo interventricular. Essa fase é representada por um segundo vetor, septal baixo ou ápico-anterior, que se manifesta

a 20ms do início da ativação ventricular e tem orientação para frente, para a esquerda e freqüentemente para baixo.

A despolarização continua nas áreas da parede livre dos ventrículos direito e esquerdo, simultaneamente, a resultante das forças cria o terceiro vetor, onde predomina os vetores do ventrículo esquerdo, que tem uma parede mais espessa e forte, também chamado de vetor da parede livre do ventrículo esquerdo. Esse terceiro vetor se orienta *para a esquerda e para trás*, ocorre a 40ms e é o maior vetor representativo das quatro etapas em que se divide o fenômeno despolarização ventricular.

Por último, o estímulo provoca a despolarização das regiões basais dos dois ventrículos e do terço superior do septo interventricular.

Essa atividade é representada pelo *quarto vetor*, denominado vetor basal terminal, que ocorre a 60ms do início da atividade ventricular. Não possui orientação muita bem definida, sendo que o mais comum é que seja direcionado para a esquerda [1].

Repolarização Ventricular

O vetor T é a representação vetorial da repolarização ventricular que no adulto normal é orientado para frente, para a esquerda e, na maior parte dos casos, para baixo.

2.4. Captação das Ondas do ECG

Todos os vetores que representam a onda P, os quatro da despolarização ventricular (complexo QRS) e a onda T - são captados pelo galvanômetro. As ondas

captadas são as projeções desses vetores em três planos utilizados pela eletrocardiografia: o plano frontal (secciona verticalmente o corpo orientado pela maior largura), o plano horizontal ou transverso e o plano sagital. Devemos imaginar que todos esses vetores tenham origem no centro elétrico do coração, cada um em seu tempo. Os três planos, frontal, transverso e sagital, se interseccionam no centro elétrico do coração [1]. O presente trabalho não trata as projeções dos vetores no plano sagital (figura 2.4).

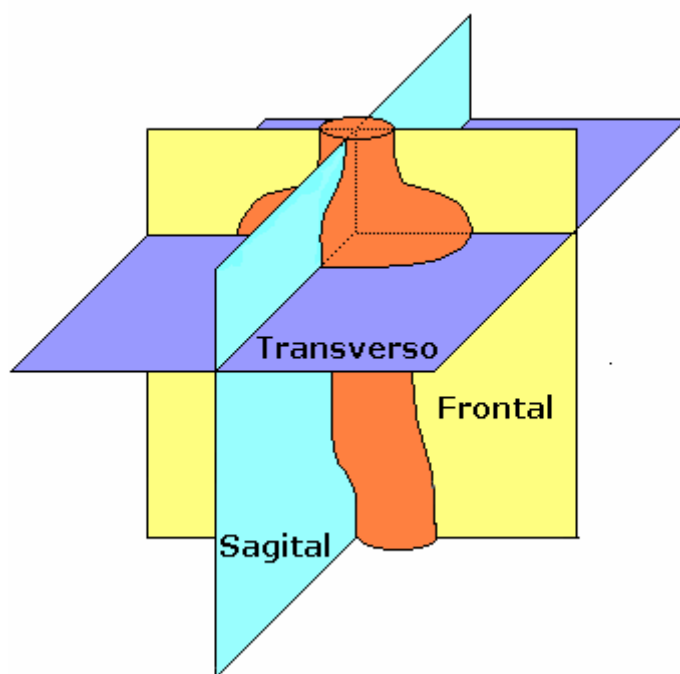


Figura 2.4 – Planos Frontal, Sagital e Transverso se interceptando no centro elétrico do coração [modificado de 1].

Plano Frontal

Derivações Bipolares

O plano frontal é paralelo ao tórax do indivíduo (figura 2.5-A). Nesse plano, Einthoven imaginou a existência de um triângulo equilátero, cujos lados denominou D_i , D_{ii} e D_{iii} , e se tornaram conhecidos como as três derivações bipolares do plano frontal [1] (figura 2.5-B).

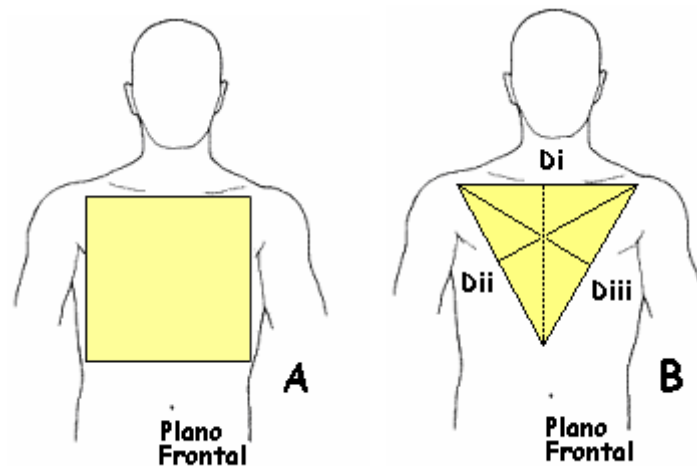


Figura 2.5 – Plano Frontal e Derivações Bipolares [modificada de 1].

Como o triângulo de Einthoven é equilátero, podemos determinar seu centro geométrico, que em eletrocardiografia é chamado de centro elétrico do coração, bastando para isso que se trace as bissetrizes dos ângulos desse triângulo (figura 2.5-B). Essas bissetrizes passam pelo centro elétrico do coração e dividem o lado oposto em dois segmentos iguais, um positivo e outro negativo (figura 2.6).

Einthoven ligou os pólos de um galvanômetro aos vértices do triângulo, formando três derivações: ombros esquerdo e direito (D_i), ombro direito e perna esquerda (D_{ii}) e ombro esquerdo e perna esquerda (D_{iii}) [1].

Qualquer vetor no plano frontal poderá ser projetado nessas três linhas e será representado por positividade, negatividade ou não terá expressão elétrica (quando não possuir projeção por ser perpendicular à linha de derivação) [1].

Captação do Vetor P pelas Derivações Bipolares do Plano Frontal

Todos os vetores de ativação dos átrios dos ventrículos e também o da repolarização ventricular partem do centro geométrico do triângulo de Einthoven

(figura 2.5-B). O vetor P que é orientado para baixo, para esquerda e para frente, projetado no triângulo de Einthoven, será positivo nas três derivações bipolares (figura 2.6). Por este motivo a onda P, aparece sempre voltada para cima (positiva). Podemos observar ainda que a onda P terá maior amplitude quando visualizada na derivação Dii e menor na derivação Diii [1].

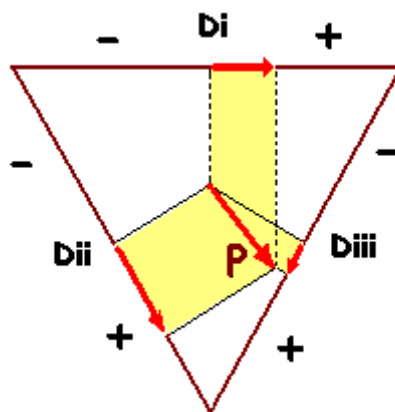


Figura 2.6 – Projeções do vetor P sobre as três derivações bipolares, ressaltando o sinal e módulos das projeções [modificada de 1].

Captação dos quatro vetores de ativação ventriculares pelas derivações do Plano Frontal

As quatro etapas da despolarização ventricular que se sucedem à onda P conhecida como complexo QRS, (terço médio do septo interventricular, terzo inferior do septo interventricular, paredes livres dos ventrículos e porções basais) também são representadas por vetores que se sucedem imediatamente e que partem de um mesmo ponto, que é o centro elétrico do coração correspondente ao centro geométrico do triângulo de Einthoven [1].

Esses vetores também são captados pelo ECG, segundo suas projeções nos lados do triângulo equilátero gerando os sinais captados nas derivações Di, Dii e Diii da mesma forma como foi detalhado no caso da onda P (figura 2.6).

Na figura 2.9 os vetores destacados em azul, representam as quatro etapas da despolarização ventricular nas projeções dos seus vetores em D_i : o primeiro vetor, correspondente a onda Q, localizado para a direita, para baixo e para frente, terá uma projeção negativa sobre o lado D_i do triângulo de Einthoven. O segundo vetor, correspondente a rampa de subida da onda R, é dirigido para a esquerda, para baixo e para frente, terá uma projeção fortemente positiva em D_i . O terceiro vetor, representado pela rampa de descida da onda R, é orientado para a esquerda, para baixo e para trás, terá também uma projeção positiva em D_i , maior do que a do primeiro vetor. No eletrocardiograma, este vetor será representado por uma forte positividade nas três derivações bipolares. Os vetores correspondentes às rampas de subida e descida da onda R estão representados na figura 2.9, pela sua resultante [1].

O quarto vetor, representado pela onda S, voltado para cima, para trás e para a direita (sabemos que também pode estar para a esquerda ou na linha média), terá uma projeção negativa em D_i . Observamos que a projeção desse quarto vetor em D_i é menor do que a do primeiro vetor e, por isso, no eletrocardiograma, a primeira deflexão negativa normalmente é mais profunda que a segunda [1].

Construímos, assim, o traçado eletrocardiográfico resultante da projeção dos vetores de ativação ventricular na derivação bipolar D_i . O mesmo raciocínio pode ser aplicado às outras duas derivações D_{ii} e D_{iii} deduzindo assim a forma esperada do ECG nessas outras derivações [1].

À semelhança da curva eletrocardiográfica de atividade dos átrios, que é chamada de onda P, o traçado eletrocardiográfico, que representa a atividade ventricular, tem também nomenclatura própria:

- as ondas positivas são chamadas de R;

- as ondas negativas, antes da onda R, são denominadas Q e, quando seguem, ondas S;
- Quando o complexo ventricular é constituído apenas de uma onda ele é designado de QS;
- As letras serão maiúsculas se representarem ondas de maior amplitude (R) ou maior profundidade (S ou Q) e minúsculas, caso contrário.

As figuras 2.7 e 2.8 exemplificam algumas formas em que o complexo QRS pode se apresentar nas diversas derivações e patologias observadas nos ECG's.

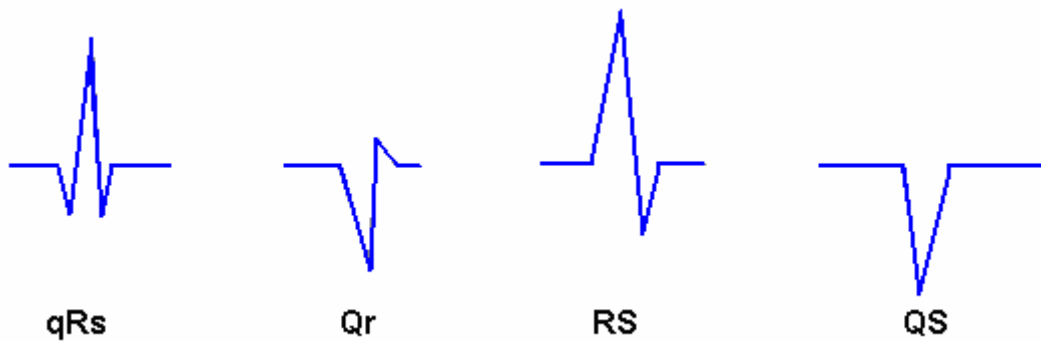


Figura 2.7 – Formas possíveis do Complexo QRS [1].

Havendo mais de uma onda com a mesma designação, a segunda é distinguida com apóstrofo: exemplo: r-r' (figura 2.8) [1].

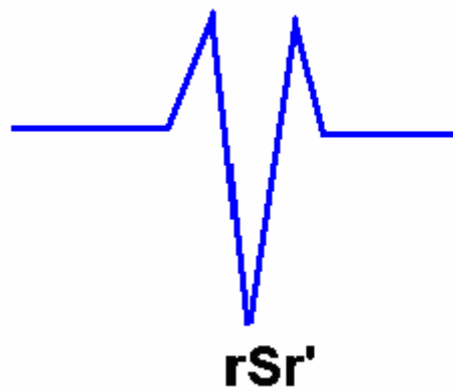


Figura 2.8 – Forma anômala do complexo QRS [1].

Captação da recuperação ventricular no plano frontal

Por fim o vetor correspondente à onda T, orientado para baixo, para a esquerda e para frente, possui sua projeção em D_i positiva, sendo normalmente de amplitude maior que a correspondente da onda P.

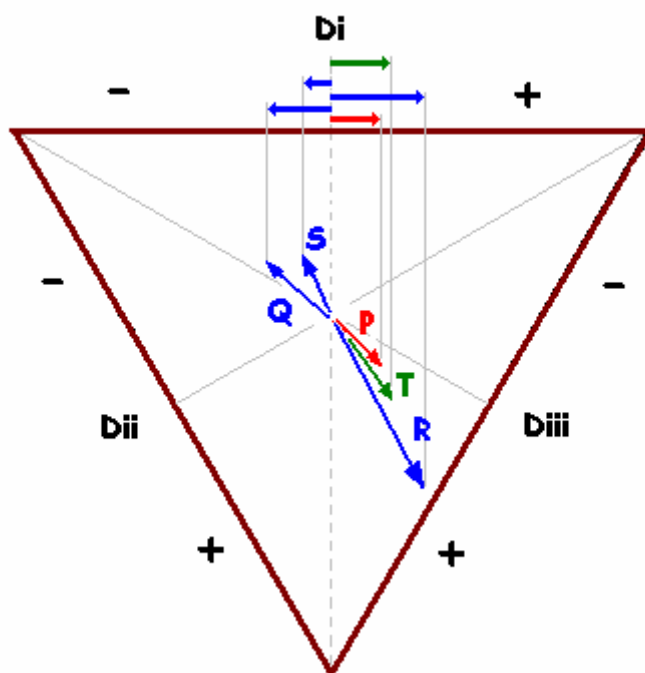


Figura 2.9 – Projeções dos vetores P , Q , R , S e T sobre as derivações bipolares no plano frontal - Em destaque as projeções sobre D_i [modificada de 1].

Derivações Unipolares dos Membros

Wilson, em 1934 [27], com a finalidade de obter um potencial de aproximadamente zero no pólo negativo do galvanômetro idealizou um dispositivo chamado de central terminal, que reúne os três eletrodos das derivações clássicas. O outro pólo do galvanômetro, o positivo (EE), estaria ligado ao eletrodo a ser colocado nos vértices do triângulo de Einthoven (figura 2.10).

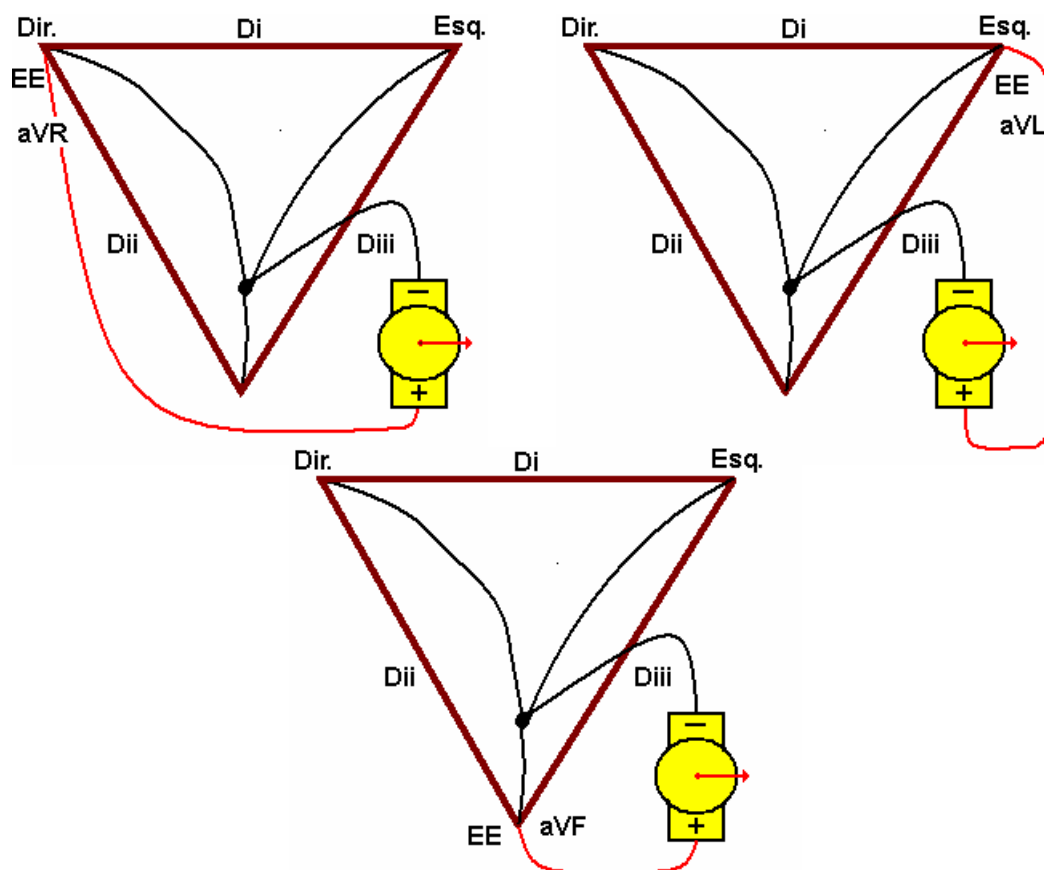


Figura 2.10 - Derivações aumentadas de Wilson [modificada de 1].

Todas as derivações que utilizam a central terminal de Wilson são designadas pela letra V (voltagem). Wilson designou as derivações unipolares dos membros por VR, VL, e VF, nas quais o pólo positivo ficava respectivamente no braço direito (*right*), no braço esquerdo (*left*) e na perna esquerda (*foot*). Como as deflexões assim captadas eram de fraca amplitude, Goldberger, em 1942 [27], conseguiu ampliá-las, desligando o eletrodo do braço ou da perna que deveria ser conectado ao terminal central. Desde então, as derivações unipolares dos membros passaram a ser chamadas de aVR, aVL e aVF (a = aumentada ou *augmented* no original em Inglês).

Sistemas Triaxial e Hexaxial

Como vimos, o triângulo eqüilátero de Einthoven com as convenções de polaridade, serviu de base para as projeções dos vetores no plano frontal. Temos então as seis derivações do plano frontal, sendo três bipolares (D_i , D_{ii} e D_{iii}) e três unipolares (aVR , aVL e aVF).

As linhas de derivação bipolar podem ser transportadas para que todas passem pelo centro do triângulo (deslocando-as paralelamente à sua situação primitiva), formando-se assim o Sistema Triaxial de Bayley, como mostrado na figura 2.11 [1].

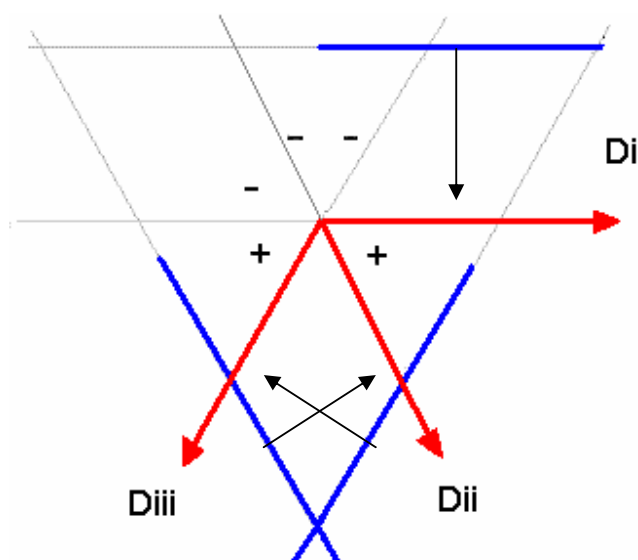


Figura 2.11 - Sistema Triaxial de Bayley [modificada de 1]. Estão representados os deslocamentos dos vetores das derivações (em azul) para o centro do triângulo (vetores em vermelho).

Superpondo-se a esse sistema, um outro, constituído pelas três linhas derivações unipolares dos membros, obteremos o Sistema Hexaxial.

No Sistema Hexaxial podemos estudar qualquer vetor, partindo do centro, projetando-o nas seis linhas de derivações já vistas (D_i , D_{ii} , D_{iii} , aVR , aVL e aVF).

Para localizar um vetor, usamos uma circunferência, passando pelos vértices do triângulo, graduada com as convenções conforme mostra a figura 2.12.

Observamos que o diâmetro horizontal separa dois campos: um, de valores positivos, situado na parte de baixo, e outro, de valores negativos, na parte de cima. Continuam as convenções já estabelecidas no Sistema Triaxial de Bayley (figura 2.11). O sistema Hexaxial pode ser especialmente útil na análise das projeções dos vetores. Por exemplo, um vetor a -30° , terá sua projeção positiva em aVL e em D_i , negativa em aVF, apenas um ponto em D_{ii} . Um vetor situado a -90° terá sua projeção como um ponto em D_i , negativa em aVF, em D_{ii} e em D_{iii} , e assim por diante. A figura 2.12 ilustra um vetor arbitrário P (-45°) com suas projeções em aVF, D_i e aVL, respectivamente representados pelas componentes **a** (negativa), **b** e **c** (positivas).

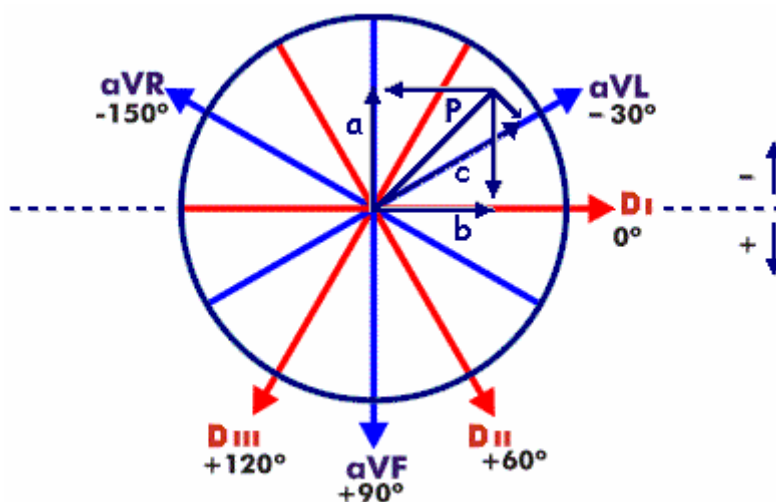


Figura 2.12 – Sistema Hexaxial, mostrando as projeções do vetor P sobre aVF, aVL e D_i – [Modificada de 51].

Plano Horizontal ou Transverso

De forma análoga ao plano frontal, os vetores correspondentes às ondas presentes no ECG também se projetam sobre o plano horizontal. Existem várias

projeções estudadas no plano horizontal, mas só trataremos das seis principais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6). Estas derivações são conhecidas como Derivações Precordiais e foram obtidas utilizando o artifício de Wilson, que obteve um potencial aproximadamente nulo no pólo negativo do galvanômetro (reunindo os três eletrodos das derivações clássicas na central terminal) e colocando o outro pólo, o positivo, ligado ao eletrodo explorador, sucessivamente em seis pontos estrategicamente selecionados da área precordial. A posição de cada eletrodo das seis derivações clássicas pode ser vista na figura 2.13.

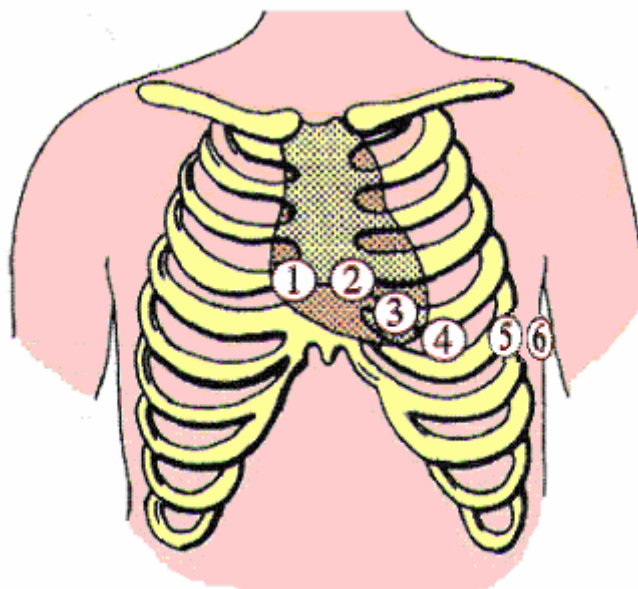


Figura 2.13 – Derivações precordiais clássicas - Localização dos eletrodos (V1 a V6)
Modificada de [<http://foulon.chez-alice.fr/Alie2.000/DATAS/IMAGES/MODULE1/DerPreco.gif> – 26/03/06].

Descrição das derivações precordiais

As principais (em ordem de posicionamento):

- V1 - no quarto espaço intercostal direito junto ao esterno;
- V2 - no quarto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno;

- V4 - na intersecção da linha hemiclavicular esquerda no quinto espaço intercostal esquerdo;
- V3 - a meio caminho da linha que une V2 a V4;
- V5 - no mesmo nível de V4, na linha axilar anterior esquerda;
- V6 - no mesmo nível de V4 e V5, na linha axilar média esquerda;

Em condições especiais, usamos também outras derivações:

- V7 - no mesmo nível de V6, na linha axilar posterior;
- V8 - no dorso, imediatamente abaixo do ângulo da escápula esquerda;

Além destas, podemos usar, também, derivações no hemitórax direito, simétricas às clássicas do hemitórax esquerdo, que são chamadas de V3R, V4R, V5R e V6R.

As linhas de derivação desse plano são as retas formadas pela ligação de cada um dos pontos precordiais à projeção do centro elétrico do coração nesse plano como pode ser visto na figura 2.14.

A projeção de um vetor que se situar entre esses pontos precordiais e a projeção do centro elétrico do coração será registrada como positiva, e a que se situar no prolongamento dessa reta, negativa.

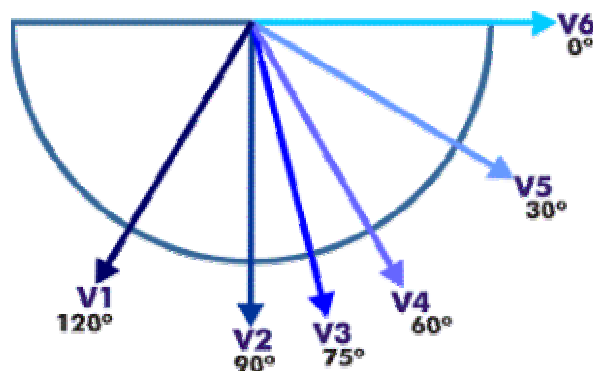


Figura 2.14 – Vetores projetados no Plano Transverso (V1 a V6) [51]

A figura 2.15 mostra todas as doze derivações estudadas neste trabalho com suas projeções sobre o plano frontal (Di, Dii, Diii, aVL, aVR e aVF) e sobre o plano transversal (V1, V2, V3, V4, V5 e V6). Como pode ser observado na figura, todas as derivações, do plano frontal e do plano transversal, têm sua origem no centro elétrico do coração (nódulo SA).

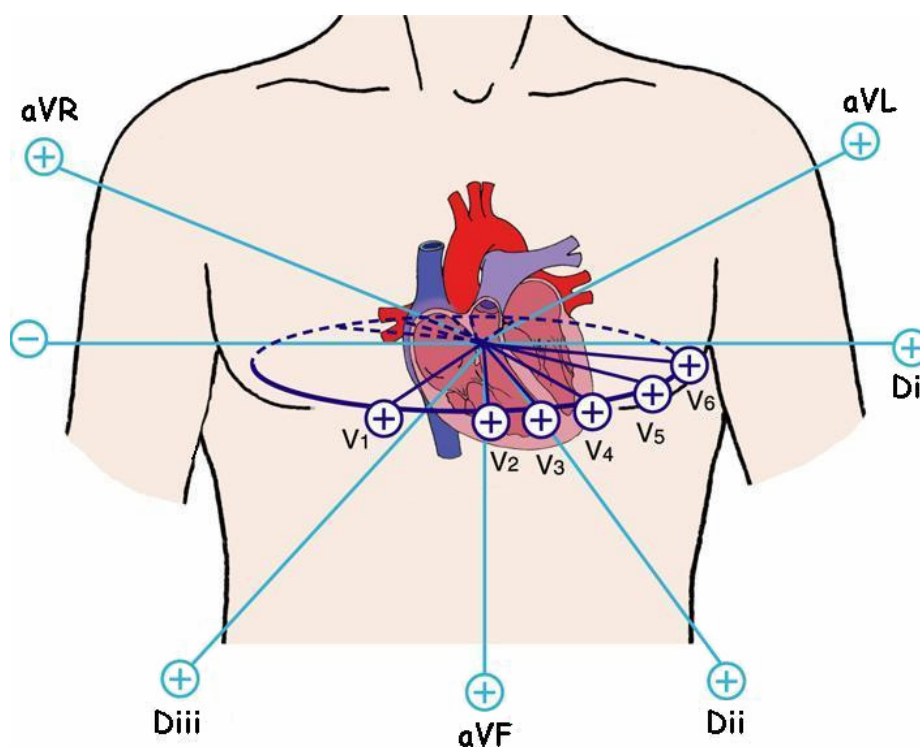


Figura 2.15 – As doze derivações em relação ao centro elétrico do coração com a polarização dos eletrodos representada. Derivações frontais (em azul claro) Di, Dii, Diii, aVR, aVL e aVF. No plano transversal observamos as seis derivações precordiais em azul escuro: V1, V2, V3, V4, V5 e V6. [modificada de http://faculty.plattsburgh.edu/david.curry/images/ECG_leads.jpg - 11/04/06]

2.5. A interpretação do ECG

A simples interpretação do ECG por si só, mereceria trabalhos muito mais extensos do que este. A idéia aqui é apontar as observações mais comuns que fazemos a partir do traçado de um exame ECG fazendo uso apenas do papel milimetrado como exemplificado na figura 2.16.



Figura 2.16 – Exemplo de traçado de ECG em papel milimetrado [51].

O aparelho de ECG é calibrado de forma que o traçado no papel milimetrado respeite as dimensões padronizadas onde, cada milímetro na horizontal representa um tempo equivalente à 40ms, enquanto na vertical um milímetro representa 1mV (figura 2.17).

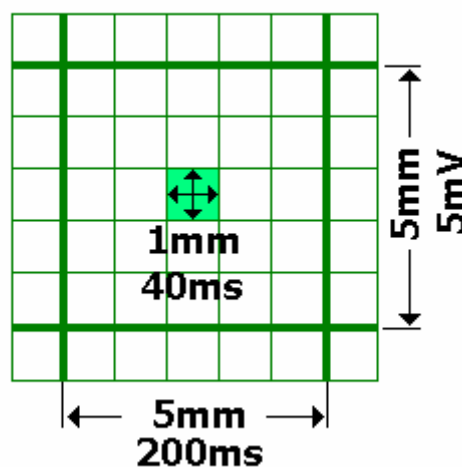


Figura 2.17 – Escalas de tempo e tensão no papel milimetrado [51].

Segundo José Feldman [46] as principais informações que podemos extrair de um ECG estão relacionadas com:

- Frequência cardíaca (FC);
- Ritmo cardíaco (RC)
- Forma da onda P (OP)
- Segmento PR (sPR)
- Intervalo Pr (iPR)
- Complexo QRS
- Ponto J e segmento ST (sST)
- Onda T (OT)
- Intervalo QT (iQT)
- Onda U (OU)

Frequência cardíaca: (FC e sRR)

A frequência cardíaca (FC) é calculada medindo-se a distância em milímetros (quadrado pequeno) entre dois complexos QRS (sRR na figura 2.19) adjacentes e dividindo-se o valor encontrado por 1500 [46]. Apesar da FC estar associada a alguns fatores como idade, estado atlético, estado de repouso do paciente e/ou excitação (efeito de adrenalina), costuma-se considerar que seja normal entre 60bpm e 100bpm. A taquicardia e a bradicardia são consideradas quando a frequência observada se encontra acima ou abaixo desta faixa. Alguns medicamentos como os betabloqueadores, antagonistas dos canais de cálcio, morfina, também podem causar alterações na frequência cardíaca. Outras drogas como álcool, cafeína, nicotina etc., também são capazes de alterar significativamente o RC.

Feldman [46] alerta ainda que casos de bradicardia com FC menor que 40bpm e taquicardias de FC maior que 160bpm em repouso, requerem análise mais precisa para outras arritmias.

Ritmo cardíaco: (RC)

O ritmo cardíaco é considerado quando se compara o comprimento de diversas medições de FC's, encontrando diferenças significativas entre eles (segmentos sRR e sST na figura 2.19). Os trabalhos pesquisados de uma forma geral não estabelecem padrões de normalidade para variações de RC. Todavia, alguns trabalhos citaram alguns números. Segundo Ferry, D.R. [47], pequenas variações, abaixo de 10%, são consideradas normais. Já Feldman [46] sugere que variações de até 160ms entre o maior e menor ciclo podem ser aceitas como normais. Na análise deve ser considerada principalmente a idade do paciente. Crianças costumam apresentar a chamada arritmia fásica que acompanha o ritmo respiratório e normalmente é fisiológica. No idoso a arritmia está mais relacionada com a disfunção do nódulo sinusal. Em nenhum dos trabalhos pesquisados a média ou o desvio padrão observado no ritmo cardíaco foi citado.

Onda P: (OP)

Como primeira onda do ECG normal, a onda P (OP na figura 2.19) é provocada pela despolarização dos átrios e quando normal deve ser arredondada, simétrica, de pequena amplitude não maior que 2,5mm no papel milimetrado e com duração menor que 110ms. Segundo Feldman [46], a onda P deve ser positiva nas derivações Di, Dii, aVF, V2 e V6 e negativa em aVR. A ausência da onda P pode caracterizar arritmias causadas por bloqueios atrioventriculares (BAV), fibrilação atrial e ritmo juncional (originado no nódulo AV). Onda P alargada ou entalhada pode

indicar futuro aparecimento de fibrilação atrial. Ondas P muito alongadas, com mais de 100ms, pode corresponder a crescimento dos átrios. Ondas P de amplitude maior que 3mm apiculada, poderá indicar o crescimento do átrio direito e, as de duração maior que 120ms e ainda entalhada, relacionada com o crescimento do átrio esquerdo [46].

Segmento PR: (sPR)

É a linha que conecta a onda P até o início do complexo QRS (figura 2.19). Deve estar na linha base do traçado. Amplitude próxima de zero. O desnivelamento de sPR pode ser indicação de pericardite aguda ou infarto atrial. Segundo o médico brasileiro Radi Macruz, a relação entre a duração da onda P e sPR em Dii, se maior que 70%, diagnostica o crescimento do átrio esquerdo [46].

Intervalo PR: (iPR)

Intervalo de tempo entre o início de OP e o início do Complexo QRS pode variar de 120ms a 200ms, devendo permanecer sem grandes variações em todos os ciclos. O iPR maior do que o normal caracteriza o BAV (Bloqueio Átrio Ventricular) de 1º grau (tabela 2.1), e quando menor que 120ms, caracteriza a síndrome de pré-excitação do ventrículo.

A tabela 2.1 mostra os valores máximos admitidos como normais do iPR.

FC (bpm)	De 18 a 40 anos iPR (ms)	Mais de 40 anos iPR (ms)
Menor que 70	200	210
De 71 a 90	190	200
De 91 a 110	180	190
De 111 a 130	170	180
De 131 a 150	160	170
Mais que 150	150	160

Tabela 2.1 – Faixa de iPR normais (valores máximos) em função da faixa etária [47].

Complexo QRS:

O complexo QRS (figura 2.18) é a segunda ocorrência a ser analisada no ECG. Deve ser identificado claramente em todos os ciclos cardíacos e em todas as derivações, observando a sua morfologia como: pontiaguda, estreita com duração de 60ms a 100ms. A amplitude pode variar, mas quase sempre se pronuncia bastante em relação às demais. A onda Q que antecede a onda R, normalmente aparece negativa e de baixa amplitude. Logo depois da onda R, novamente uma deflexão negativa também de baixa amplitude é denominada por onda S. Nas derivações Di até aVF existem diferenças nas formas das ondas devido a posição relativa dos pontos de colocação dos eletrodos e o coração. A derivação aVR aparece com o complexo QRS com polarização invertida. A figura 2.18 mostra a forma mais comum do complexo QRS nas derivações de V1 a V6 [1].

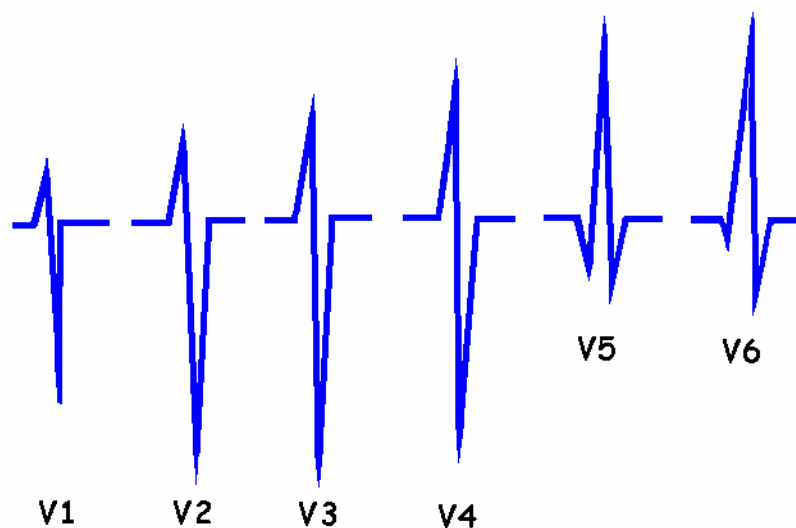


Figura 2.18 – QRS típicos nas derivações de V1 a V6 [Modificado de 1].

Primeira onda do complexo QRS, a onda Q, quando anormal, tem duração aumentada aparecendo com mais que 30ms e amplitude maior que um quarto da amplitude da onda R o que sugere um quadro de necrose ventricular. Com relação ao complexo QRS como um todo, observamos que quando muito demorado

(duração maior que 120ms) e apresentando baixas amplitudes, sugere diagnóstico de enfisema pulmonar, miocardite, mixedema e derrame pericárdico (principalmente no caso de pacientes obesos). Outras alterações do complexo QRS podem identificar as hipertrofias ventriculares e os bloqueios de ramos, QRS de amplitude aumentada pode indicar crescimento do ventrículo esquerdo (hipertrofia). Ainda segundo Feldman [46], o índice mais usado para diagnosticar hipertrofia do ventrículo esquerdo, é o de Sokolow-Lyon, calculado pela soma, em milímetros, das maiores amplitudes da onda S de V1 ou V2 com a onda R de V5 ou V6, sendo o diagnóstico positivo quando o resultado for maior ou igual a 35mm [46].

O ponto J e o segmento ST

O ponto J (figura 2.19) é o ponto de junção entre o final do QRS e início do segmento ST, situado no nível da linha base. O segmento ST (iST na figura 2.19) é o segmento que une o final do complexo QRS com o final da onda T. Correspondendo a fase inicial da repolarização dos ventrículos. A sua forma não é uma linha reta, mas um pouco curvada e com concavidade para cima. Localiza-se próximo a linha de base. Pequenos desnivelamentos na ordem de um a dois milímetros com concavidade para cima são considerados normais. Os desnivelamentos de sST muito pronunciados ou com curvatura convexa ao invés de côncava, podem sugerir lesão do miocárdio [46].

Onda T

Terceira onda do ECG normal, a onda T (OT na figura 2.19) corresponde a repolarização completa dos ventrículos. É uma onda arredondada e normalmente bem definida, mas assimétrica, apresentando menor inclinação na subida do que na descida. Na maioria das vezes com amplitude menor que a onda R. Polaridade

positiva em Di, Dii, aVF, V2 a V6 e negativa em aVR. A orientação vetorial situa-se entre 0º e 90º, ficando normalmente por volta de 45º.

Algumas alterações na normalidade podem ser observadas em algumas situações: Na criança e no adolescente pode ser negativa de V1 até V4, é conhecida como onda T infantil. No adulto com sobrepeso acentuado e em mulheres negras, pode aparecer negativo em V1 e V2; no atleta pode aparecer negativa em diversas derivações. Em todos estes casos o comportamento da onda T é considerado fisiológico. Sob o efeito de álcool ou tabaco, ou ainda, hiperventilação, a onda T pode se tornar aplanada, ou até mesmo um pouco negativa.

A alteração primária da repolarização dos ventrículos aparece na forma de uma onda T pontiaguda e simétrica, sugerindo uma isquemia miocárdica. Uma onda T apiculada de base estreita assemelhando-se a uma onda R e com amplitude até maior que ela, sugere um quadro de hiperpotassemia [46].

O intervalo QT

O intervalo QT (iQT na figura 2.19) é o tempo medido entre o início do complexo QRS ao final da onda T. Corresponde à sístole elétrica total dos ventrículos. Quanto maior a frequência cardíaca, menor o intervalo QT. O intervalo QT corrigido (iQTC) é determinado em função da frequência cardíaca. Segundo Feldman [46], em geral, os limites do iQTC variam entre 300 e 440ms.

A onda U

Raramente observável no traçado do ECG, a onda U (OU na figura 2.19) vem logo em seguida da onda T. É arredondada e de curta duração, baixa amplitude e de mesma polaridade da onda T que a precedeu. A onda U de duração e amplitude maior que a normal, é indício de hipopotassemia. Quando negativa, sugere

diagnóstico de isquemia miocárdica [46]. A onda U não foi observada claramente em nenhuma das amostras de ECG normais ou patológicas utilizadas para balizar este trabalho.

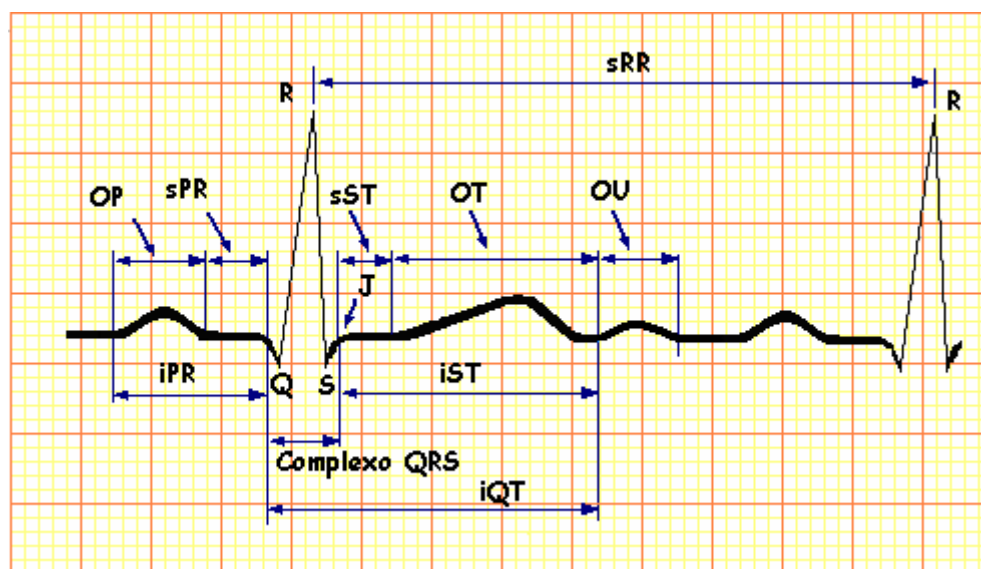


Figura 2.19 – Ondas, segmentos e intervalos analisados em um ECG.

Capítulo 3

As técnicas e métodos de separação de ciclos cardíacos

Neste Capítulo discutiremos alguns métodos de separação de ciclos cardíacos encontrados na literatura. Alguns métodos de identificação foram implementados durante a realização deste trabalho e os resultados positivos ou negativos foram comentados.

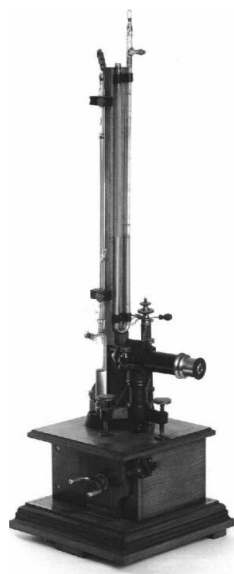
3.1. Eletrocardiografia

Eletrocardiógrafos são equipamentos que captam os impulsos elétricos cardíacos e geram um registro gráfico da tensão elétrica cardíaca em função do tempo (o eletrocardiograma - ECG).

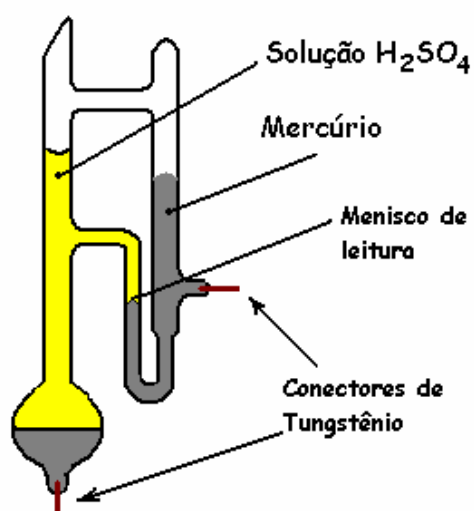
Histórico

Os primórdios da eletrocardiografia podem ser associados a Gabriel Jonas **Lippmann**, que em 1872 [27] inventou o “eletrodo capilar” (também conhecido por Eletrômetro de Lippmann), assim chamado porque consiste de um capilar de vidro

com mercúrio associado a uma solução de ácido sulfúrico (figuras 3.1-A e 3.1-B). O funcionamento do “eletrodo capilar” se dá quando se aplica um potencial elétrico entre os pólos do aparelho. Uma vez sob tensão, o menisco formado pela interface entre a solução de H_2SO_4 e o mercúrio, passa a agir como um capacitor elétrico. O acúmulo de cargas de mesmo sinal modifica a tensão superficial da interface mercúrio & solução fazendo com que ela se expanda ou se contraia, de forma a possibilitar a detecção de variações de potencial na ordem de poucos milivolts. (figura 3.1-B) [53]. Augustus Desiré **Waller**, em 1891, usando o eletrodo capilar de Lippmann, descreve as ondas da atividade cardíaca em humanos. Pela primeira vez se teve notícia da onda P, o complexo QRS e a onda T. Em 1897, Clement **Ader** cria o galvanômetro de corda e, finalmente em 1901, Einthoven cria o primeiro aparelho de ECG (eletrocardiógrafo) utilizando o galvanômetro de corda de Ader (figura 3.2). Einthoven, em 1906, publica o primeiro Atlas com ECG's normais e patológicos diferenciados. Em 1912 Einthoven aperfeiçoa e descreve as derivações periféricas através de seu triângulo eqüilátero no plano frontal do tórax e utiliza os eletrodos de imersão (figura 3.3). Em 1924 o trabalho de pesquisa de Einthoven sobre ECG é reconhecido mundialmente, quando este recebe o prêmio Nobel de medicina pela invenção do eletrocardiógrafo. As derivações precordiais são descritas por Charles Wolferth e Francis Wood em 1932. Em 1942 Emanuel Goldberg propõe as derivações aumentadas aVL, aVR e aVF. O equipamento ECG portátil, conhecido por Holter, foi criado em 1961 por N. J. Holter. A partir dos anos 70 a evolução dos instrumentos utilizados no exame de ECG já apontava para os importantes avanços observados desde então nas áreas de prevenção e diagnóstico de patologias cardíacas.



A



B

Figura 3.1 - Galvanômetro "Eletrodo Capilar" de Lippmann [52].



Figura 3.2 – Galvanômetro "Eletrodo Capilar" de Lippmann utilizado por Einthoven. [52]



Figura 3.3 – Eletrodos de imersão. As derivações D_i , D_{ii} e D_{iii} estão representadas em forma de vetores (desenhados na fotografia) formando o triângulo de Einthoven [52].

3.1.1. Realizando um exame ECG

Como um exame não invasivo, a captação dos sinais é feita através da colocação de eletrodos sobre a pele do paciente. Para obter bons resultados, o realizador do exame deve tomar alguns cuidados, que descreveremos a seguir:

- Posicionamento do paciente

O paciente, no caso de ECG de repouso, deve estar em decúbito dorsal horizontal, de forma a facilitar a colocação e manipulação dos eletrodos.

- Ambiente

O paciente não deve estar em contato com partes de metal, deve permanecer calmo, confortável e evitar movimentos desnecessários tentando não se mover. A imobilidade é importante para evitar que

movimentos musculares gerem ruídos sobre o sinal do ECG. O local deve ser, preferencialmente, afastado de aparelhos de ondas curtas, fios de alta tensão, motores (principalmente os motores à escova) e outros aparelhos elétricos, que poderão provocar ruídos com conseqüente alteração no traçado do aparelho. A tomada elétrica onde o equipamento de ECG estiver ligado deve possuir aterramento de boa qualidade.

- Preparo da pele

É altamente recomendável efetuar a limpeza da pele do paciente, na região onde os eletrodos serão colocados, com álcool, benzina ou éter. Se houver pêlos no local pode ser necessária à raspagem na região, pois a presença de pêlos poderá causar mal contato do eletrodo com a pele. Após assepsia, para melhorar o contato do eletrodo com a pele, deve ser aplicado um gel apropriado. Este gel tem o PH neutro, não contém álcool, possui alta condutividade elétrica, não contém gordura e é inodoro (figura 3.4). Alguns eletrodos auto-adesivos dispensam a aplicação do gel, pois este é incorporado no próprio eletrodo.



Figura 3.4 – Exemplo de gel para aplicação nos eletrodos no exame de ECG
[<http://www.carbogel.com.br> - 21/04/06].

3.1.2. Equipamentos

Os eletrocardiógrafos são equipamentos que hoje contêm funções já pré-definidas em seu *firmware*, que basicamente são:

- Aquisição do sinal;
- Amplificação do sinal elétrico cardíaco;
- Filtragem do sinal;
- Registro dos sinais adquiridos em papel e/ou mídia ótica ou magnética;
- Podem atuar como equipamentos independentes, com a representação gráfica do exame no aparelho ou permite conexão a computadores.

A norma IEC 601-2-25 regulamenta os aspectos de segurança e funcionais para equipamentos de ECG. Essa norma está sob a regulamentação da norma geral dos aspectos de segurança em equipamentos médico-hospitalares, a IEC 601-1.

A tabela 3.1 apresenta as especificações básicas de um eletrocardiógrafo para diagnóstico.

Parâmetro	Especificação
Eletrodos disponíveis	RA, LA, LL, RL, V1 a V6
Derivações	Di, Dii, Diii, aVR, aVL, aVF, V1 a V6
Impedância de Entrada	> 2,5 MΩ a 10Hz
Sensibilidade	20, 10 e 5 mm/mV
Faixa de Passagem	0,01 – 250Hz (diagnóstico) 0,5 – 40Hz (monitoramento)
Ruído	< 40 μV pico-pico
Rejeição de modo comum	120 dB @ 50/60Hz
Linearidade	Melhor que 5%
Proteção (sobretensão)	5 kV(desfibrilador)
Corrente de Fuga	< 10 μA

Tabela 3.1 – Especificações para eletrocardiógrafos de diagnóstico. Transcrito da norma IEC 601-2-27 (equipamentos).

3.1.3. Eletrodos e periféricos

Os eletrodos utilizados para os exames de ECG variam de equipamento para equipamento e, para um mesmo equipamento, podemos ter diversas opções de eletrodos. Os eletrodos podem ser descartáveis ou não. Eletrodos não descartáveis podem ser fabricados na forma de pinças com molas, e são utilizados em derivações de pernas ou braços (figura 3.5-A). Existem eletrodos com ventosas (figuras 3.5-A e 3.5-D), mais usados para aplicação direta sobre o peito e normalmente são reutilizáveis. Os eletrodos auto-adesivos (figuras 3.5-B e 3.5-C) são em geral descartáveis e são mais utilizados em ECG de esforço ou de longa duração (testes ergométricos e *holters*) para que se mantenham aderentes durante os movimentos e não descolem com suor do paciente.

Os eletrodos devem ser aplicados com grande critério e atenção, pois o posicionamento incorreto pode alterar o resultado do exame, comprometendo o diagnóstico.

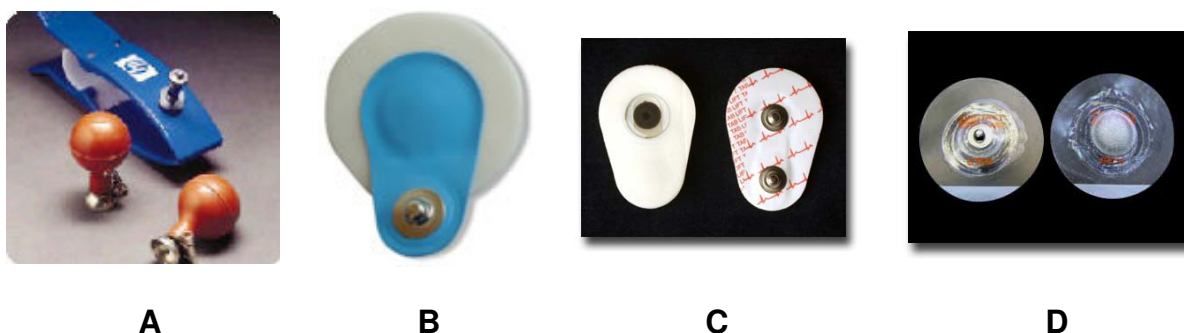
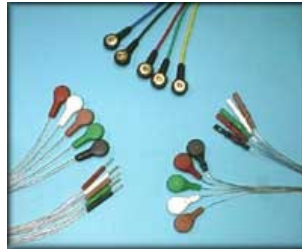


Figura 3.5 – Exemplos de eletrodos de ECG [<http://www.numed.co.uk/electrode.html> em 12/02/06]

Para efetuar a ligação dos eletrodos com o aparelho de eletrocardiografia, utilizamos cabos especiais. As figuras 3.6-A, 3.6-B e 3.6-C mostram alguns exemplos de cabos para ECG.



A



B



C

Figura 3.6 – Alguns tipos de cabos de ECG
[http://www.dremed.com/catalog/product_info.php - 12/02/06].

3.1.4. Eletrocardiógrafos

A seguir veremos alguns equipamentos de mercado largamente utilizados, com suas principais características e aplicações.

A figura 3.7 ilustra o eletrocardiógrafo portátil automático. A seguir listaremos suas principais especificações técnicas:

- Eletrocardiógrafo portátil, automático de 3 canais com doze derivações padrão (Di, Dii, Diii, aVR, aVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5 e V6) com registro por impressora térmica de alta resolução;
- Registro manual e automático de 12 derivações;
- Resolução: 1000Hz;
- Filtro selecionável de rede elétrica (60Hz) digital
- Indicação no registro de: frequência cardíaca, ganho, velocidade, derivação e campo para preenchimento de dados do paciente no registro;
- Circuito com amplificador de entrada isolada (entrada flutuante);
- Protegido contra descarga de desfibrilador e bisturi elétrico;
- Ajuste de ganho em 3 níveis (N/2, N e 2N);
- Seletor de velocidade para 25 ou 50mm/s;
- Entrada para sinal externo;
- Detecção de eletrodo solto.



Figura 3.7– Eletrocardiógrafo Ecafiz – termoimpressão - Modelo ECG 12 -
[<http://rheletromedicina.com.br> – 21/04/06].

A figura 3.8 ilustra o eletrocardiógrafo – Monitor Modular Máximo. Abaixo algumas características do equipamento:

- Tela colorida de 15", com alta resolução;
- Oito canais de curva de onda com cor selecionável;
- Configuração automática da tela;
- Arquitetura modular que permite ampliação;
- Unidade básica para seis módulos;
- Fácil operação através de botão giratório;
- Gráfico de tendências de até 24h;
- Gravação dos parâmetros monitorados em disco;
- Atualização do software através de disquete;
- Central de monitoração para todos os parâmetros;
- Cálculos fisiológicos;
- Módulos Disponíveis ECG com sete derivações e Respiração;



Figura 3.8 – Eletrocardiógrafo Ecafix – Monitor Modular Máximo. -
[<http://rheletromedicina.com.br> – 21/04/06]

A figura 3.9 ilustra o equipamento e sua aplicação de um eletrocardiógrafo miniaturizado montado em um computador de bolso (*Palm top*).

O equipamento é fabricado por *Crea Care Medical* e possui as seguintes principais especificações:

- Doze derivações Di, Dii, Diii, aVL, aVR, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6;
- Peso máximo: 0,3kg (dependendo da configuração de cabos);
- Conexão para computador (Conector DB9 fêmea);
- Sensibilidade: 5, 10 e 20mm/mV;
- Faixa de entrada de +/- 6mV;
- Resolução: 1kHz;
- Filtros internos Butterworth de 4ª ordem;
- Proteção contra desfibrilador;

Outras especificações podem ser encontradas no *site*:

<http://www.qrsdiagnostic.com/EKGCardSpecs.pdf>



Figura 3.9 – Eletrocardiógrafo instalado em Computador de Bolso - Crea Care Medical
Image- [<http://www.creacare.com/ecg.html>].

Temos também a utilização de tecnologia digital nos aparelhos de ECG, o modelo Poly-spectrum-8/EX (figura 3-10) é um exemplo. É um equipamento miniaturizado, ligado ao corpo do paciente, transmitindo os sinais via *wireless*, podendo também utilizar a tecnologia do *Bluetooth* com um alcance de sete metros. Ele tem taxa de aquisição de 1kHz, e taxa de conversão de 24 bits, pode ter de 1 a 12 derivações. A medição, interpretação, guarda das informações e impressão automatizadas. Este aparelho pode ser utilizado em ECG de repouso, teste ergométrico e outros. Com as seguintes principais especificações:

- Número de canais: 12;
- Derivações: Di, Dii, Diii, aVL, aVR, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6; X, Y e Z
- Peso: 0,2 kg;
- Conexão para computador: Wireless e Bluetooth (Interface por rádio);
- Conversor A/D de 24 bits;
- Resoluções de 250, 500, 1kHz;
- Frequência de resposta 0,05 ÷ 250Hz;

- Filtro passa-baixa 35Hz, 75 Hz;
- Filtro passa-alta 0,05 Hz (3,2s);
- Filtro AC 50 (60) Hz;
- Faixa de entrada de ± 330 mV;
- Nível de ruído 15 μ V
- Com proteção contra desfibrilador;
- Detecção de eletrodo solto;



Figura 3.10 – Eletrocardiógrafo Digital de Bolso Poly-Spectrum-8
 [http://www.meurosoft.ru/rng/product/poly-spectrum-8/index.aspx].

3.1.5. O ruído

Os sinais de ECG normalmente possuem grande quantidade de ruídos, provenientes das mais diversas fontes e naturezas. Segundo Barbosa [40] os mais significativos são:

- Interferência da rede elétrica. - Os ruídos característicos provocados pela rede elétrica são de 60Hz (50Hz no caso da Europa e alguns países da América Latina). As harmônicas, principalmente as superiores, também podem estar presentes. A presença do ruído pode ser causada por indução de equipamentos próximos ou efeito eletrostático. Motores a escova também são poderosas fontes de ruídos.
- Artefatos de movimento - São mudanças transientes da linha de base do sinal de ECG, causadas por mudanças na interface eletrodo-pele devido ao movimento do eletrodo, resultante de movimentação do paciente ou vibração. A amplitude do artefato, assim como sua duração, é bastante variável.
- Ruído Eletrocirúrgico - Causado principalmente por bisturis elétricos. Naturalmente, este tipo de ruído só aparece em ECG's de pacientes em procedimento cirúrgico. Este ruído é capaz de destruir completamente o sinal de ECG. Normalmente aparece como uma senóide de grande amplitude e frequências entre 100kHz e 1MHz.
- Ruído eletromiográfico - São os ruídos causados pela atividade muscular do paciente, na ordem de milivolts.
- Ruído de contato de eletrodo – São causados por alterações de contato entre a pele e os eletrodos. Movimentos do paciente, suor, pelos e impurezas podem ser causas de alterações na qualidade do contato.

3.2. Técnicas de análise do ciclo cardíaco

3.2.1. Introdução

A detecção do ciclo cardíaco pode ser feita a partir dos aparelhos de ECG por circuitos eletrônicos ou por software, quando podemos dispor do sinal já digitalizado [55]. No presente trabalho analisaremos apenas alguns métodos de detecção a partir de sinais de ECG digitalizados.

Na literatura pesquisada foram encontradas muitas referências para identificação do ciclo cardíaco obtido a partir de exames de ECG. A pesquisa foi feita procurando-se identificar as estratégias de separação de ciclos cardíacos citadas em outros trabalhos, discutindo as vantagens e limitações mais importantes de cada um. Quando o método se assemelhou ao proposto neste trabalho, procuramos apontar as diferenças básicas e os pontos positivos e negativos do mesmo.

3.2.2. Detectando curvas do ECG

O início da despolarização dos átrios, representada no ECG através da onda P, é o ponto de partida do ciclo cardíaco e por este motivo é sempre a primeira onda a ser representada. Esta onda aparece na grande maioria dos ECG's, com forma bem característica e, quase sempre, possui limites bem definidos.

Valfredo Pilla Jr. [21] em 1999, desenvolveu, através de redes Neurais Fuzzy, um sistema de detecção da onda P que procura determinar o início do ciclo cardíaco por seu intermédio. Valfredo e sua equipe coletaram amostras de três voluntários utilizando um aparelho de ECG com resolução de 8 bits por amostra e 240Hz de frequência de aquisição. O trabalho conclui que cerca de 35 amostras consecutivas retiradas das amplitudes já são suficientes para caracterizar a onda P e, com elas, treinar a rede neural. O trabalho mostra resultados experimentais evidenciando que

este tipo de rede é capaz de encontrar a posição da onda P. Em um universo de 70 amostras, o método obteve 10 falsos negativos e apenas um falso positivo (14,28% de falhas).

A transformada *wavelet* foi utilizada para detecção da onda P por Zheng C et al. [13] em 1995. Eles desenvolveram um algoritmo baseado em transformada *wavelet* para detectar pontos característicos nos sinais de ECG. Este método permitiu a distinção não só da onda P, mas também do complexo QRS e da onda T. No caso do complexo QRS, o método obteve uma taxa de acerto de 99.8% sobre as amostras do banco de dados PhysioBank [35]. O trabalho sugere que os pontos característicos localizados podem ser utilizados para diversas aplicações que dependam de controle de ritmo cardíaco ou quaisquer outras patologias que afetem diretamente o resultado do ECG. O objetivo deste algoritmo não é a separação dos ciclos, mas a determinação de vários pontos característicos do sinal.

Em mais uma tentativa de localizar precisamente a onda P, Xie G et al. [44], realizaram seu trabalho efetuando a decomposição do sinal de ECG através de transformada *wavelets*. Uma vez feita esta decomposição, uma rede neural faz a localização dos pontos de interesse (figura 3.11). Como pode ser observado, não só a onda P, mas também o complexo QRS e a onda T, são precisamente localizados. O trabalho foi utilizado principalmente na detecção de arritmias (*HRF – Hart Rate Frequency*) obtendo bons resultados. O artigo estudado não chegou a fornecer os índices de acerto obtidos.

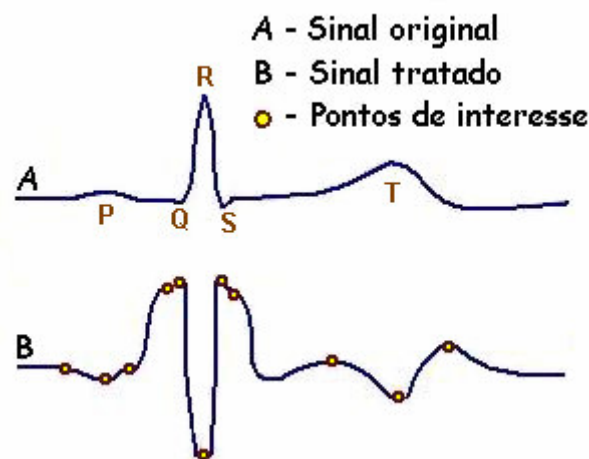


Figura 3.11 – Pontos de Interesse citados no trabalho de Xie G et al. Como pode ser visto na figura, os pontos localizados determinam os pontos de início, meio e fim das ondas P e T. O complexo QRS é caracterizado por 5 pontos de interesse – [Editado de 44].

Buscando a onda R

A localização da onda R é o principal objetivo da maioria dos trabalhos pesquisados, com sua morfologia característica, que se destaca do restante do traçado do ECG. A identificação do intervalo RR, representado na figura 3.12, é outra meta fundamental para a maioria dos métodos de detecção por ser a onda mais destacada na maioria das derivações. Além disso, a onda R possui alta derivada permitindo uma maior precisão no posicionamento temporal.

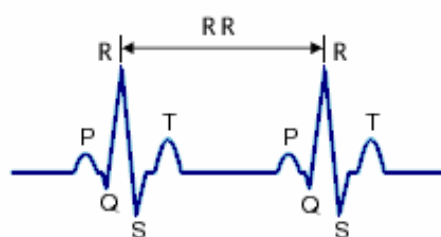


Figura 3.12 – Representação do intervalo RR e ondas características do Ciclo Cardíaco.

No trabalho desenvolvido por Paulo R. Benchimol Barbosa [40], a amplitude máxima da onda R é utilizada para detectar os ciclos cardíacos. Para tal ele calcula o módulo da primeira derivada do sinal do ECG devidamente filtrado. A seguir, é determinado um limiar correspondente a 50% da amplitude máxima da derivada observada dentre os cinco primeiros ciclos.

Implementamos o método desenvolvido por Barbosa para tentar reproduzir os resultados encontrados. O método tem como premissa que as derivadas à esquerda e à direita da onda R são idênticas em módulo. Como utilizamos o módulo da derivada, o método calcula a posição aproximada do vértice da onda R, considerando o ponto médio entre as ordenadas de entrada e de saída do limiar.

A figura 3.13, obtida a partir da análise de uma mesma amostra de ECG, destaca o comportamento do método em dois ciclos distintos. Nas figuras 3.13-A1, 3.13-A2 e 3.13-A3, observamos que o método descrito funcionou como esperado, tratando um ciclo de ECG bastante característico. Na figura 3.13-B3 (veja a seta) notamos um problema no método uma vez que o limiar não atinge a curva no local esperado provocando aumento na dispersão (figura 3.13-A2 e figura 3.13-B2). Apesar do método não ser de grande precisão na localização do ápice da onda R, funcionou satisfatoriamente detectando 100% dos ciclos nas cinco amostras (PTB [35]) testadas.

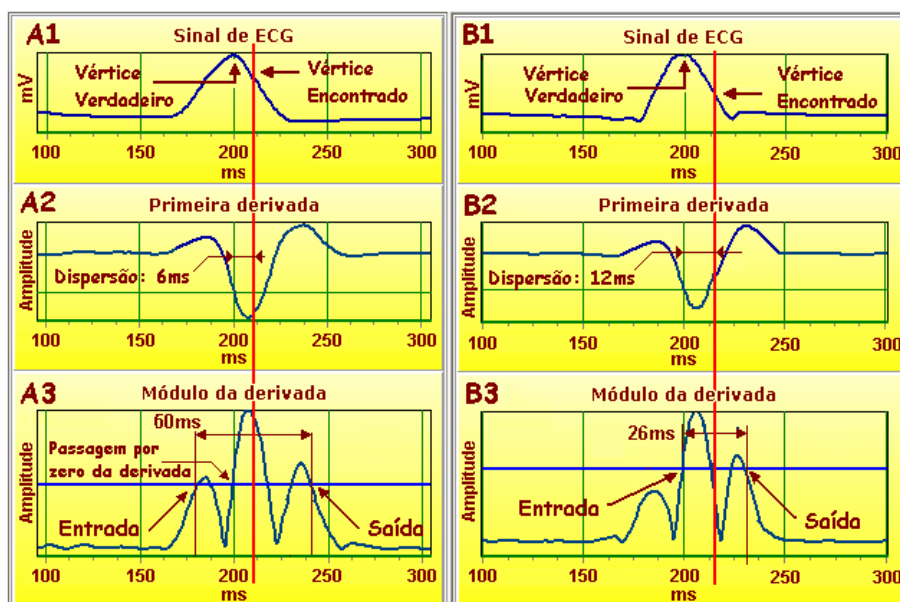


Figura 3.13 - Aplicações do método de Barbosa [40] para localização da onda R: Complexo QRS em zoom mostrando dois ciclos de comportamento diverso. (conjunto A) Entrada e saída do limiar corretos (conjunto B). Entrada do limiar fora do local esperado, saída correta com conseqüente prejuízo na precisão da detecção. A linha vertical (vermelha) mostra a posição da onda R obtida em ambos os ciclos.

Uma outra solução para localizar a onda R também ataca o problema fazendo uso da primeira derivada. Campelo e Azevedo [36] apresentaram um método de determinação do ciclo cardíaco utilizando um artifício conhecido por: Patamares adaptativos. Os patamares adaptativos funcionam como limiares a procura da rampa de subida do equivalente da onda R na primeira derivada. A coordenada da colisão do patamar com a derivada de R é considerada como sua posição definitiva (figura 3.14).

Os passos para aplicação do método são:

1. Estimar a amplitude média da derivada da onda R nos cinco primeiros segundos;
2. Filtrar o sinal com filtro passa faixa Butterworth de segunda ordem, com frequências de cortes de 10 a 25Hz de forma a enfatizar a onda R frente às ondas P e T;
3. Calcular o patamar em função do tempo segundo a expressão:

$$pat_t = (V_{prox} - V_b) e^{-t/\tau} + V_b$$

Onde:

V_{prox} é o valor inicial do patamar logo após a detecção de uma onda R. O primeiro valor de V_{prox} corresponde a média das amplitudes das derivadas das ondas R calculada no passo 1. A partir daí V_{prox} é determinado seguindo o traçado da derivada da onda R até o encontro de seu máximo (assinalado na figura 3.14);

V_b é o valor mínimo que pode ser assumindo pelo patamar adaptativo determinada em função da resolução do conversor A/D, do fundo de escala analógico utilizado na aquisição e do valor de pico para o evento R calculado no passo 1;

t é o contador de sinais utilizados na construção de cada patamar, zerado sempre no início de cada ciclo;

T é a constante do decaimento. A constante de decaimento é ajustada experimentalmente e deve ser reavaliada para diferentes faixas de frequência cardíaca e frequência de aquisição da amostra de ECG.

O algoritmo de patamares adaptativos, proposto por Campelo e Azevedo foi codificado e testado e seus resultados foram observados na prática e um de seus traçados mostrado na figura 3.14. Todas as três amostras de ECG de nossa base PTB [35] testadas passaram sem ocorrências de FPs e FNs (100% de acerto). Os valores de **Vb** e **T** aplicados em nossa simulação foram os mesmos utilizados no trabalho de Campelo e Azevedo [36].

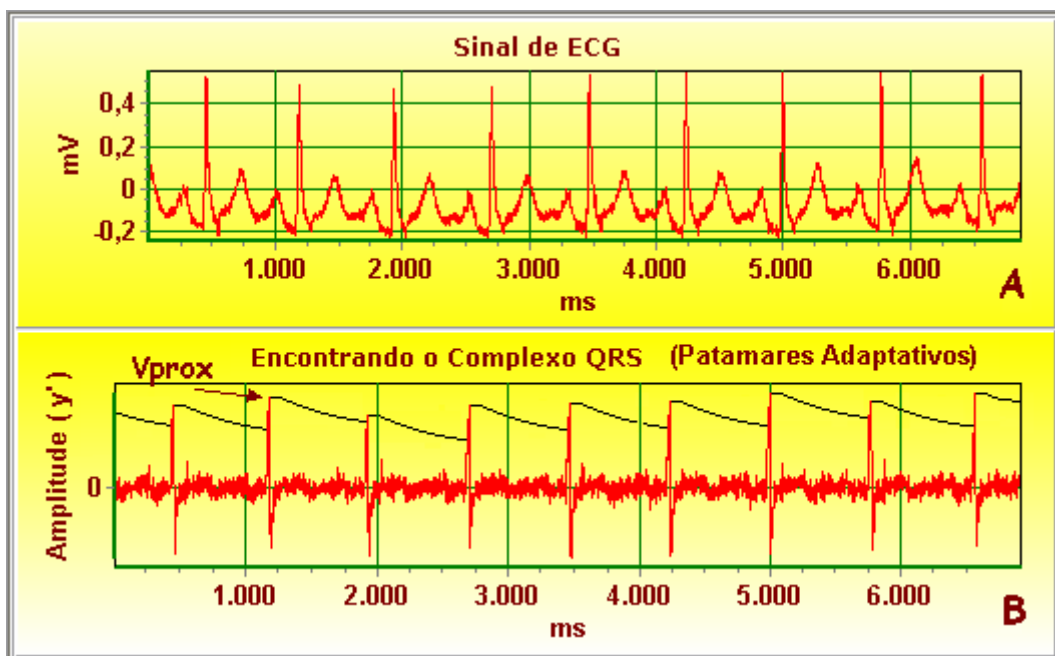


Figura 3.14 – Detecção do ciclo por patamares adaptativos [36]. Sinal filtrado de ECG de paciente com hipertrofia (A). Algoritmo de Patamar Adaptativo aplicado ao ECG (B).

O algoritmo foi inicialmente avaliado usando um sinal de ECG proveniente de um equipamento Medsim 300B (DNI Nevada). O trabalho utilizou amostras de sete pacientes adultos e em ECGs de longa duração, variando de 5727 até 58226 ciclos. Os autores reportam índices de acerto (relação entre o número de ciclos detectados corretamente e o total de ciclos da amostra) no pior caso de 99,57% e no melhor 99,97%. O algoritmo de patamares adaptativos foi desenvolvido principalmente para atender as necessidades de monitoramento cardíaco durante intervenções cirúrgicas em que o paciente está sob anestesia geral.

Em um outro trabalho analisado, Soares e Nadal [37] utilizaram uma variação do método de primeira derivada analisado anteriormente. Neste caso foi utilizado um filtro Butterworth passa-baixa com frequência de corte de 30Hz. A localização do pico da onda R é feita no instante em que a derivada primeira passa por zero. Infelizmente o referido trabalho não esclarece a forma de identificar quais os pontos de passagem por zero da derivada são utilizados. O trabalho cita apenas: “*em trechos pré-determinados*”.

Tony Chen et al. [38], descrevem cinco métodos de determinação do complexo QRS, sendo que dois deles utilizam a derivada primeira para determinação do máximo da onda R. Ambos os métodos partem de sinais de ECG filtrados com passa-baixas com frequências de corte acima de 50Hz e normalizados entre 0 e 1:

- O primeiro utiliza a primeira derivada para encontrar o complexo QRS. De forma semelhante aos outros algoritmos, ele calcula a derivada usando quatro pontos, dois antes e dois depois (secante de cinco pontos). A posição do complexo QRS é determinada localizando pontos cuja derivada excede uma

determinada percentagem do valor máximo da derivada, funcionando como um limiar fixo. Este percentual não foi informado no artigo pesquisado.

- O segundo algoritmo também usa a primeira derivada para encontrar os complexos QRS. A busca é feita em ocorrências acima de um valor fixo igual a 0,18, arbitrado experimentalmente. Para garantir que se trata realmente do máximo da derivada, são verificados os três próximos pontos para certificar que pelo menos mais uma amostra está acima do limiar. Assim devem existir pelo menos duas amostras em um grupo de quatro amostras, acima do limiar. O primeiro ponto acima do ponto inicial é considerado o começo do QRS. A figura 3.15 ilustra uma aplicação do método bem sucedida.

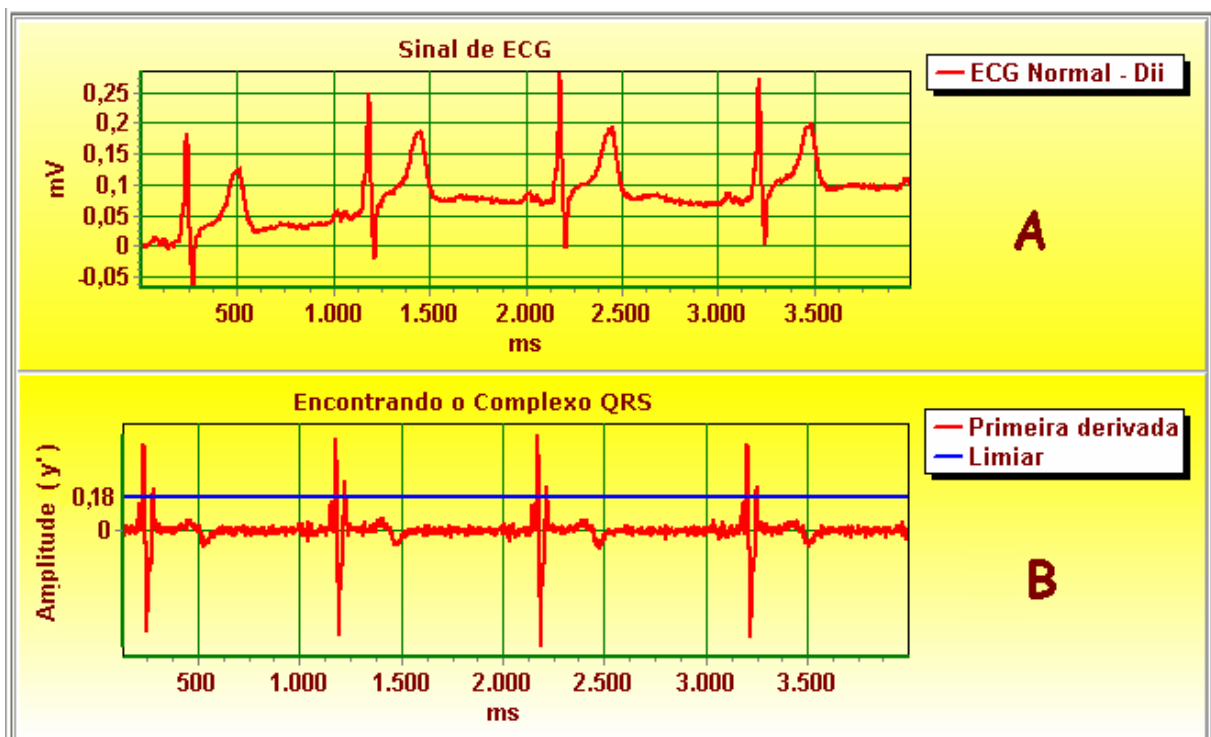


Figura 3.15 – Aplicação do método de limiar fixo usando primeira derivada. Método descrito por Tony Chen et al. [38].

Este último método também foi testado com ECG's de pacientes do grupo IAM (Infarto Agudo do Miocárdio) falhando em duas de cinco amostras testadas.

Naturalmente, um limiar melhor escolhido poderia localizar corretamente os picos das ondas R. Contudo, a principal limitação do método está no fato dele operar com limiar fixo. A figura 3.16-B é um exemplo de falha na localização da onda R do ECG de um paciente infartado. Note que o limiar (0,18) está acima dos máximos que surgem no gráfico da derivada em três ocasiões (assinaladas na figura). A figura 3.16-A mostra a aparência da curva ECG original.

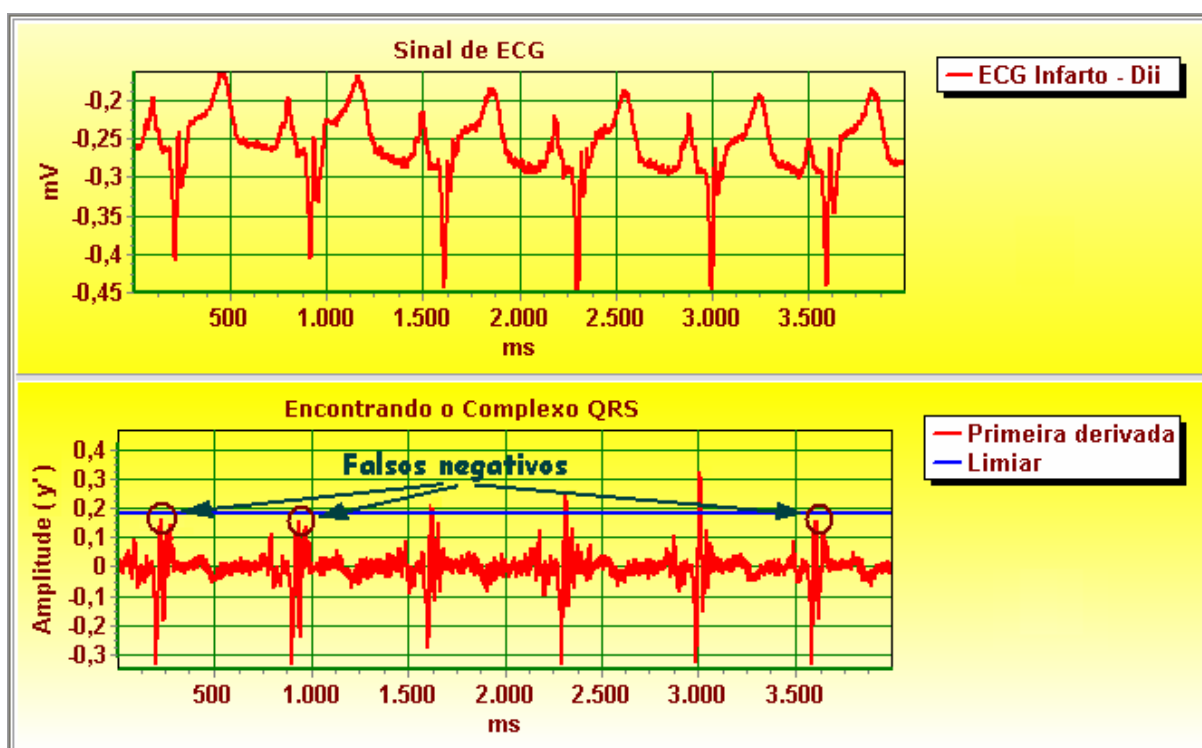


Figura 3.16 – Aplicação do método de limiar fixo usando primeira derivada falhando. Em destaque alguns falsos negativos.

Nagin [43] cita um método de detecção do complexo QRS por intermédio da integração de uma janela deslizante sobre o sinal já filtrado, de largura aproximada de um complexo QRS normal (cerca de 120ms). O complexo QRS é considerado localizado nos pontos de máximo da integral calculada no intervalo.

3.3. Conclusão

Neste Capítulo aprendemos um pouco sobre eletrocardiografia, sua história e evolução aos dias de hoje. Vimos também os principais cuidados e procedimentos adotados nos exames de ECG. Mostramos alguns dos equipamentos utilizados, normas técnicas adotadas e suas especificações, tipos de eletrodos e suas principais aplicações. Apresentamos alguns equipamentos de ECG de mercado, suas principais características e aplicações.

Procuramos conhecer melhor os métodos e tecnologias aplicadas à detecção de ciclos cardíacos. Discutimos e analisamos alguns deles e, em alguns casos, o implementamos na prática.

No próximo Capítulo discutiremos o método proposto de detecção de ciclos cardíacos. Serão mostrados os principais conceitos matemáticos e estatísticos utilizados e discorreremos sobre as decisões adotadas e suas justificativas.

Capítulo 4

Proposta de Metodologia de Localização do Ciclo Cardíaco

4.1. Introdução

Neste Capítulo descreveremos a técnica proposta para localização do ciclo cardíaco. Neste sentido serão descritos: a forma como foram importados os sinais de ECG do banco DB Physionet [35]; como foram encontrados os melhores parâmetros para aplicação no filtro; como foi realizado o cálculo das derivadas; como foi calculada distribuição das ocorrências das derivadas; como foram estabelecidos os critérios e métodos utilizados na determinação do melhor limiar; como foi calculada a posição da onda R.

4.2. Estratégia Adotada

Ao analisarmos as amostras de ECG importadas do banco de dados Physionet, notamos que os ciclos cardíacos eram bem demarcados pela presença da onda R devido a sua alta precisão temporal, fato que nos sugeriu adotá-la como

referência para estimativa dos limites dos ciclos cardíacos. Procurando alternativas para sua detecção, observamos que, simplesmente estabelecer uma amplitude limite para tentar interceptá-la não seria uma estratégia adequada, uma vez que muitas outras ondas do ECG, como a onda T, por exemplo, poderiam prevalecer em amplitude sobre ela. Contudo, como a onda R se mostra com uma grande variação no tempo em relação ao restante do ciclo, notou-se que ao se derivar o sinal, esta se destacava das demais. Mas a primeira derivada apresentou alguns inconvenientes menos observados na segunda derivada (maior sensibilidade a ruídos e grande variância nas amplitudes correspondentes as ondas R). Assim, buscando os melhores resultados, derivamos não uma, mas duas vezes o sinal de ECG, obtendo, desta maneira, uma curva que se comportou de forma mais estável e previsível do que a obtida com apenas com o uso da primeira derivada. Para interceptar o evento da onda R, estabelecemos um limite que, quando tocado, sinaliza ocorrência de onda R. A este tipo de limite chamamos de limiar. O valor do limiar é estabelecido dinamicamente levando-se em conta o desvio padrão dos valores da segunda derivada em um determinado intervalo de tempo.

Assim este trabalho propõe a estratégia mostrada no diagrama da figura 4.1 para localização do ciclo cardíaco.

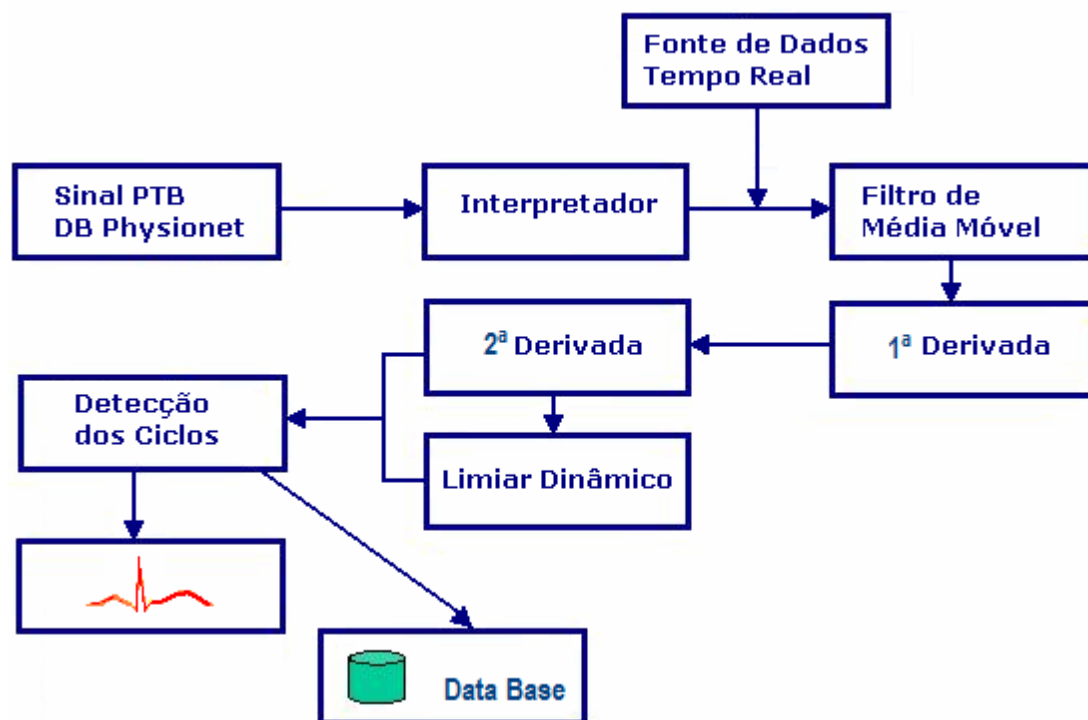


Figura 4.1 – Diagrama de blocos da estratégia adotada para localização de ciclos cardíacos. O sinal pode ser adquirido da base de dados digital Physionet ou diretamente de uma fonte de dados de Tempo Real. A seguir ele é filtrado e derivado duas vezes. A segunda derivada calculada é utilizada também no cálculo do limiar dinâmico. Na sequência, o limiar e a derivada atuam em conjunto na detecção dos ciclos. Finalizando o processo, os ciclos separados são plotados, identificados e armazenados em uma base de dados.

Os itens a seguir descreveram cada uma das subunidades do sistema.

4.2.1. Sinal PTB - DB Physionet

O primeiro passo para permitir a construção de um modelo de detecção de ciclos cardíacos é ter a disposição uma razoável quantidade de amostras para testes e análises.

Todos as amostras de ECG foram obtidas a partir da base de dados DB Physionet disponível na Internet no *site*:

www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/

As amostras de ECG estão disponíveis em conjuntos de três arquivos para cada uma. O arquivo, com os sinais do ECG é um arquivo binário de extensão “.DAT”, contendo as doze derivações (de Di até V6). Os valores lidos são inteiros de 16 bits com sinal e armazenados de forma invertida (*low byte first*). O segundo arquivo, de mesmo nome, mas com extensão “.HEA” (*header*), é o arquivo de cabeçalho. É um arquivo texto contendo informações sobre o exame e o paciente tais como: data de realização, sexo, idade, histórico de patologias, medicamentos ingeridos no pré-exame etc. O terceiro tipo de arquivo, de extensão “.XYZ”, contém os dados relativos a outras três derivações adicionais denominadas Vx, Vy e Vz que não foram utilizados neste trabalho. Todas as amostras foram obtidas por intermédio de equipamentos digitais de ECG de alta resolução com taxa de amostragem de 1ms.

4.2.2. O Interpretador

Para importação dos dados, foi desenvolvido um módulo de software específico para sua conversão (interpretador). Este módulo faz a leitura do arquivo binário em grupos de 24 bytes (12 inteiros com sinal de 16bits), convertendo-os em seguida para variáveis em memória no formato ponto flutuante de 32 bits. Os valores convertidos são processados pelo modelo imediatamente. Simultaneamente ao processamento, o interpretador também converte e armazena os dados em arquivos texto. A figura 4.2 mostra o *dump* de um trecho do arquivo PTB [35] original e o equivalente interpretado em formato texto. O arquivo texto obtido pode ser importado facilmente por aplicações como LabVIEW ou MATLAB.

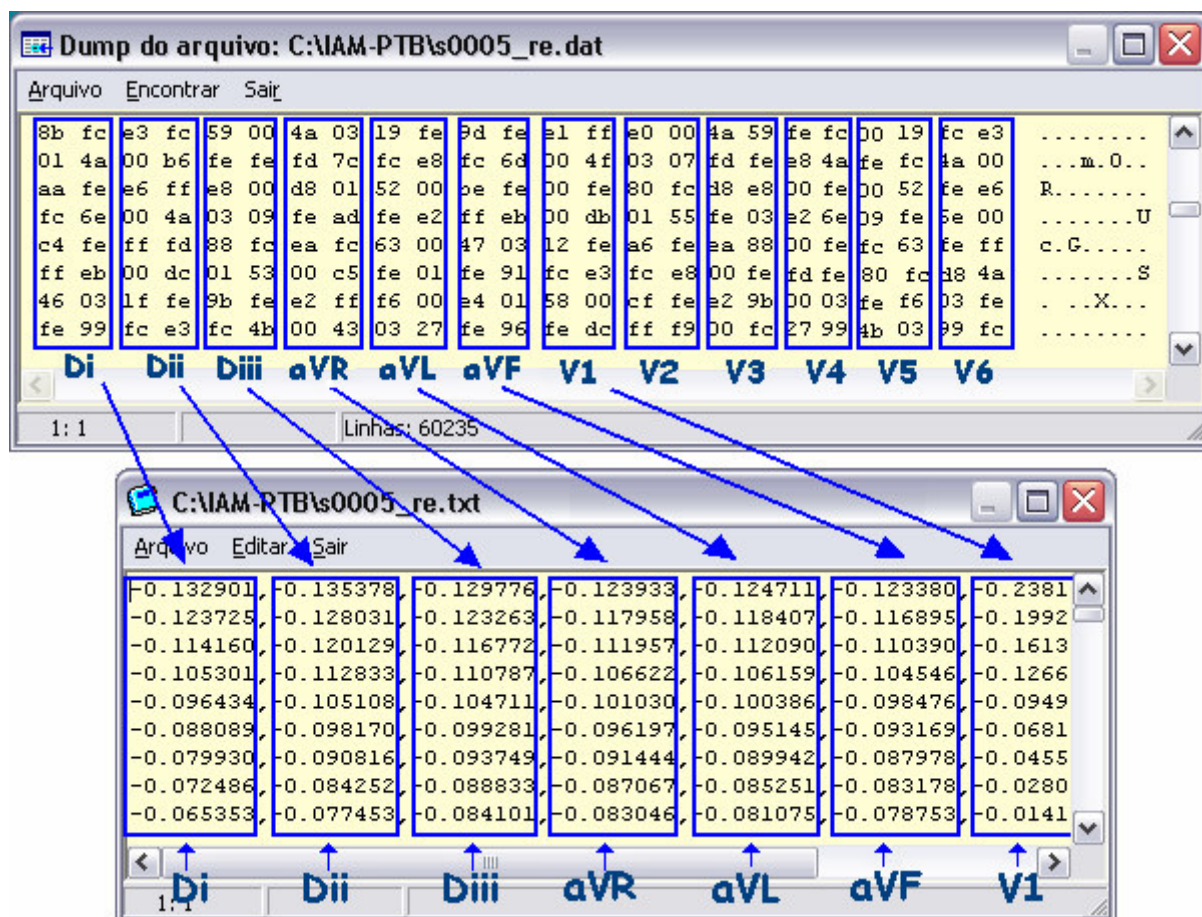


Figura 4.2 – Formato original de inteiro LSB de 16 bits com sinal convertido para real em formato texto.

4.2.3. Filtro de média móvel

O sinal lido é submetido então a um filtro passa-baixa do tipo média móvel para eliminação de possíveis ruídos.

A frequência de corte do filtro passa-baixa foi definida em 50Hz. Com este valor eliminamos ruídos de alta frequência sem perder as características (conteúdo espectral) necessárias para detecção da onda R conforme mostra a figura 4.3.

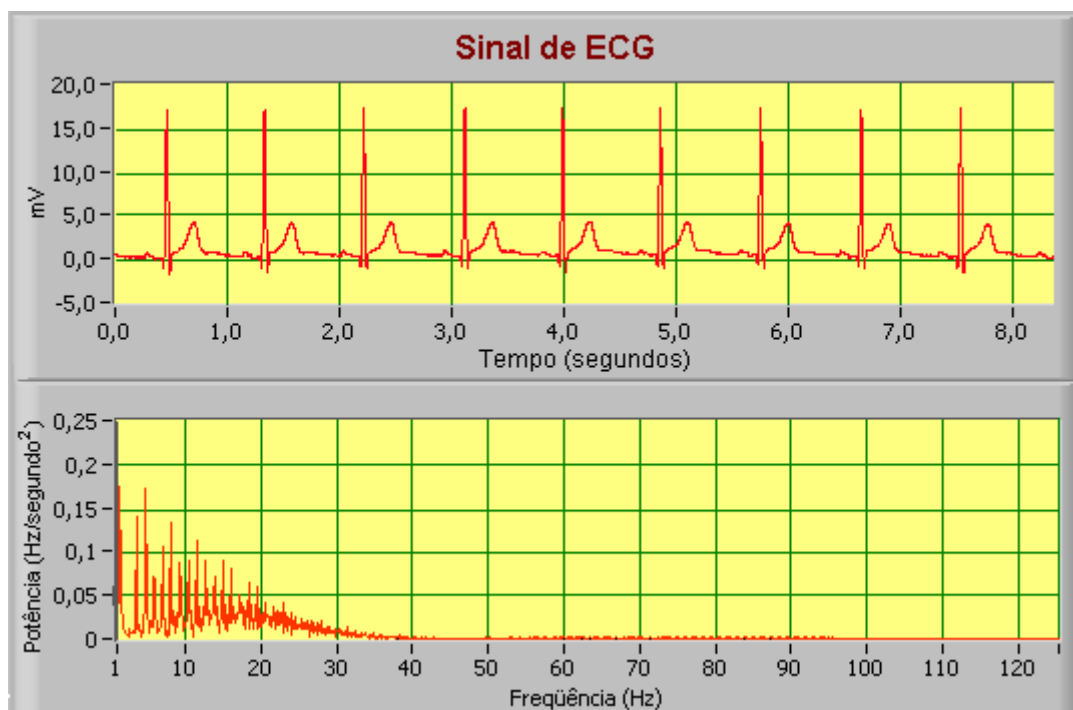


Figura 4.3 - Conteúdo espectral do sinal de ECG. O gráfico mostra que a maior parte do conteúdo espectral do sinal de ECG se encontra abaixo de 50Hz.

Alguns trabalhos pesquisados na literatura (Capítulo 3) baseados na detecção da onda R por intermédio de limiares e derivadas, também utilizaram filtros passa-faixa de frequências de corte em torno de 50Hz. Tony Chen et al. [38], descrevem algumas variações de detecção de onda R que utilizaram filtros passa-baixa de 50Hz de frequência de corte.

Apesar do filtro de média móvel possuir algumas deficiências em relação a outros filtros como o Butterworth, por exemplo, ele se caracteriza pela simplicidade, facilidade de implementação, não consumir grande esforço computacional e, mesmo assim, ser especialmente eficiente na filtragem de ruídos aleatórios (ruído branco). Estas características são importantes fatores a serem considerados nos projetos de sistemas de Tempo Real. O filtro de média móvel obtém bons resultados tratando sinais no domínio de tempo, mas não se sai muito bem operando com sinais no domínio da frequência. Algumas variações dos filtros de média móvel como o

Gaussiano, Blackman e Média Móvel de Múltiplos Passos apresentam desempenho ligeiramente superior no domínio da frequência, mas em contrapartida, consomem mais tempo de processamento. O filtro Butterworth, por exemplo, é no mínimo 15 vezes mais lento que o filtro de média móvel [56].

O filtro de média móvel funciona da seguinte maneira: seja $X_0, X_1, X_2, \dots, X_n$ o conjunto de pontos representativos do sinal e t a quantidade de amostras do filtro passa - baixa. Assim, cada novo ponto (sinal filtrado) é dado pela equação:

$$X_k = \frac{\sum_{i=k}^{k+t-1} X_i}{t}$$

A figura 4.4 ilustra funcionamento do filtro. Cada linha destaca um grupo de cinco amostras que são usadas para o cálculo do valor de saída do filtro. A média móvel é calculada, obtendo-se a média aritmética das t amostras anteriores conforme ilustra a figura.

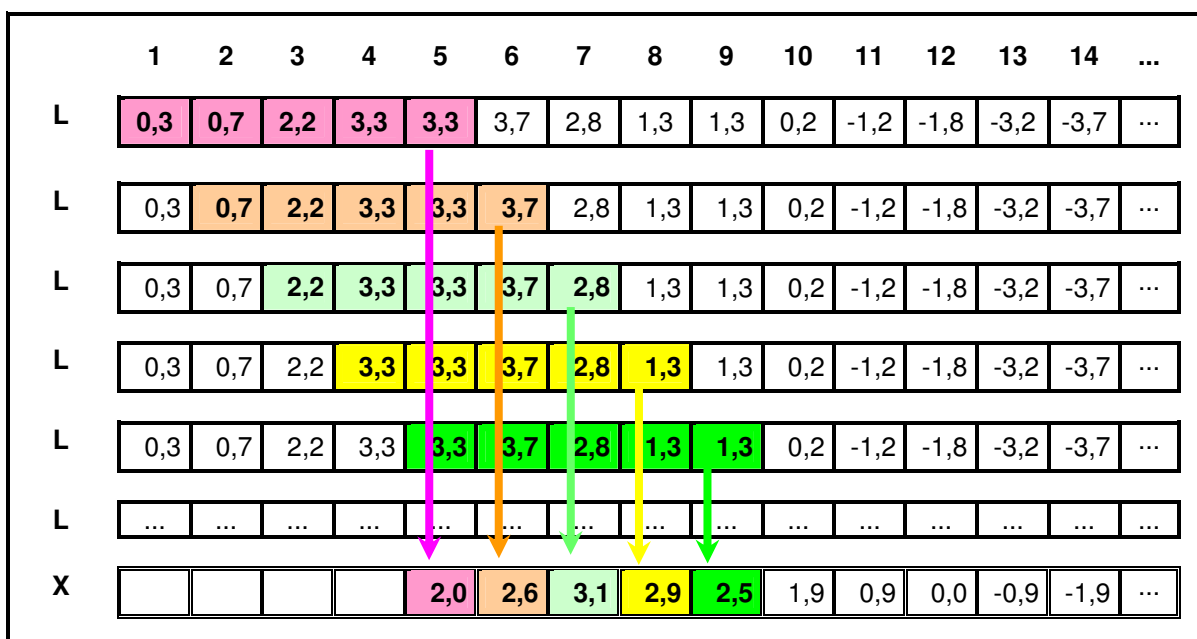


Figura 4.4 – Esquema demonstrativo do funcionamento do filtro de média móvel operando com cinco valores sobre o trecho de uma senóide. A última linha (X) mostra os valores das médias dos cinco pontos de mesma cor e assinalados com uma seta. A figura 4.5 mostra o gráfico correspondente a um trecho maior do sinal aqui representado.

A frequência de corte característica do filtro de média móvel é calculada em função da resolução do sinal de entrada (frequência de aquisição) e do número de amostras (t) conforme a equação:

$$f_c = f / t \quad \text{ou} \quad t = f / f_c$$

Onde, f_c representa a frequência de corte desejada, f é a frequência de amostragem e t o número de amostras usadas para cálculo da média móvel.

Para ilustrar o funcionamento do filtro, a figura 4.5 apresenta o efeito da média móvel sobre os pontos uma senóide (marrom) aos quais adicionamos um valor aleatório simulando um ruído branco (azul). Os pontos que deram origem ao traçado da curva com ruído (azul) foram parcialmente extraídos da figura 4.4.

A curva em vermelho (figura 4.5) representa o resultado de filtro de média móvel aplicado sob o sinal com “ruído”. Percebe-se a filtragem do ruído existente no

signal de entrada. Os efeitos secundários provocados pelo filtro também aparecem claramente: atraso no sinal e atenuação dos máximos nas amplitudes.

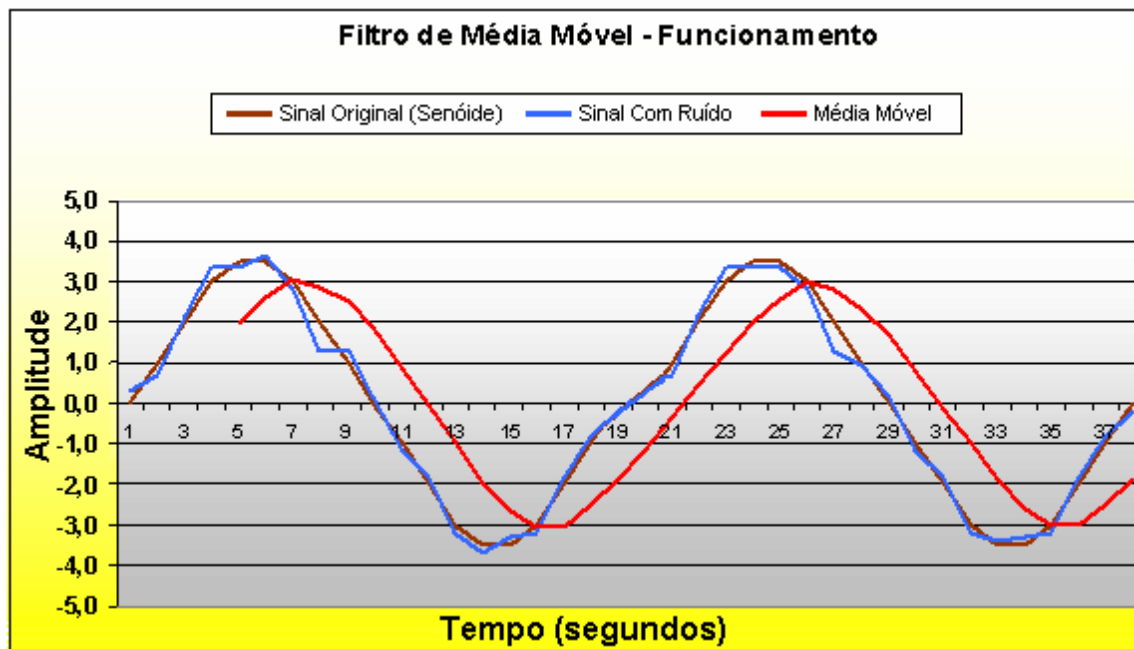


Figura 4.5 – Gráfico ilustrativo do funcionamento do filtro de média móvel sobre os pontos de uma senóide (em marrom, simulando uma frequência de aquisição de 1Hz) onde se acrescentou a cada ponto um ruído aleatório (azul) obtendo-se uma curva filtrada (vermelha). É possível notar os efeitos secundários do filtro sobre o sinal filtrado: A senóide está com sua amplitude atenuada e o sinal resultante está com defasagem equivalente ao número de amostras utilizadas: 5 segundos.

Assim, para obtermos frequências de corte de 50Hz, em um filtro de média móvel aplicamos a equação:

$$t = f / cf \Rightarrow t = 1000 / 50, \text{ onde } t = 20 \text{ amostras};$$

A figura 4.6 compara o mesmo trecho de uma amostra de ECG com e sem uso de filtro de média móvel (20 amostras). O ápice da onda R foi destacado em *zoom* mostrando o efeito do filtro sobre o ápice da onda R em particular. Na figura podemos observar que, não apenas o trecho em destaque, mas todo o traçado foi visivelmente atenuado pelo efeito do filtro.

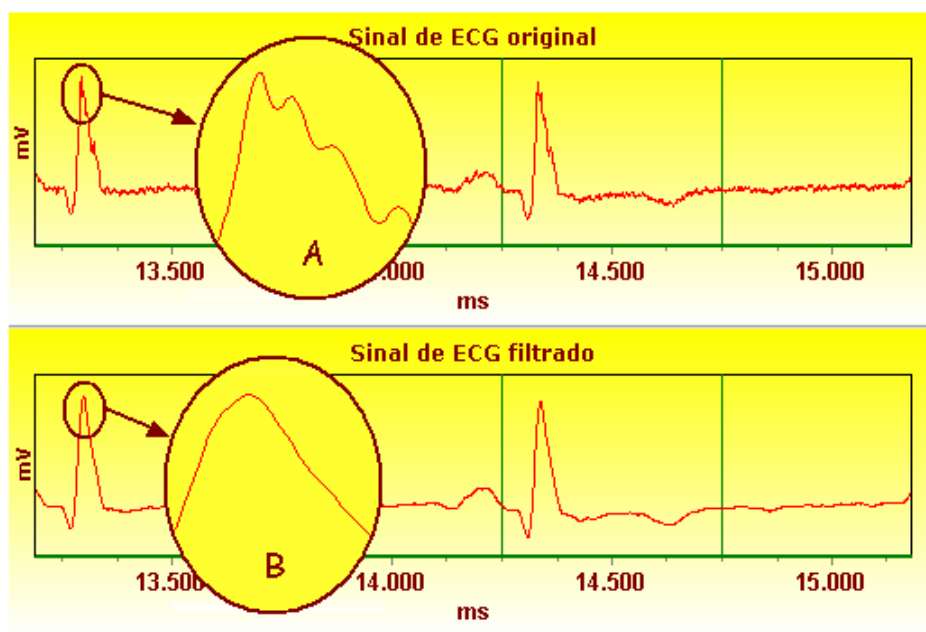


Figura 4.6 – Exemplo do efeito do filtro de média móvel de 20 amostras (frequência de corte de 50Hz) sobre o sinal de ECG bruto (frequência de aquisição de 1kHz). Nos detalhes o zoom do ápice da onda R sem (A) e com (B) filtro. Na figura podemos observar não apenas o ápice da onda R, mas todo o sinal que foi bastante atenuado pelo efeito do filtro.

4.2.4. Diferenciação do Sinal Filtrado

Procurando a melhor maneira de identificar os ciclos, analisamos ECG's normais e patológicos. Nesta análise notamos que a onda R, na maioria das vezes, se destaca em amplitude e em forma. A onda R é normalmente positiva, de grande amplitude e costuma ser simétrica, ou seja, inclinação de subida e descida muito semelhantes. O vértice também se mostra bem definido com largura variando em média de um a três milissegundos. Por outro lado, as ondas P e T via de regra não apresentam variações bruscas de inclinação e, por este motivo, tendem a não gerar nas suas derivadas amplitudes muito afastadas de zero (figura 4.7).

Levando-se em conta as características especiais da onda R e os dados obtidos da literatura (Barbosa [40], Azevedo [36] e Tony Chen [38] entre outros), concluímos que a melhor estratégia seria encontrar o intervalo RR, e a partir dele

detectar o ciclo cardíaco. O método selecionado foi à aplicação da derivada sobre o sinal filtrado de ECG. A derivada de uma onda, como característica, destaca fortemente as mudanças de direção sofridas por ela. Esta característica da derivada é muito conveniente como forma de localizar as ondas R devido a sua forma peculiar. A derivada aplicada sobre o sinal de ECG, assinala a ocorrência das ondas R, ao mesmo tempo minimiza a influência das outras. A derivada aplicada sobre a onda R sobressai, inclusive, sobre ondas de amplitude maior que dela própria, devido a suas altas variações de amplitude no decorrer do tempo.

Na figura 4.7 mostramos um ciclo típico de ECG (em vermelho) e sua primeira derivada registrada na mesma escala (em azul). Como já era esperado, nota-se que a derivada correspondente ao segmento QRS se destaca em relação ao restante do ciclo. A onda P não chega a alterar o traçado da derivada enquanto a onda T provoca nela, apenas uma leve perturbação.

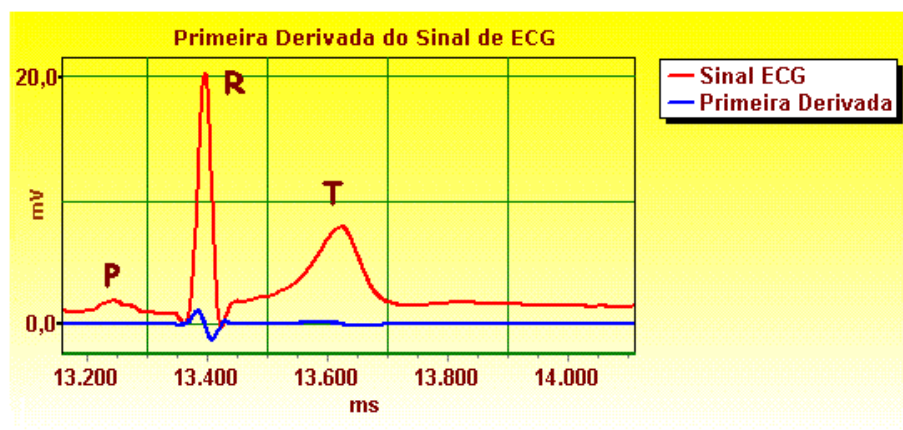


Figura 4.7 -Traçado da primeira derivada (azul) sobre o sinal filtrado de ECG (vermelho). Ambas as curvas estão na mesma escala. Notamos o efeito do complexo QRS sobre a derivada muito maior que no restante do ciclo. A escala vertical em mV se refere apenas ao sinal de ECG (vermelho).

Para localizar a ordenada correspondente ao máximo da onda R, identificamos o ponto onde a primeira derivada passa por zero. Uma forma prática de localizar este zero é estabelecer um limiar que, ao tocar a curva da primeira

derivada, permite que esta seja percorrida até que o ponto de zero seja encontrado (momento em que a amplitude muda de sinal). Inicialmente utilizamos esta estratégia, definindo um limiar equivalente a uma fração da maior amplitude da derivada primeira. O método funcionou razoavelmente bem para boa parte dos casos. Todavia, não muito raramente, encontrávamos problemas com o limiar, quando o pico positivo da primeira derivada avançava fortemente para cima e, após alguns ciclos a tendência se invertia e o pico negativo prevalecia. Este inconveniente causado pela forma característica da primeira derivada com duas concavidades, uma para cima e outra para baixo, tornava a determinação da posição do limiar um problema de difícil equacionamento. A figura 4.8 exemplifica o caso em que a primeira derivada oscila para cima e para baixo fazendo com que o limiar não detecte três eventos da onda R. O sinal original de ECG que foi derivado, pode ser visto na figura 4.8-A

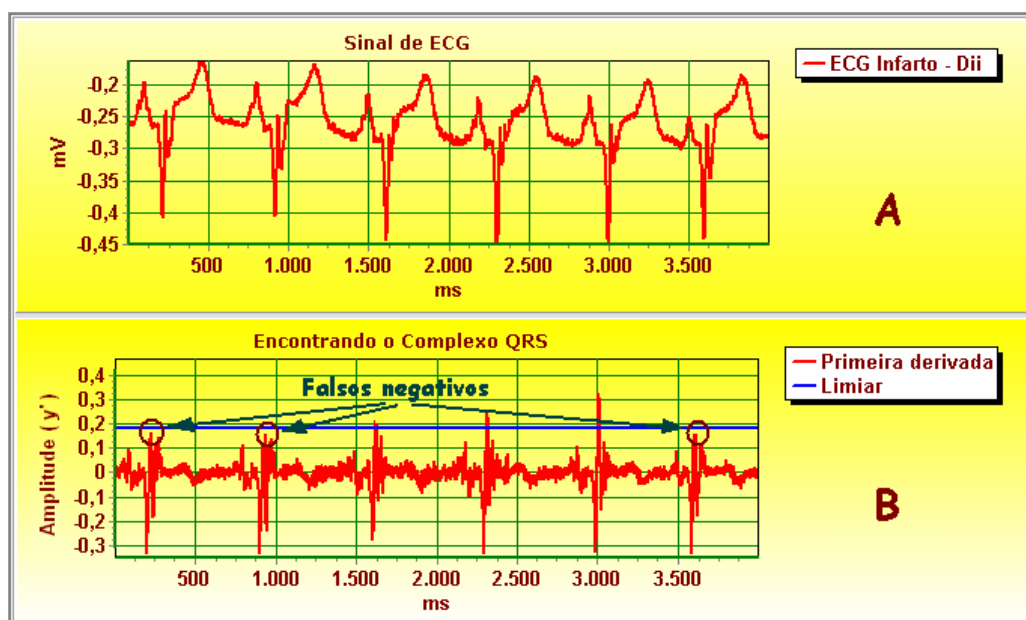


Figura 4.8 – Falsos negativos provocados por oscilação dos picos positivos e negativos da primeira derivada (curva em vermelho em B). O limiar (traço em azul) perde a ocorrência da onda R por três vezes gerando três falsos negativos no trecho.

Para solucionar este problema decidiu-se por uma segunda derivação do sinal (derivada segunda). Diferentemente da primeira derivada, a segunda derivada apresenta uma forte concavidade para baixo e duas mais modestas para cima. A figura 4.9 mostra o sinal de ECG original, e sua primeira (em verde) e segunda (em azul) derivada. Como pode ser observada, a forma característica da segunda derivada assemelha-se a um sino invertido com sua maior amplitude sempre negativa. A primeira derivada, por sua vez, possui duas concavidades, uma positiva e outra negativa que, como foi dito, podem se revezar em maior magnitude. A segunda derivada foi preferida por ter apenas uma concavidade, ser sempre negativa e ter mínimo corresponde ao máximo do sinal do complexo QRS.

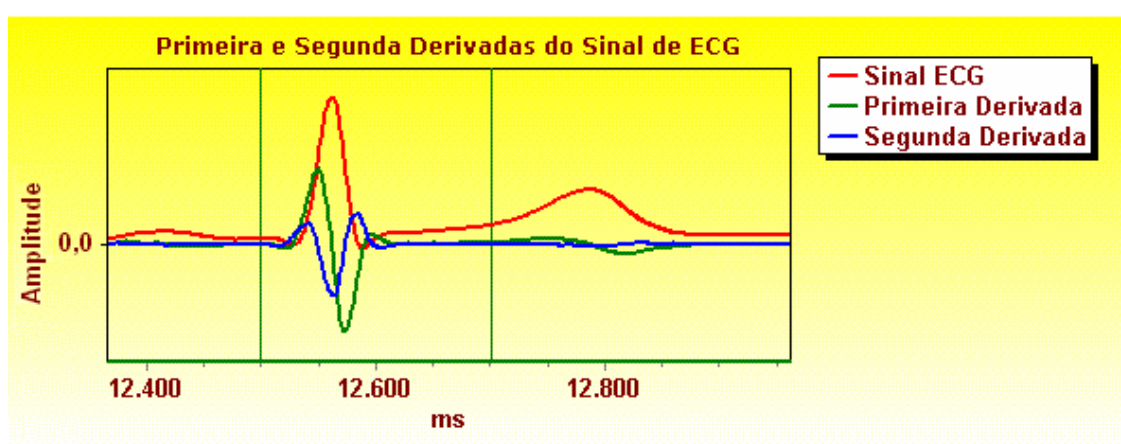


Figura 4.9 - Gráfico mostrando o comparativo entre os traçados do sinal de ECG filtrado original (vermelho), da primeira (verde) e segunda (azul) derivadas de um ciclo completo. Para melhor visualização na mesma escala, a primeira derivada está com amplitude multiplicada por 10 e a segunda derivada, multiplicada por 50.

Para que se possa calcular a derivada do sinal de ECG, precisamos determinar o método de derivação que será adotado.

Como sabemos, a derivada de uma função em um determinado ponto é obtida calculando-se a inclinação de uma tangente a ela neste mesmo ponto. No caso de curvas experimentais, onde não dispomos de uma função matemática para

ser derivada (pontos discretos coletados), usamos uma secante à curva como alternativa a tangente.

As secantes são retas que interceptam curvas em dois pontos distintos e seu comprimento (h) é medido pela distância entre as ordenadas destes pontos. A figura 4.10 exemplifica uma curva arbitrária sendo interceptada por uma secante em dois pontos escolhidos ao acaso. A figura assinala também o comprimento da secante h e as abscissas dos pontos de interseção.

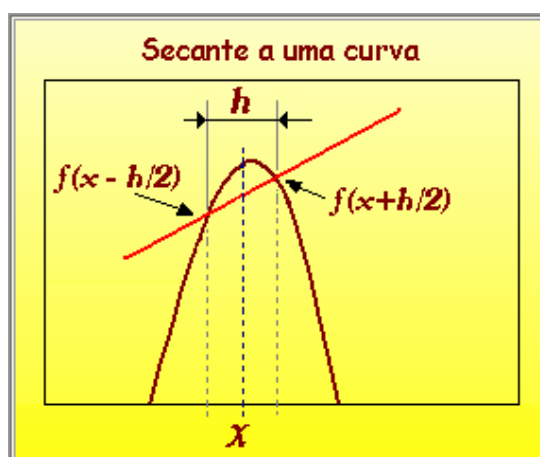


Figura 4.10 – Representação da secante assinalando seu comprimento h e os pontos de interseção da secante com a curva.

O posicionamento correto da secante é importante, pois dele depende a fidelidade das derivadas obtidas. A escolha da secante mais apropriada, além de diminuir a probabilidade de ocorrências de falhas de detecção, é importante na melhoria da precisão (qualidade) na detecção dos ápices das ondas R.

A figura 4.11-A ilustra o trecho de uma curva e uma tangente. A figura 4.11-B mostra o *zoom* do retângulo azul demarcado em 4.11-A. Podemos observar o paralelismo entre a tangente verdadeira (em preto) e a secante aproximada (em vermelho).

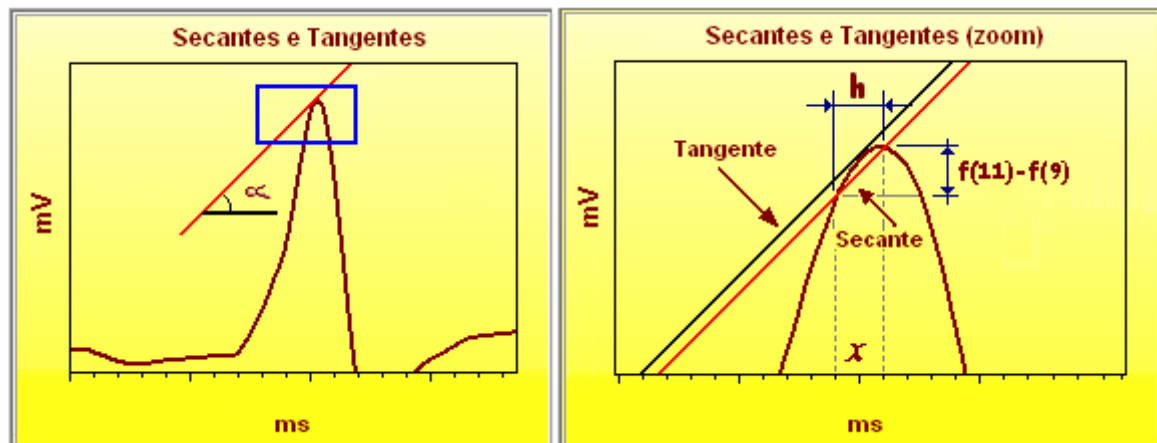


Figura 4.11 – Método de aproximação da tangente através de determinação de secante.

As derivadas devem ser calculadas em torno de um ponto médio da secante (h) conforme as equações a seguir:

$$f'(x) = (f(x+h/2) - f(x-h/2))/h \quad (\text{exp 1})$$

$$f''(x) = (f'(x+h/2) - f'(x-h/2))/h \quad (\text{exp 2})$$

Onde:

x é a coordenada do ponto da tangente verdadeira que se deseja aproximar a secante;

$f'(x)$ representa a primeira derivada no ponto x ;

$f''(x)$ representa segunda derivada no ponto x ;

h representa a diferença entre as ordenadas utilizadas para definir a secante (comprimento da secante).

Para que a secante melhor se aproxime de uma tangente, devemos usar o menor comprimento de secante possível, de maneira a garantir um razoável paralelismo entre elas. Este fato, isoladamente, sugere o uso da menor secante possível que, em nosso caso, seria de 2ms de duração (para frequência de aquisição de 1kHz). Contudo, algumas considerações relativas a maneira de coletar e tratar amostras discretas devem ser levadas em conta. A conversão A/D (análogo digital), por exemplo, incorpora ao sinal pequenas diferenças causadas por arredondamentos e conversões numéricas que podem retirar ligeiramente os pontos do alinhamento original. Secantes muito curtas são mais sensíveis a este desalinhamento, acabando por causar alterações inesperadas na inclinação da secante. Secantes muito longas se afastariam demasiadamente da tangente acabando por descaracterizar sua função.

Na busca pela melhor secante, fizemos alguns experimentos para tentar encontrar o comprimento ótimo.

Vários comprimentos de secante foram experimentados, e observamos que, quando se aplicava a menor secante possível (2ms), o ponto de mínimo da segunda derivada apresentava um ligeiro deslocamento de cerca de quatro a seis milissegundos com relação ao máximo correspondente ao pico da onda R detectada. Observou-se que este deslocamento diminuiu significativamente a medida em que utilizamos secantes maiores, caindo para no máximo dois milissegundos com secantes de 8ms.

O melhor desempenho da secante de 8ms em relação a secantes menores pode ser explicado pelo efeito adicional de filtro. Pontos adjacentes (ou muito

próximos) da curva podem possuir diferenças anormais causadas por erros de conversão (analógica para digital) e também pela presença de ruídos residuais.

As figuras 4.12 e 4.13 mostram o resultado do uso de secantes diferentes no cálculo das derivadas (primeira e segunda) de uma mesma amostra ECG. Dois efeitos importantes podem ser notados: A diferença no alinhamento dos picos da segunda derivada e do sinal de ECG destacados em *zoom* em ambas as figuras; As ondulações no sinal derivado da figura 4.12 em relação à figura 4.13. Tanto o alinhamento dos picos, quanto à aparência da derivada nas figuras melhoraram bastante de um caso para outro.

Levando em conta as condições de filtragem, frequência de aquisição e demais fatores adotados até aqui, a secante de 8ms foi a que melhor manteve as características da derivada sem provocar desalinhamento adicional nos picos da onda R e da segunda derivada.

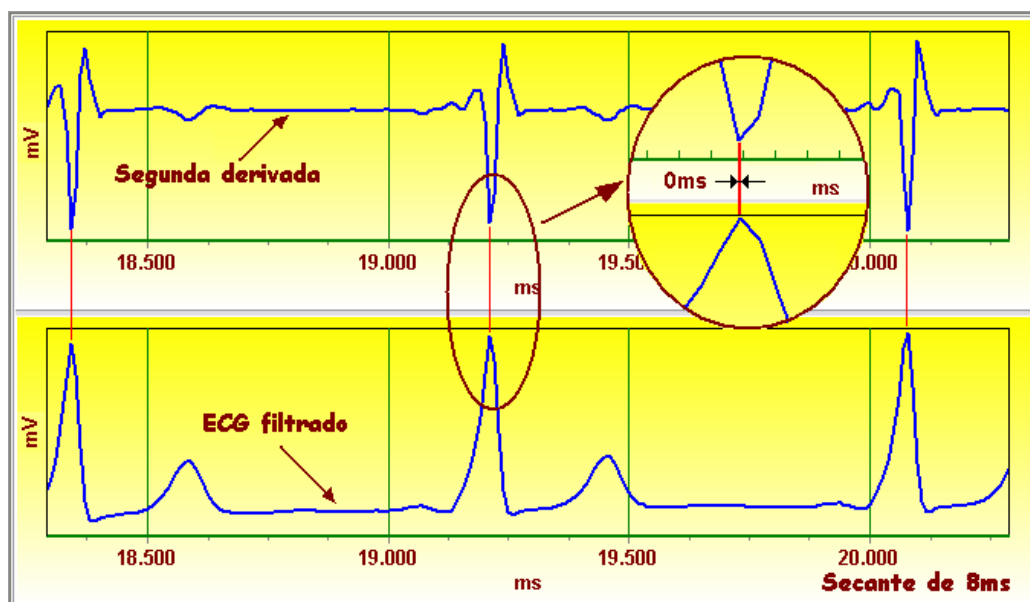


Figura 4.12 – Efeito da secante de 8ms no traçado da segunda derivada, destacando o deslocamento entre o mínimo da segunda derivada e o máximo da onda R. Não se observa deslocamento do ápice da onda R em relação ao mínimo da segunda derivada em nenhum dos ciclos traçados. Para outras condições de filtragem e características do sinal adquirido, outros valores poderiam ser encontrados para a secante ótima.

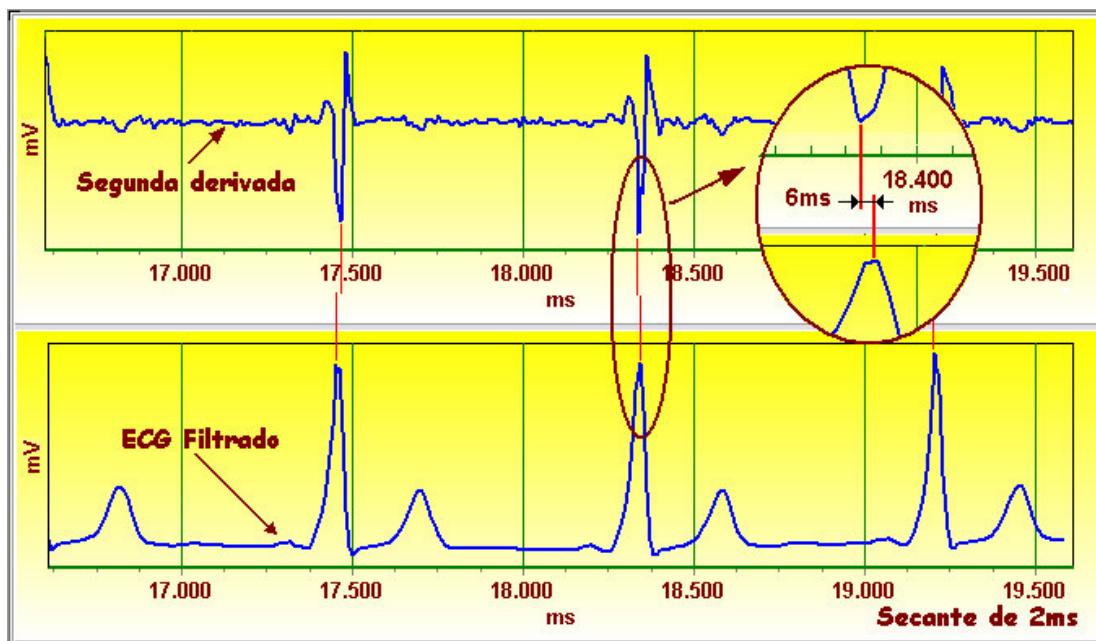


Figura 4.13 – Efeito da secante de 2ms no traçado da segunda derivada, destacando o deslocamento entre o mínimo da derivada e do máximo da onda R. No ciclo destacado observa-se que houve uma defasagem de 6ms entre ambos.

4.2.5. Definição do limiar de detecção

Uma vez definida a segunda derivada como objetivo é necessário estabelecer um processo de determinação da posição do limiar. Como a maior amplitude da segunda derivada é claramente negativa, definimos que o limiar ótimo também deverá ser negativo. Como as variações naturais de traçado do ECG fazem com que as amplitudes da segunda derivada oscilem bastante de valor no tempo, temos que encontrar soluções para suplantarmos esta dificuldade. Estas oscilações dificultam a determinação de uma fração fixa que sirva de referência para estabelecimento do limiar em longos períodos. Este fato sugere a necessidade do limiar se ajustar dinamicamente ao comportamento recente do sinal.

A solução encontrada para a determinação de um limiar com as características adequadas, fez uso de propriedades estatísticas da curva da derivada segunda. Primeiramente, levantou-se a distribuição das amplitudes nas

curvas de segunda derivada. Observou-se que esta distribuição oscilava em torno de uma média (no caso zero) ocorrendo muito mais vezes nas vizinhanças de zero do que se afastando dele. Apesar das ocorrências das amplitudes não serem, exatamente, aleatórias, mostravam um comportamento bastante próximo de uma distribuição normal (figura 4.15) o que já era esperado a luz do princípio do Teorema do Limite Central [57].

Objetivando uma posição segura para situar o limiar, decidimos pelo uso do desvio padrão da segunda derivada para determinação de um valor para o limiar. O uso do desvio padrão no cálculo do limiar, permite que ele seja sensível não apenas às máximas amplitudes, mas também a intensidade de suas variações encontradas ao longo de todo o segmento RR.

Como sabemos, em uma distribuição normal, cerca de 95% das ocorrências estão localizadas entre a média e duas vezes o valor do desvio padrão. A figura 4.14 ilustra um exemplo de curva de distribuição normal.

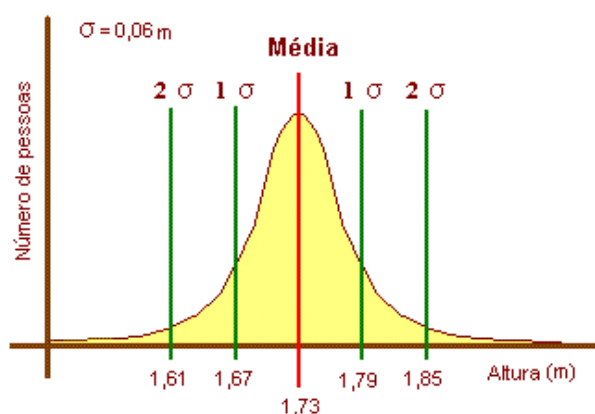


Figura 4.14 – Exemplo de uma Distribuição Normal. A curva exemplifica a distribuição das alturas de pessoas em uma determinada população.

A figura 4.15 mostra a curva de Gauss representando a distribuição normal das amplitudes da segunda derivada de uma amostra de ECG real. O histograma da

figura foi obtido subtraindo-se a maior da menor segunda derivada ocorrida em um dado intervalo de tempo (detalhe a esquerda e acima da figura). O valor resultante foi dividido em 750 níveis de amplitude. As amplitudes vizinhas da média de um desvio padrão são representadas em verde. Amplitudes afastadas de um a dois desvios estão representadas em azul e, finalmente, ocorrências de amplitudes afastadas de duas a três vezes o desvio padrão são mostradas em vermelho. Como esperado em uma distribuição normal, cerca de 95% das amplitudes está no intervalo da média mais (ou menos) dois desvios padrão. No detalhe central pode ser observado o gráfico da Distribuição Acumulativa. Nele notamos que, como esperado, existe menos que 2,5% das probabilidades de acontecer amplitudes menores que 2 desvios padrão (ou 97,5% de chances das derivadas não atingirem o limiar acidentalmente).

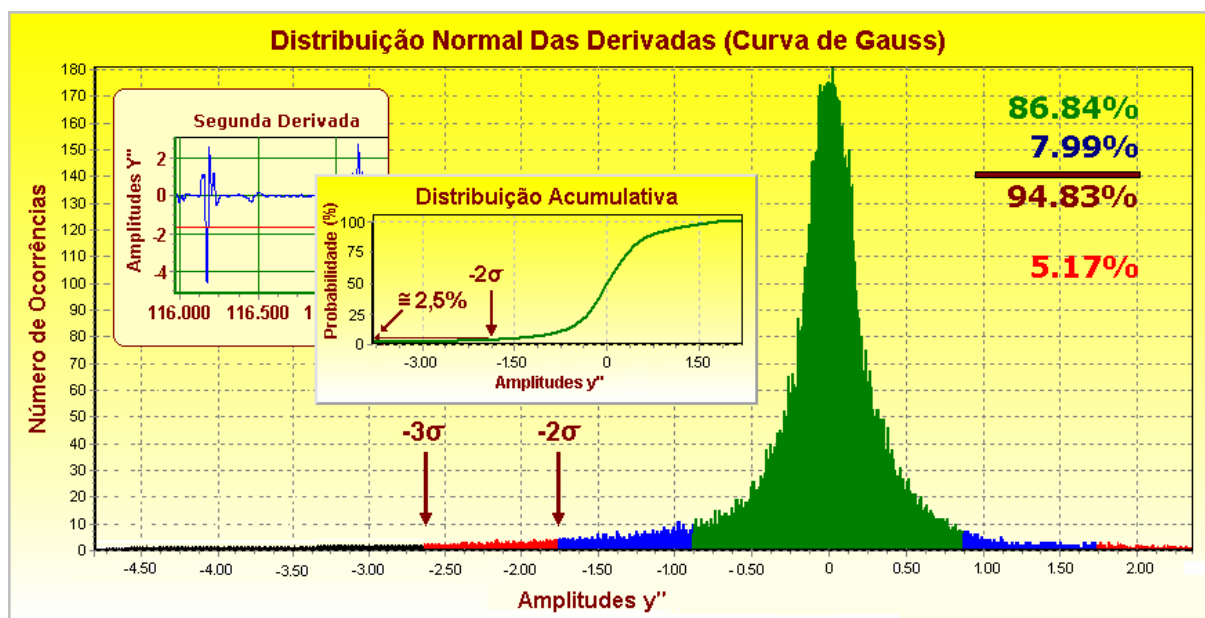


Figura 4.15 – Curva de Gauss – Distribuição normal da segunda derivada do sinal de ECG. Observamos que pouco menos de 95% das ocorrências das amplitudes das derivadas se encontram no intervalo de média mais ou menos dois desvios. No gráfico estão representadas apenas as amplitudes ocorridas em 10 segundos de sinal. No histograma foram estabelecidos 750 níveis de amplitude. No detalhe mais à esquerda, trecho da curva da segunda derivada (em azul) que deu origem ao histograma. No detalhe ao centro, distribuição acumulativa (em verde) correspondente ao histograma apresentado.

A definição do critério para determinar a posição ideal do limiar é um problema importante. No caso do ECG, este problema se torna ainda mais importante uma vez que diferentes ECG's podem gerar curvas bastante díspares entre si. O limiar a ser adotado também deve ser capaz de se ajustar em tempo real às variações na forma do sinal adquirido de maneira a estar sempre posicionado no local mais apropriado, se ajustando as variações do sinal de entrada.

Uma outra dificuldade a ser considerada na determinação do limiar é o fato, não incomum, do aparecimento de um ou mais ciclos com características inesperadamente diferentes dos ciclos vizinhos, podendo acarretar falhas na detecção da onda R. A figura 4.16 mostra um trecho de ECG apresentando um ciclo diferente dos vizinhos, com uma onda R de amplitude aumentada e apresentando um pico (círculo azul na figura 4.16-A) que provocou uma amplitude negativa na segunda derivada chegando a ameaçar tocar o limiar (círculo azul na figura 4.16-B).

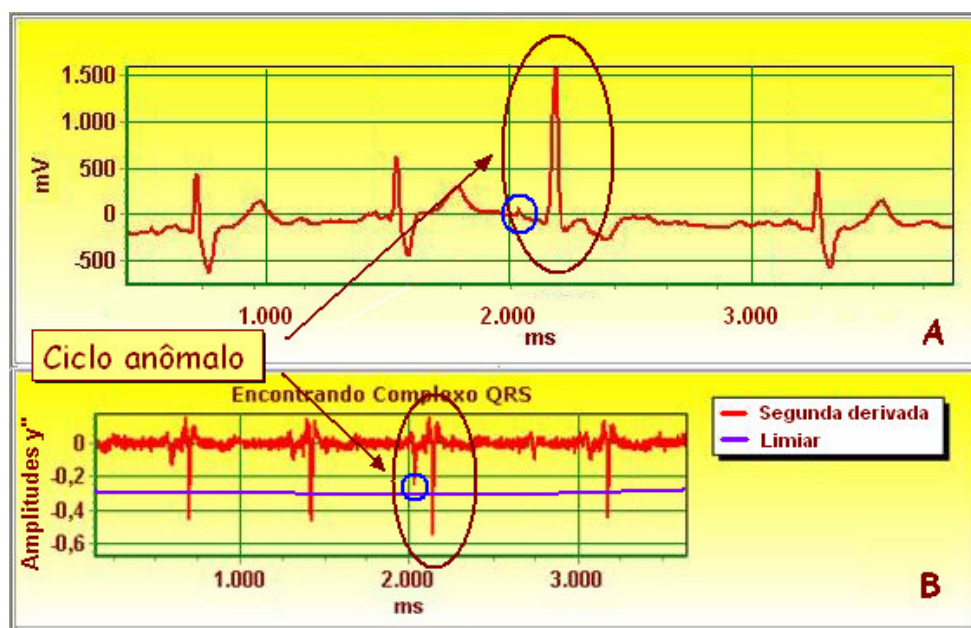


Figura 4.16 – Ciclo anômalo e seu efeito sobre o desempenho do limiar. No destaque (círculo azul em A) aparece um pico pouco antes da onda Q que causou uma amplitude anormalmente negativa na segunda derivada, quase provocando um falso positivo (ciclo azul em B).

Para minimizar o efeito das alterações de forma no traçado, comuns nas amostras de ECG, adotamos a solução de calcular a posição do limiar de forma dinâmica, levando em consideração as aquisições dos últimos 10 segundos de sinal processado. Neste período, calcula-se a média e o desvio padrão das amplitudes da segunda derivada. O limiar é então posicionado a uma distância equivalente ao dobro do valor do desvio padrão e com sinal negativo. Analisando o gráfico da figura 4.17 (destacado com a elipse assinalada com 1) observamos que apenas nas vizinhanças do complexo QRS existem ocorrências significativas de amplitudes muito afastadas de zero. No restante do ciclo, as amplitudes da derivada não se afastam muito da linha base (no destaque da figura 4.17 assinalado com 2). Assim, as variâncias do sinal nesta região são as principais responsáveis pela composição do valor do desvio padrão. O maior dilema na determinação da posição do limiar é fazer com que este não esteja tão próximo que possa ser atingido por ruídos ou outras ondas que não a R (falsos positivos), e nem tão distante que acabe perdendo o pico da onda R (falsos negativos).

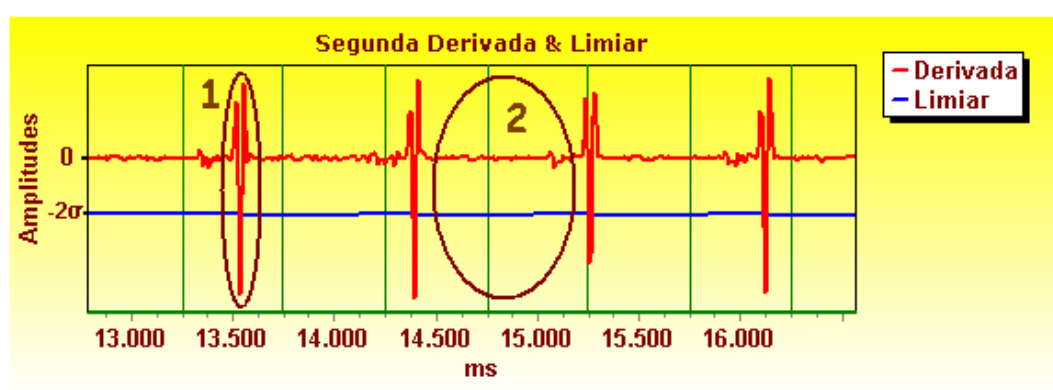


Figura 4.17 – Distribuição típica das derivadas ao longo do sinal de ECG. Assinalado com 1, o trecho de maior variação, com 2 o trecho com pouca variação. Observa-se que o tempo em que a variação na derivada é grande é bem menor que o tempo em que observamos poucas variações.

Tendo em vista as propriedades estatísticas da distribuição normal e a observação do desempenho experimental de diversas amostras de ECG, estabelecemos que um limiar igual a duas vezes o desvio padrão da segunda derivada, pode ser utilizado para localizar adequadamente a onda R do sinal de ECG, pois este valor garante a intersecção de não mais que 2,5% (no detalhe da figura 4.15) dos valores da segunda derivada do sinal ECG (onde esperamos encontrar a onda R).

De acordo com o que descrevemos o modelo fixa o limiar em menos duas vezes o desvio padrão. A média não é considerada para efeito de cálculo da posição do limiar por ser, na prática, muito próxima de zero.

$$\text{Limiar} = - 2 \times \sigma$$

Evitando falsos positivos causados pelas ondas S e T

Na figura 4.18, ilustramos uma situação de atuação crítica do limiar. Na figura 4.18-A podemos observar um pulso com a onda S anormalmente pronunciada em relação aos demais ciclos. Neste ciclo, na saída da onda S, observamos um pequeno mais bem definido pico para cima (círculo em azul na figura 4.18-A). O correspondente a este pico na curva da derivada consegue atingir o limiar provocando um falso positivo (círculo verde na figura 4.18-B).

Procurando evitar ocorrências de falsos positivos provocados por este tipo de situação, o método após detectar uma onda R, ignora novas detecções pelos próximos 200ms de sinal.

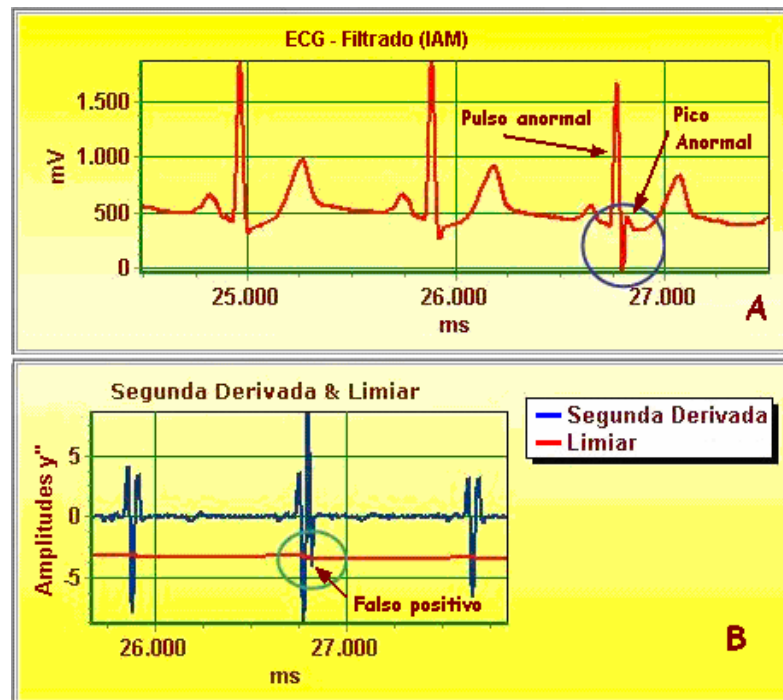


Figura 4.18 - Representação de ciclo anômalo com destaque para a onda S no sinal ECG (A) e no gráfico da segunda derivada (B), onde se observa que o limiar é atingido também pela derivada da saída da onda S gerando um falso positivo.

Podemos apontar como desvantagem deste procedimento o fato de que, ruídos ou ondas P muito apiculadas podem ser tocados pelo limiar antes da onda R poder fazê-lo. Neste caso a onda R será erroneamente desprezada, pois estará dentro da faixa dos 200ms de segurança. Contudo, esta desvantagem é significativamente menor que a vantagem de evitar os falsos positivos provocados pelas ondas S e T.

4.2.6. Definição do ponto de máximo da onda R

Como vimos o modelo faz a separação dos ciclos, procurando eventos da onda R, de forma indireta a partir do traçado da segunda derivada do sinal de ECG, em associação a um limiar estabelecido dinamicamente. A precisão na determinação da posição do pico da onda R é fundamental para a qualidade da separação dos ciclos. A seguir, faremos a análise conjunta das curvas do sinal de ECG, da primeira

e segunda derivadas para entender como o pico da onda R pode ser determinado (com precisão) com uso de um limiar atuando sobre a segunda derivada.

Analizando a figura 4.19, observamos a confrontação das curvas ECG filtrada (azul), primeira (verde) e segunda (vermelho) derivada de um ciclo destacado de uma amostra de ECG. Ambas as curvas das derivadas estão em fase com a curva do sinal de ECG. No traçado das derivadas, nota-se a atenuação das ondas P e T e o destaque do complexo QRS.

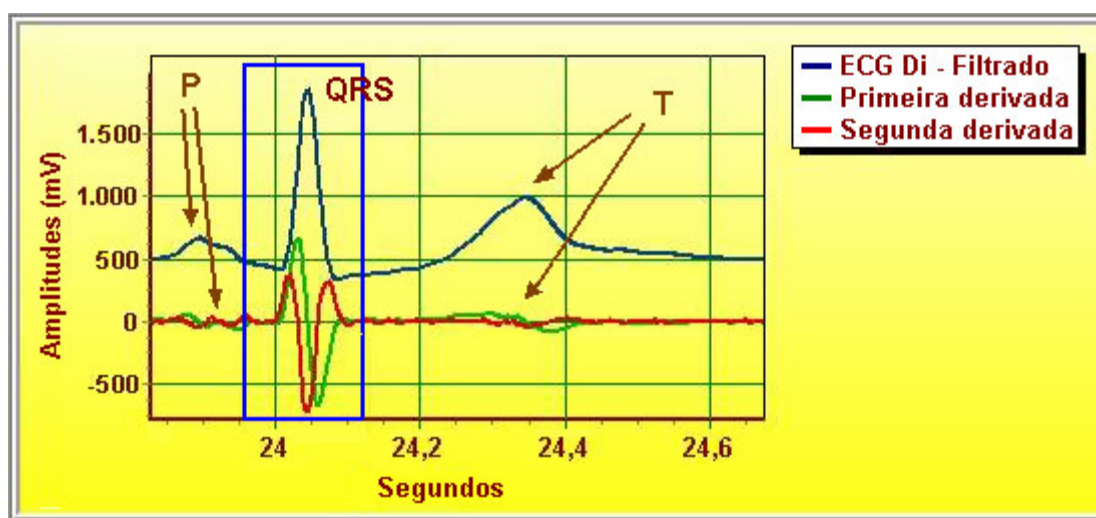


Figura 4.19 – Ciclo ECG filtrado com a primeira e segunda derivada, destacando a atenuação das ondas P e T e o destaque (retângulo azul) do complexo QRS. Para melhor visualização na escala das amplitudes, a primeira derivada está multiplicada por 10 e a segunda multiplicada por 100.

Na figura 4.20 foi aplicado um *zoom* no trecho demarcado com um retângulo azul claro na figura 4.19. É possível observar, a derivada primeira (em verde) passando pelo zero na mesma ordenada do máximo do sinal do ECG (em azul), enquanto a amplitude da derivada segunda (em vermelho) atinge seu mínimo, exatamente neste ponto. A figura assinala também a posição do máximo da primeira derivada correspondendo à passagem pelo zero da derivada segunda.

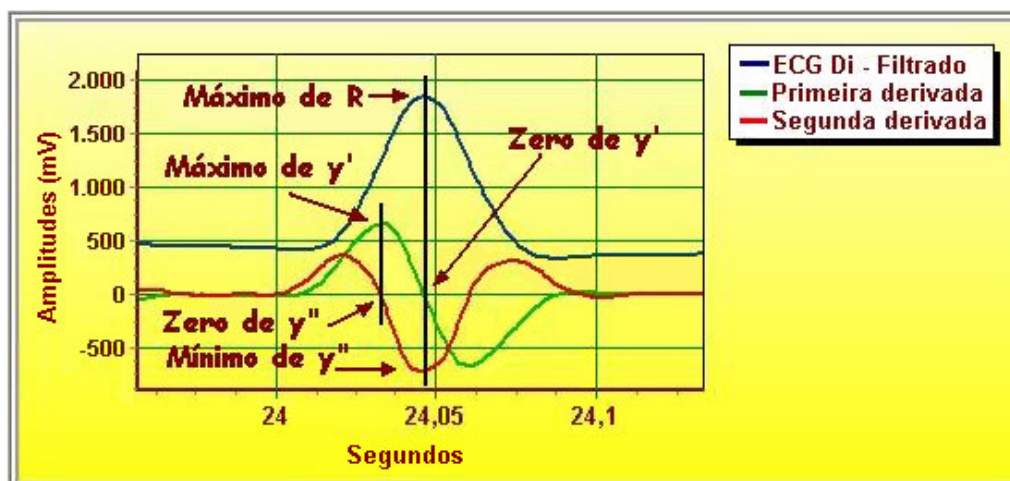


Figura 4.20 – Localização relativa do sinal de ECG e suas derivadas primeira e segunda (zoom do retângulo em azul da figura 4.18). Observa-se que estão assinalados os pontos de mínimo da segunda derivada e passagem por zero da primeira derivada, ambos alinhados com o ápice da onda R. Para melhor visualização na escala das amplitudes, a primeira derivada está multiplicada por 10 e a segunda multiplicada por 100.

Analisando a figura 4.20 observamos que, a partir de suas derivadas, podemos encontrar o máximo da onda R basicamente de duas formas: Procurando a passagem pelo zero da primeira derivada (Zero de y'); Utilizando a segunda derivada e localizando a ordenada em seu ponto mínimo (Mínimo de y''). Como vimos no início deste Capítulo, adotamos como melhor estratégia à localização do pico da onda R através do traçado da segunda derivada do sinal de ECG.

4.3. Conclusão

Este Capítulo descreveu a técnica proposta para localização do ciclo cardíaco, como foram importados os sinais de ECG, como foram encontrados os melhores parâmetros para aplicação no filtro, como foi realizado o cálculo das derivadas sobre o sinal de ECG e também como foram estabelecidos os critérios e métodos utilizados na determinação do melhor limiar.

No próximo Capítulo apresentaremos o software desenvolvido para testar o método de separação de ciclos que estamos propondo.

Capítulo 5

Implementação do Modelo Proposto em Software

Neste Capítulo descreveremos o software desenvolvido para implementar o modelo proposto no Capítulo 4. Os critérios adotados para sua construção, suas facilidades e operacionalidades.

5.1. Desenvolvimento do Aplicativo de Software

Para desenvolvimento do protótipo optou-se pelo uso da linguagem de programação C++.

C++ é uma linguagem orientada a objetos com recursos bastante poderosos para manipulação de dados, tratamento de erros, *threads* etc. Os recursos visuais disponíveis se mostraram bastante satisfatórios para as nossas necessidades.

A aplicação foi desenvolvida tendo em vista atender os seguintes objetivos:

- Simular o funcionamento de um aparelho de ECG digital, em tempo real, mostrando as curvas de cada derivação;

- Trocar a derivação de monitoramento (derivação base) sempre que esta apresentar indícios de falha (dispersão do ápice maior que 40ms).
- Testar o modelo, modificando parâmetros em tempo real;
- Gerar relatórios individuais para cada amostra analisada;
- Gerar *Relatórios Estatísticos* de desempenho do modelo;
- Fornecer informações a respeito do ritmo cardíaco;
- Mostrar o histórico do trabalho de detecção dos ciclos cardíacos;
- Gerar uma base de dados de ciclos separados, para uso de terceiros;
- Oferecer uma interface amigável com o usuário.

O módulo principal

O módulo principal foi projetado de forma a permitir fácil seleção das amostras de ECG, análise dos resultados em tempo real, visualização do traçado de qualquer uma das derivações e ainda permitir alteração de alguns parâmetros durante o processamento da amostra.

A figura 5.1 mostra o fluxograma geral de execução do aplicativo. Acompanhando o fluxo, podemos observar que o sistema inicia sua operação com a seleção de uma amostra de ECG. A derivação base a ser grafada e o número de segundos de traçado nos gráficos das derivações podem ser pré-selecionados ou alterados a qualquer momento (por este motivo estão representados lateralmente no fluxograma).

Uma vez selecionados os parâmetros, o usuário ativa o processo de separação, acompanhando os resultados e aguardando sua conclusão ou interrompendo o processo para análise de resultados parciais. Terminada a análise

da amostra, o usuário pode selecionar ou não outra amostra a ser processada (laço mais externo).

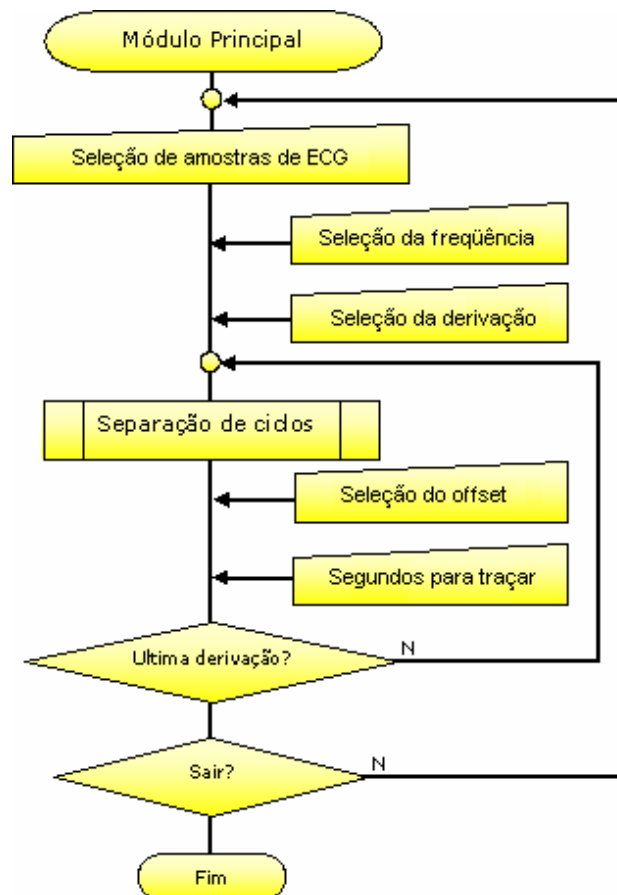


Figura 5.1 – Fluxo do Módulo Principal. Seguindo o fluxo, o usuário deverá selecionar uma amostra de ECG (Seleção de amostras de ECG). A frequência de aquisição (Seleção de frequência) e a derivação (Seleção da derivação). O laço mais interno controla o processamento das derivações. Nele, é possível selecionar: a posição relativa ao pico da onda R (offset) que será considerado como início do ciclo para efeito de plotagem e armazenamento; a quantidade de segundos que devem aparecer em uma mesma janela (Segundos para traçar);

O módulo de separação de ciclos

O módulo de separação de ciclos foi codificado em uma *thread* que é ativada quando o usuário utiliza o botão *Liga* (figura 5.5-A) e suspensa ao final da análise ou a qualquer momento caso o usuário utilize o botão *Para* (figura 5.5-B). Neste caso, o usuário pode interromper definitivamente o processo ou continuar do ponto em que parou utilizando o botão *Continua* (figura 5.5-C).

Acompanhando o fluxo da figura 5.2, observamos que inicialmente os dados em formato de inteiros 16 bits (LSB), são extraídos do arquivo PTB [35], e em seguida convertidos para formato real de 32 bits.

À medida que são adquiridos e convertidos, os dados são armazenados em um repositório de entrada (em memória). Quando o número de valores adquiridos ultrapassa a quantidade de valores utilizada no cálculo da média móvel, o modelo inicia o tratamento do sinal aplicando o filtro (figura 5.3-A) e calculando as derivadas sobre o sinal filtrado. O processo continua sem iniciar a separação dos ciclos até que o tempo de aquisição ultrapasse dez segundos (10.000 valores adquiridos). Aguardamos este tempo para que o cálculo do limiar possa contar com dados históricos dos últimos dez segundos, conforme descrito no Capítulo 4.

No momento em que a quantidade de valores adquiridos ultrapassar 10.000, o modelo passa a calcular o valor do desvio padrão das amplitudes da derivada segunda (figura 5.3-B). A partir deste ponto o algoritmo de cálculo do desvio padrão usará sempre os últimos 10.000 valores. De posse do valor do desvio padrão, é possível determinar a posição do limiar, fixado no dobro do valor do desvio padrão. Neste caso, podemos comparar o valor do limiar com o valor atual da amplitude da segunda derivada. Se o valor for maior que o limiar, esperamos ter encontrado o sinal equivalente à rampa de subida da onda R. Para encontrar a posição do pico da onda R, devemos encontrar o pico correspondente na segunda derivada. A figura 5.4 mostra como o algoritmo percorre a curva da derivada até encontrar seu mínimo. O início do ciclo é determinado, subtraindo da posição do pico da onda R o valor do *offset* determinado pelo usuário. O ciclo assim destacado é traçado em gráfico e salvo em um arquivo no mesmo formato PTB [35] dos arquivos das amostras.

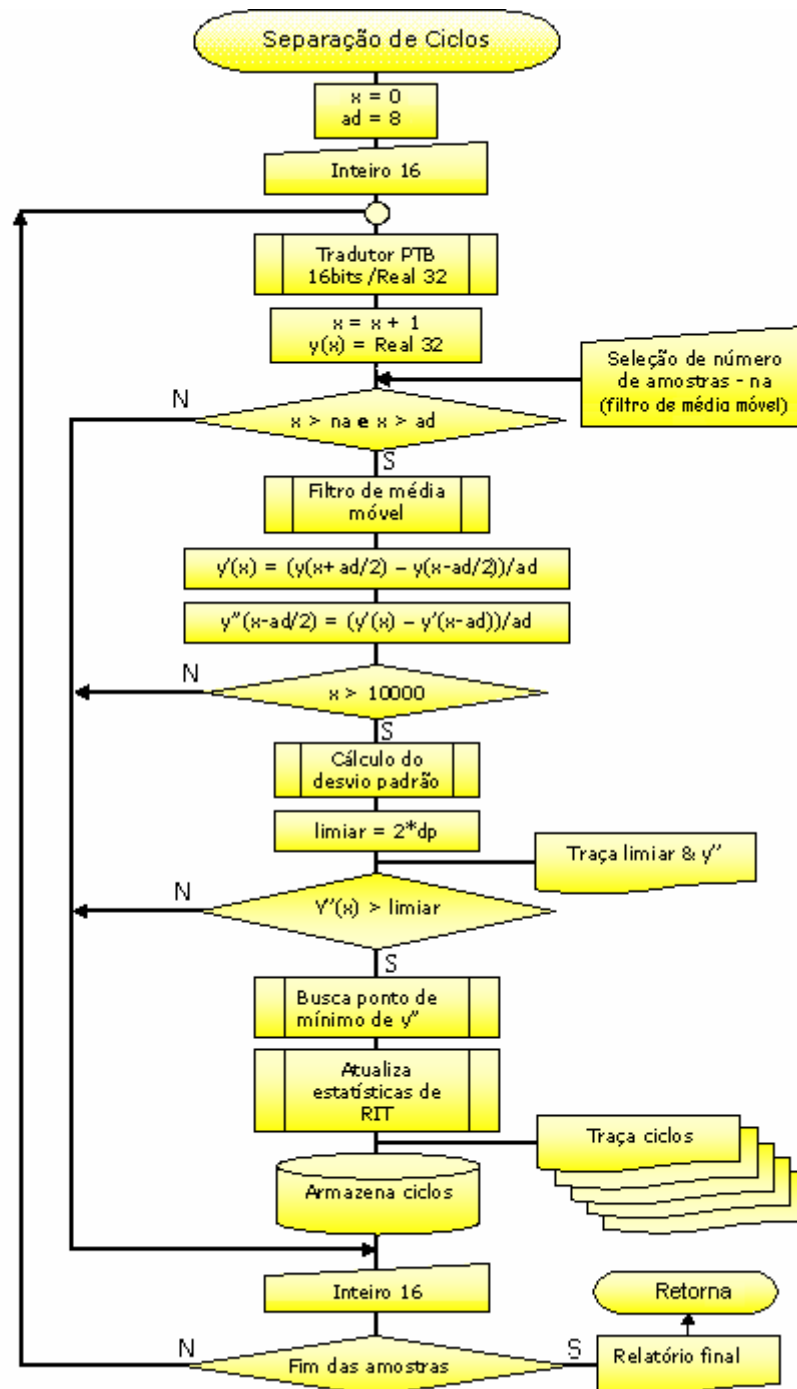


Figura 5.2 – Algoritmo do Fluxo principal do processo de Separação de Ciclos – O laço mais externo, ativo enquanto houver valores, adquire o dado inteiro LSB (16bits) e converte para real (32 bits) que em seguida é filtrado através do filtro de média móvel utilizando o número de valores selecionado. Depois de filtrado, o sinal é derivado duas vezes, (utilizando secante $ad=8ms$) sendo o processo repetido e, até que o número de aquisições ultrapasse a quantidade de 10.000. Quando isso ocorre, o desvio padrão e o limiar são calculados e em seguida este é comparado com o valor da segunda derivada. Quando o valor da derivada ultrapassa o valor do limiar, o ponto de máximo da onda R é determinado (mínimo de y''), as estatísticas de RC são atualizadas, a curva relativa ao ciclo destacado é traçada e os ciclos e dados estatísticos são armazenados.

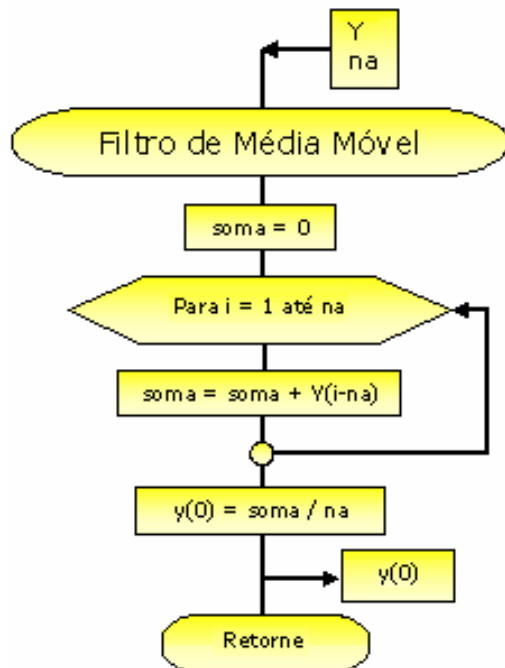


Figura 5.3-A - Fluxo de Média Móvel. O algoritmo recebe o vetor (Y) dos últimos (na) valores adquiridos e retorna o valor filtrado da ordenada ($y(0)$).

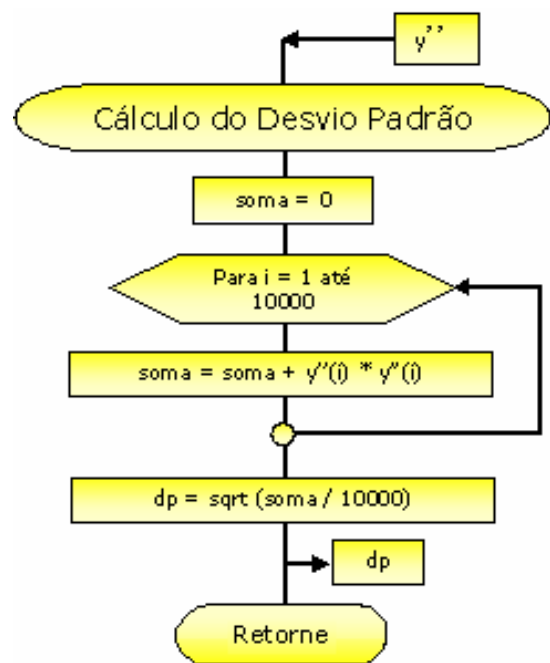


Figura 5.3-B - Fluxo do desvio padrão. O Algoritmo recebe o vetor dos últimos 10.000 valores adquiridos, calcula e retorna o desvio padrão no período.

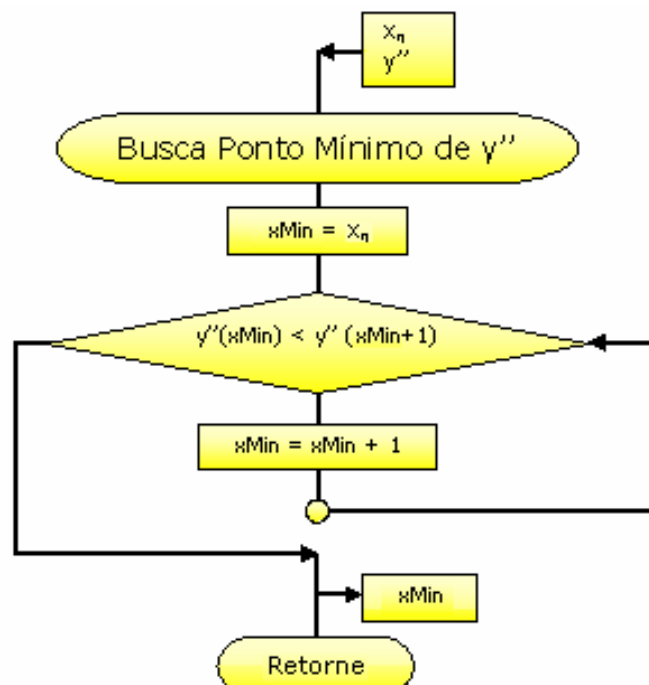


Figura 5.4 – Fluxo da busca do ponto mínimo na segunda derivada. O módulo recebe o trecho dos valores da segunda derivada (y'') e a ordenada correspondente à colisão com o limiar (X_n). O laço percorre a curva a procura do valor mínimo. Ao encontrar retorna a ordenada do ponto mínimo encontrado ($xMin$).

5.2. Interface Homem-Máquina

O painel de operações foi desenhado objetivando agilidade nos trabalhos de seleção das entradas, execução do modelo, análise e acompanhamento dos resultados.

O usuário pode interromper o processo de separação a qualquer momento, podendo optar por prosseguir ou interromper a ação.

O desempenho do algoritmo pode ser acompanhado em tempo real pelo usuário de diversas formas:

- Por intermédio do gráfico de *Ciclos Sobrepostos*, verificando a sobreposição dos ciclos e a precisão na coincidência dos ápices das ondas R;
- Verificando a precisão da separação dos ciclos através de marcas especiais feitas diretamente nos traçados de cada derivação;
- Acompanhando o ritmo cardíaco e seus índices;
- Mostrando o gráfico de distribuição normal das amplitudes da segunda derivada.
- Observando a posição e flutuação do limiar confrontando sua posição com o traçado da segunda derivada.

A figura 5.5 mostra como se apresenta o painel principal da aplicação.

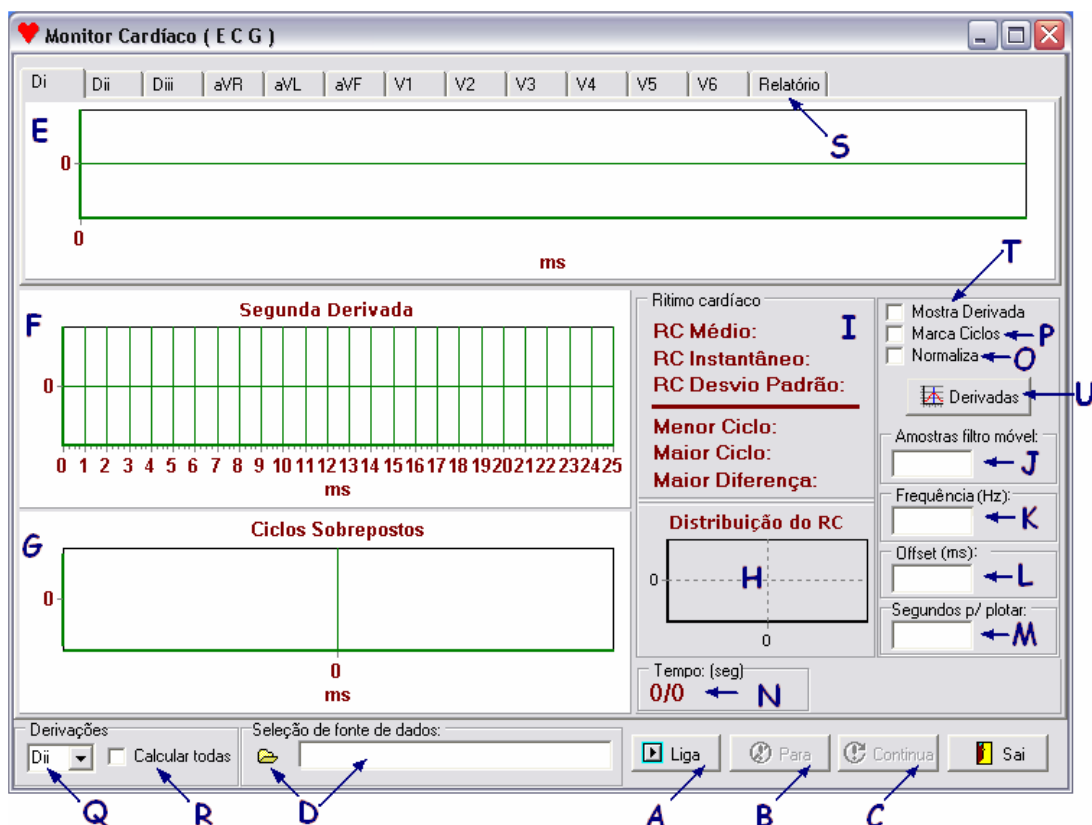


Figura 5.5 - Front-end do Software Localizador de Ciclos Cardíacos – ECG.

Descrição das funcionalidades do software:

A) Botão Liga: Inicializa todos os gráficos e inicia o processo de localização dos ciclos do ECG selecionado em **(D)**;

B) Botão Para: Permite suspender temporariamente o processo;

C) Botão Continua: Usado para prosseguir o processo interrompido pelo botão **Para**;

D) Seleção de fonte de dados: O arquivo selecionado deve possuir a extensão “*DAT*” e ser compatível com o formato PTB [35] de 12 derivações. Quando o arquivo selecionado já tiver sido utilizado em análise anterior, o aplicativo sinalizará este fato mostrando o fundo da caixa de texto em amarelo;

E) Gráficos dos Sinais: Para visualizar uma determinada derivação, basta selecionar a paleta correspondente. O número de ciclos traçados dependerá da

quantidade de segundos selecionados na caixa de texto assinalada com (M) na figura 5.5;

F) Gráfico da segunda derivada e do traçado do limiar em tempo real: O gráfico demonstrará a segunda derivada do sinal da derivação selecionada no campo assinalado na figura 5.5 com a letra (Q);

G) Ciclos Sobrepostos: Todos os ciclos, à medida que vão sendo destacados (localizados), são traçados neste gráfico. São todos sobrepostos em cores diferentes o que permite uma visualização interessante da qualidade da separação. A escala horizontal é determinada pelo tamanho do maior ciclo. Caso tenha sido selecionada a opção de normalização (O), a escala vertical estará entre zero e um;

H) Distribuição de RC: O gráfico de barras mostra a distribuição dos ritmos cardíacos (RC) detectados no ECG em análise. Neste gráfico, as barras em vermelho indicam que o tempo do ciclo registrado está abaixo ou acima do RC médio mais duas vezes o valor do desvio padrão do RC. A barra coincidente com a média do RC é registrada em amarelo;

I) Estatística de RC: são informações relativas a dados obtidos na análise do ECG corrente. Estes dados são registrados também em relatório que pode ser impresso ou exportado para planilhas de cálculo. Todas as informações são relativas aos ciclos que ocorrem a partir do 10º segundo de sinal analisado. São eles:

- **RC Médio:** Ritmo cardíaco médio até o momento;
- **RC Instantâneo:** Ritmo cardíaco do último ciclo separado;
- **RC desvio padrão:** Desvio padrão relativo aos ciclos analisados até o momento.
- **Menor ciclo:** Menor ciclo observado após o 10º ciclo até o momento;

- **Maior ciclo:** Maior ciclo observado após o 10º ciclo até o momento;
- **Maior diferença:** Diferença entre o maior e menor ciclo encontrados até o momento;

J) Número de valores utilizados no filtro de média móvel: Este campo pode ser utilizado para modificar a frequências de corte do filtro passa baixa;

K) Resolução: Seleção da resolução do sinal bruto de ECG (em Hz);

L) Offset: Número de milissegundos à esquerda do pico da onda R que será considerado como referência para o início dos ciclos separados;

M) Quantidade de segundos a serem registrados nos gráficos em tempo real;

N) Indicador do Andamento Temporal da análise do ECG selecionado. Mostra a quantidade total de segundos de sinal existente no arquivo de ECG e quantos segundos foram analisados até o momento;

O) Caixa de verificação que define se os gráficos *Ciclos Sobrepostos* e os ciclos salvos no banco de dados devem ser normalizados ou não;

P) Determina se os ciclos serão assinalados ou não nos gráficos das derivações. Esta opção possibilita acompanhar a precisão na detecção na onda R. A marca de pico da onda R estará presente nos traçados de todas as derivações;

Q) Seleção da derivação a ser traçada nos gráficos de **(F)** e **(G)**;

R) Define se o cálculo dos RC's e das estatísticas devem ser aplicadas apenas para a derivação selecionada ou para todas as derivações. Estes dados não serão traçados em tempo real, mas registrados em relatório;

S) Seleção de paleta de relatório. Acesso ao *Relatório Estatístico*;

T) Caixa de seleção que determina se o gráfico descrito em **(F)** será exibido ou não (gráfico da segunda derivada e limiar);

U) Abre uma janela mostrando a distribuição normal da segunda derivada;

Detalhamento da paleta relatório (marcado com S na figura 5.5)

A paleta relatório fornece ao usuário as seguintes informações:

- **Amostra de ECG:** Data do exame, identificação do arquivo, derivações analisadas, duração do exame;
- **Paciente:** Sexo, idade, histórico médico, medicações etc;
- **Desempenho do modelo durante o processo de detecção de ciclos:** Frequência cardíaca média, desvio padrão do ritmo cardíaco, duração do maior e menor ciclo para cada derivação;
- **Parâmetros do modelo:** Número de valores do filtro de média móvel e a frequência de amostragem;

A tabela 5.1 exemplifica um *Relatório Estatístico* (final).

Data: 12/06/05 ECG: s0508_re Patologia: Normal Sexo: Masculino Idade: 40 Total de segundos analisados: 110/110 Derivações com falha: aVR, avF e V3. Valores média móvel: 20 (1000Hz)						
Derivação	Média RC	Desvio Padrão RC	Menor ciclo (ms)	Maior ciclo (ms)	Dispersão do ápice da onda R	Entre dois desvios (%)
V6	76.538	3.157	677	857	0	95,48
V2	76.538	3.158	677	858	0	95,34
V5	76.538	3.158	677	857	2	94,96
V4	76.538	3.159	678	857	2	94,78
Dii	76.537	3.159	677	857	2	94,50
Di	76.538	3.160	677	856	2	95,32
V1	76.538	3.160	677	858	4	95,87
aVL	76.538	3.165	677	856	6	93,76
Diii	76.536	3.168	676	856	6	94,56
aVR	76.537	3.859	677	897	40	90,12
aVF	75.979	4.177	678	1428	-	85,07
V3	52.184	24.325	694	4220	-	84,87

Tabela 5.1 – Exemplo de *Relatório Estatístico* de análise do processamento do ECG.

O relatório pode ser parcial, atualizado sempre que o usuário interromper o processo de análise (clicando no botão Parar) ou final quando o processo de detecção de ciclos termina.

Para auxiliar na descrição das funcionalidades, a figura 5.6 mostra a interface (recorte mostrando apenas a paleta Relatório) apresentada quando a paleta Relatório (**S** na figura 5.5) é selecionada.

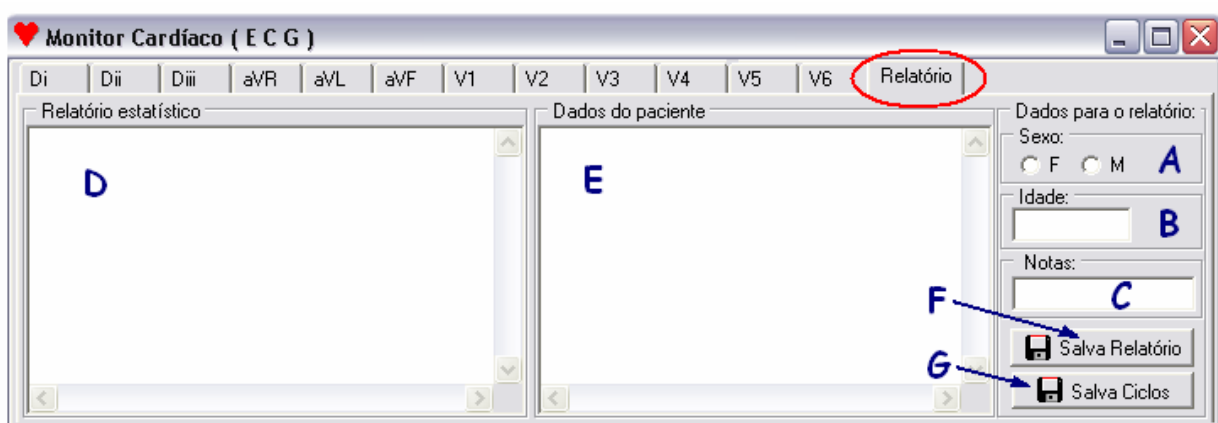


Figura 5.6 – Paleta de **Relatório estatístico** com pontos chave assinalados.

A) Sexo do paciente: Caso o ECG possua um arquivo de *header*, esta informação será extraída automaticamente. Caso contrário, o usuário deverá selecionar este item manualmente;

B) Idade do paciente: Como no caso anterior, este item também deve ser preenchido manualmente caso o arquivo de *header* não exista;

C) Campo reservado para observação de qualquer natureza a ser preenchida pelo usuário. Este campo normalmente é utilizado para registrar informações sobre eventuais falhas observadas pelo usuário no gráfico de *Ciclos Sobrepostos* (marcado com **G** na figura 5.5). Estas observações serão adicionadas ao *Relatório Estatístico*;

D) Local reservado ao *Relatório Estatístico*;

E) *Header* da amostra de ECG selecionada (figura 5.7);

F) Botão para salvar o *Relatório Estatístico* em arquivo. No caso da análise ter sido realizada para todas as derivações (opção **G** na figura 5.5), o relatório será organizado em ordem crescente de dispersão do ápice da onda R (tabela 5.1). Caso a seleção seja para processamento de uma única derivação o relatório mostra apenas a derivação selecionada.

Na figura 5.7 vemos um exemplo do *Relatório Estatístico* e os campos dos dados do paciente, preenchidos.

G) Salva todos os ciclos localizados em arquivo de formato PTB [35].

Descrição das colunas da tabela do *Relatório estatístico*:

- **Derivação:** identificação da derivação.
- **Média RC:** média do ritmo cardíaco nas amostras analisadas na derivação colhidas após 10 segundos de aquisição;
- **Desvio padrão RC:** Medido na derivação selecionada considerando todas os ciclos cardíacos separados;
- **Menor ciclo (ms):** Menor duração dentre todos os ciclos separados após 10 segundos de sinal até o fim;
- **Maior ciclo (ms):** Maior duração dentre todos os ciclos separados após 10 segundos de sinal até o fim;
- **Dispersão do ápice da onda R (ms):** Maior distância horizontal entre os picos das ondas R localizadas na amostra de ECG analisada (chave de ordenação da tabela).
- **Entre dois desvios (%):** Percentual das amplitudes da segunda derivada do sinal de ECG registradas durante o processamento da amostra, contidas no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão.

Figura 5.7 – Visão parcial do **Relatório Estatístico** com descrição de patologias extraída diretamente do arquivo de header original em inglês (à esquerda) e **Dados do Paciente** (ao centro). No quadro **Dados para o relatório** (à direita) é possível entrar manualmente com os dados **Sexo** e **Idade** do paciente quando não existirem no arquivo de header da amostra. No campo de **Notas**, o usuário pode registrar qualquer comentário que queira que apareça no **Relatório Estatístico**. O botão **Salva Ciclos** prepara os ciclos separados em uma tabela no formato padrão PTB e salva este arquivo em disco.

5.3. Seqüência básica de operação

- Carregar o software;
- Selecionar a derivação base utilizando a lista de seleção de derivações (figura 5.5-Q). Esta será a derivação mostrada no gráfico das derivadas (figura 5.5-F), no gráfico de *Ciclos Sobrepostos* (figura 5.5-G) e na janela de *Distribuição de Desvio Padrão das Derivadas* (figura 5.5-U);
- Selecionar a caixa de opção *Calcular todas* (figura 5.5-R). Por padrão, esta opção está selecionada e o modelo processa todas as derivações simultaneamente. Desmarcar esta opção faz com que o modelo processe apenas a derivação selecionada como base, completando a análise em muito menos tempo. Caso o modelo esteja processando apenas uma derivação, ele

perderá a capacidade de mudar (automaticamente) a derivação base no caso de ocorrência de falhas.

- Selecionar uma amostra de ECG na base de dados PTB;

Para selecionar a amostra, clique no ícone correspondente no quadro *Seleção de fonte de dados* (figura 5.5-D). Na caixa de diálogo, selecione a amostra desejada (caso a amostra selecionada já tenha sido processada o campo de seleção assumirá a cor amarela);

Uma vez selecionada a amostra o usuário pode:

- Consultar dados do paciente clicando na paleta Relatório (figura 5.5-S);
- Consultar o *Relatório Estatístico* pré-existente (caso a amostra de ECG selecionada já tenha sido processada em outra oportunidade);
- Antes de iniciar o processo de separação, caso queira, o usuário pode ajustar:
 - O número de valores adquiridos para o filtro de média móvel (padrão = 20 valores);
 - A frequência de amostragem do sinal de ECG (padrão = 1000 Hz);
 - O *offset*, ou seja, a posição do início do ciclo em relação à onda R (padrão = 240ms);
 - O número de segundos de ECG para ser representado nos gráficos das derivações e *Segunda derivada* (padrão = 4 segundos);
 - Se os gráficos sobrepostos serão normalizados ou não (padrão = ligado, figura 5.5-O).
- Clicar no botão Liga para iniciar o processo de separação de ciclos;
- Durante o processo de separação, a qualquer momento o usuário pode:
 - Usando as paletas das derivações, escolher uma delas para visualizar (padrão Dii, figura 5.5-E);

- Ligar e desligar a marcação de ciclos nos traçados das derivações (figura 5.5-P);
- Acompanhar a separação dos ciclos por intermédio do gráfico de *Ciclos Sobrepostos* (figura 5.5-G);
- Selecionar se mostra ou não o gráfico da derivada segunda e limiar (padrão = desligado, figura 5.5-T);
- Alterar a derivação que está sendo apresentada nos gráficos: *Segunda Derivada* e *Ciclos Sobrepostos*;
- Interromper o processamento ou reiniciar do ponto em que interrompeu.
- Consultar o *Relatório estatístico* parcial;
- Quando o processo de separação de ciclos termina, o usuário pode:
 - Consultar ou atualizar os dados do *Relatório estatístico*;
 - Salvar o *Relatório estatístico* (figura 5.6-F);
 - Salvar os ciclos separados (figura 5.6-G);
 - Visualizar a distribuição das derivadas (figura 5.5-U);
 - Reiniciar o processo selecionando outra amostra de ECG;
 - Finalizar o programa.

5.4. Conclusão

Este Capítulo descreveu os algoritmos utilizados, a interface com o usuário, todas as funcionalidades e o modo de operação do *software* desenvolvido. No próximo capítulo discutiremos sobre como foram obtidos os dados para teste do modelo e apresentaremos os resultados dos experimentos.

Capítulo 6

Experimentos e Análises

Neste Capítulo apresentaremos a origem de nossa fonte de amostras de ECG e descreveremos a utilização do sistema em casos reais, mostrando e analisando funcionamento do modelo. Também apresentaremos algumas estatísticas analisando o desempenho do método aplicado às amostras da base de dados de ECG's [35].

6.1. Introdução

Todas as amostras utilizadas para validação do método de separação de ciclos foram extraídas do Banco de Dados da Physionet/Physiobank (PTB) [35].

Conforme destacado, o aplicativo foi desenvolvido para ler arquivos no formato PTB de doze derivações. Como as amostras de sinais ECG são disponibilizadas no banco de dados sem separação de patologia, duração ou qualquer outra característica, realizamos um trabalho de identificação de amostra por amostra, abrindo e consultando os arquivos de *header* de cada uma das amostras e classificando-os em pastas específicas para cada caso.

6.2. A origem dos dados

O Banco de Dados da Physionet/Physiobank é uma base alemã PTB – Physikalisch – Technische Bundesanstalt, o Instituto Nacional Alemão de Metrologia [35] com exames eletrocardiográficos coletados de voluntários saudáveis e pacientes com diferentes patologias cardíacas, pelo Professor Michael Oeff, M.D., do departamento de cardiologia da Universidade Benjamin Franklin em Berlim, Alemanha.

O eletrocardiógrafo, utilizado para a coleta da base de dados, é um protótipo PTB [35], equipamento não comercial, com as seguintes especificações:

- 16 canais de entrada (14 para ECG, 1 para respiração e 1 linha de energia);
- Faixa do sinal de entrada $\pm 16\text{mV}$
- Impedância de entrada 100Ω (DC);
- Resolução de 16 bits com $0,5\text{ }\mu\text{V}$ / LSB (2000 A/D unidades por mV);
- Tensão de ruído máxima de $10\text{ }\mu\text{V}$ (pp);

A base de dados contém 549 registros coletados de 294 pacientes. Cada registro inclui 15 derivações de sinais eletrocardiográficos, sendo as 12 convencionais (Di, Dii, Diii, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6) e três derivações complementares (Vx, Vy e Vz), que não foram utilizadas.

Cada sinal foi digitalizado com 1000 aquisições por segundos (frequência de amostragem de 1kHz), com resolução de 16 bits (LSB) cada. Para a maioria das amostras, a base de dados disponibiliza arquivos *headers* com informações detalhadas:

- Resumo clínico do paciente;
- Idade;

- Sexo;
- Diagnóstico;
- Histórico médico;
- Patologia existente;
- Medicação que o paciente está utilizando;
- Informações hemodinâmicas.

Estes registros foram então classificados e divididos de acordo com a patologia diagnosticada, como segue:

Classe de Diagnóstico	Número de Amostras
Infarto Agudo do Miocárdio	369
Cardiomiopatia	17
Bloqueio	17
Disritmia	15
Hipertrofia do Miocárdio	7
Disfunção de Válvulas	6
Miocardite	4
Demais patologias	7
Normais - Controle	77
Sem Informações	30
Total	549

Tabela 6.1 – Database PTB [35] com amostras de ECG.

6.3. Os experimentos

Todas as amostras de ECG disponíveis no banco de dados PTB [35] foram submetidas ao processo de separação de ciclos proposto.

A seguir mostraremos alguns exemplos de aplicação do modelo em amostras selecionadas, dentre as muitas disponíveis. O critério adotado na escolha das amostras de ECG utilizadas nos exemplos considerou os seguintes aspectos:

- Características peculiares encontradas na amostra (Ruídos em excesso, oscilações da linha base, etc);
- Capacidade de testar o desempenho do modelo em patologias diversas;
- Amostras de características muito diversas das demais;

Por último, apresentaremos algumas estatísticas de desempenho do modelo nas amostras de ECG disponíveis em PhysioBank (PTB) [35].

As seguintes amostras serão analisadas:

- A - Exemplo 1:** Amostra de ECG de paciente sem patologia declarada (controle) com 105 segundos de sinal analisado, com funcionamento perfeito do modelo;
- B - Exemplo 2:** Amostra de ECG de paciente sem diagnóstico de patologia, mas apresentando duas seqüências de batimentos cardíacos com características distintas;
- C - Exemplo 3:** Amostra de ECG de paciente sem diagnóstico de patologia declarada (controle) com destaque para oscilação da linha base, mas sem efeito sobre a qualidade da separação dos ciclos.

- D - Exemplo 4:** Amostra de ECG de paciente diagnosticado por Bloqueio com destaque para a variação nas amplitudes das ondas R e oscilação de linha base.
- E - Exemplo 5:** Aplicação do modelo em amostra de paciente diagnosticado com hipertrofia;
- F - Exemplo 6:** Aplicação do modelo em análise de amostra de paciente com diagnóstico IAM, contendo forte oscilação da linha base, mas mesmo assim com boa precisão na detecção da onda R.
- G - Exemplo 7:** Aplicação do modelo em análise de amostra de paciente diagnosticado com angina, onde aparece ameaça de detecção de falso positivo.
- H - Exemplo 8:** Amostra de ECG de paciente diagnosticado como portador de bloqueio, onde se observa morfologia da onda R pouco apiculada e seus efeitos no desempenho do modelo.

A - Exemplo 1

A figura 6.1 mostra o resultado final da separação de todos os ciclos de uma amostra de ECG coletada de paciente sem patologia diagnosticada (controle).

Neste exemplo, observamos na parte superior da tela um trecho de quatro segundos do traçado da derivação Dii. O traçado aparece bem característico com a presença clara da onda P, do complexo QRS e da onda T. Logo abaixo, à esquerda, é possível observar o traçado da segunda derivada (em azul) e do limiar (em vermelho). Nos círculos assinalados “*Detecção da onda R*”, vemos que o limiar intercepta a curva da derivada praticamente no meio, sem sofrer qualquer ameaça de falhas. No gráfico de *Ciclos Sobrepostos*, (abaixo e à esquerda na figura 6.1)

observamos que os ciclos são todos praticamente idênticos entre si e que a sobreposição dos picos da onda R é ótima (observe no destaque o *zoom* dos ápices das ondas R na figura 6.1), praticamente sem dispersão, garantindo desta forma que todos os ciclos foram separados com ótima precisão.

Na janela de *Distribuição Das Derivadas* (parte superior direita da tela), observamos uma distribuição normal bem característica em forma e índices. Como esperado em uma distribuição normal, cerca de 95% das ocorrências se encontra no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão.

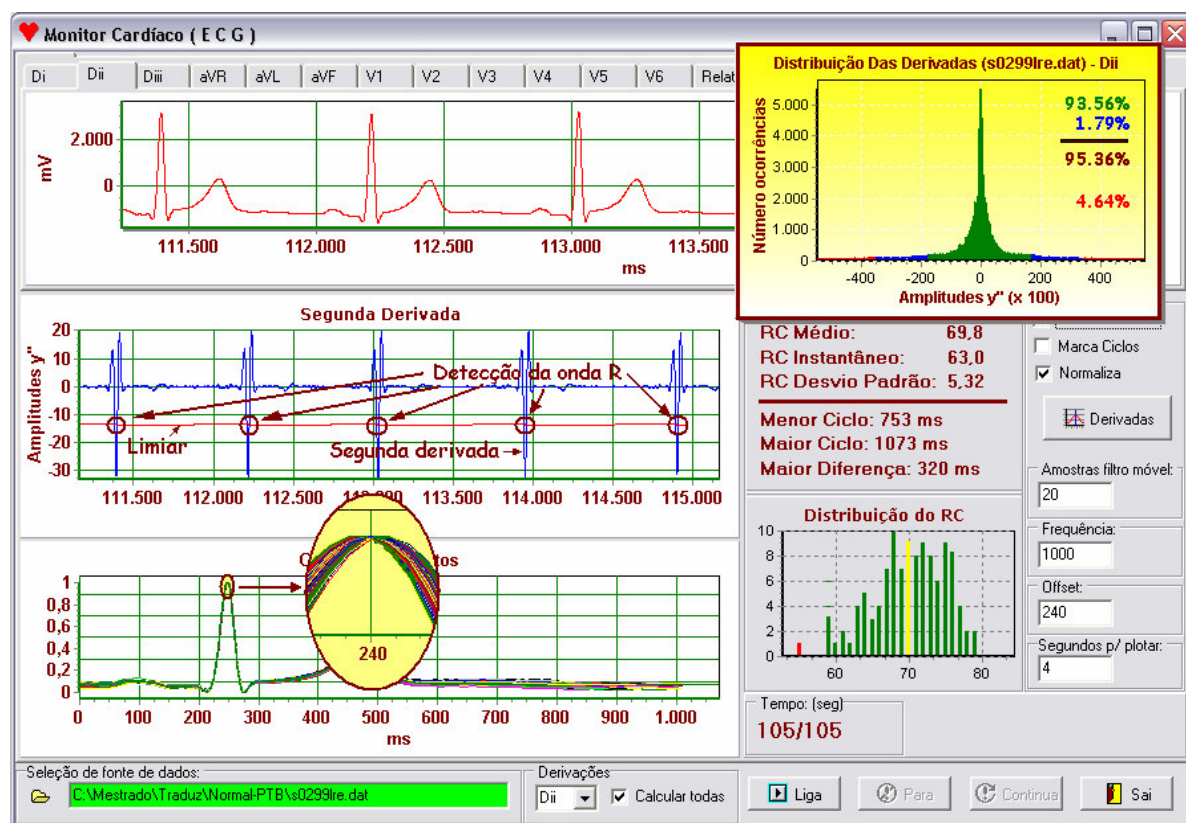


Figura 6.1 – Localizador de Ciclos de ECG – Tela capturada no final do procedimento de separação de ciclos. No gráfico da Segunda Derivada em destaque o Limiar, a Segunda derivada e os pontos onde ocorreram localizações da onda R. No quadro da distribuição das derivadas 95,36% das amplitudes se encontram no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão. No zoom, observa-se a precisão na localização das ondas R.