

## B - Exemplo 2

A figura 6.2 mostra o resultado final da separação de todos os ciclos de mais uma amostra de ECG. A amostra utilizada foi classificada como normal (controle).

Observando o resultado da análise, vemos que o traçado da derivação aparece com formato característico, com a onda P, o complexo QRS e a onda T todos presentes. Também como no exemplo anterior, o traçado da segunda derivada é bastante estável, sem grandes variações, com o limiar bem posicionado sem apresentar ameaças de falhas iminentes. O aproveitamento na separação dos ciclos foi total em todas as derivações ocorrendo sobreposição perfeita das ondas R como pode ser observado na figura 6.2. Observa-se, todavia, a ocorrência de alguns ciclos mais longos, de formato diferente dos demais, mas todos eles muito semelhantes entre si (ciclos tipo B). Como pode ser observado, o modelo conseguiu separação perfeita dos ciclos, apesar da coexistência de ciclos de características tão diferentes.

A Janela da *Distribuição da Derivada* (abaixo e a direita da figura 6.2) apresenta uma distribuição bem característica com praticamente 95% das ocorrências no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão. Como foi visto no Capítulo 4, a localização do ápice da onda R é feita utilizando um limiar dinâmico calculado a partir do desvio padrão das ocorrências de amplitudes da segunda derivada do sinal de ECG. Por este motivo, as amostras de ECG que apresentam distribuições normais como esta, tendem a obter melhores índices de acerto devido ao melhor funcionamento do limiar.

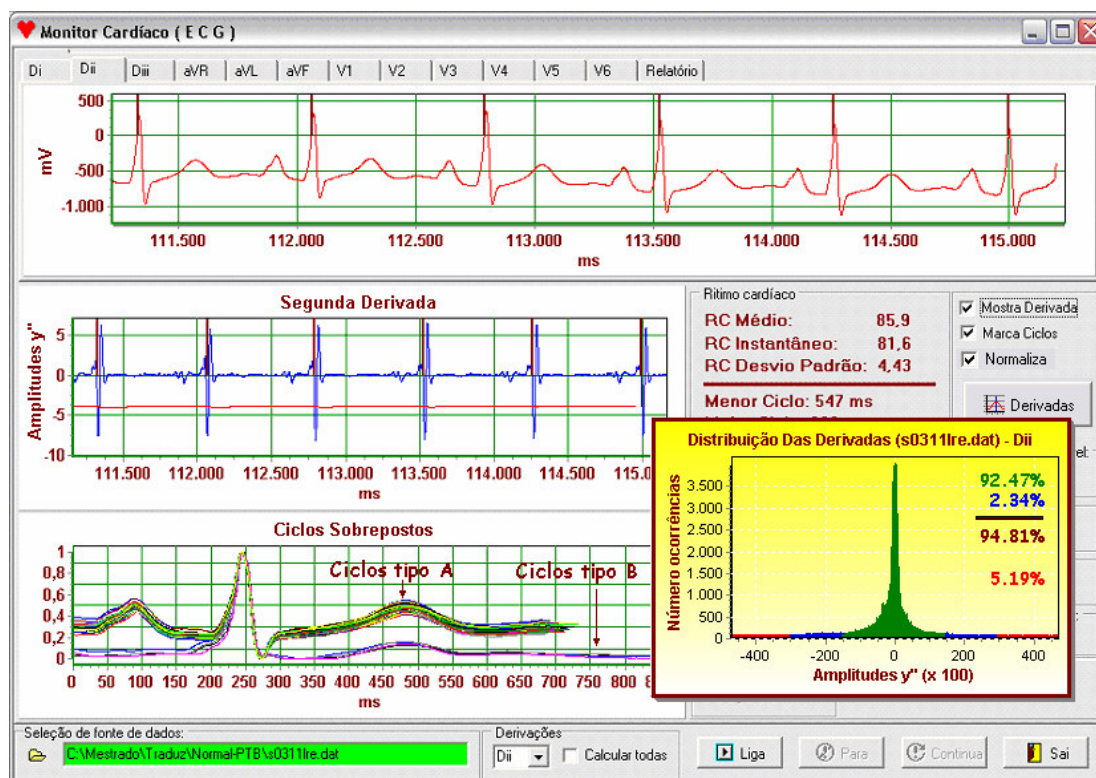


**Figura 6.2** – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente normal (controle) com ocorrência de grupos de ciclos diferenciados (ciclos tipo A e ciclos tipo B). No quadro da distribuição normal observamos que 94.81% das derivadas se encontram no intervalo de dois desvios padrão.

### C - Exemplo 3

A figura 6.3 mostra o resultado final da separação dos ciclos de uma amostra de ECG normal. Como nos exemplos anteriores, o traçado da derivação selecionada é bem característico, com sobreposição muito boa dos ápices das ondas R. O ritmo cardíaco observado se destaca da maioria dos experimentos realizados por apresentar um desvio padrão abaixo de 3bpm. O traçado da segunda derivada e seu limiar são constantes e bem posicionados. Todos os ciclos foram separados corretamente em todas as derivações. No traçado correspondente a derivação Dii (na parte de cima da tela) observamos oscilações na linha base do ECG. Em amostras que apresentam oscilações com estas, aparece no gráfico de *Ciclos Sobrepostos* um espalhamento do traçado final de cada ciclo como pode ser

observado no destaque da figura 6.3. Este espalhamento aparece devido à variação na inclinação da linha base de cada ciclo. As marcas 'A' e 'B' desenhadas no gráfico da derivação Dii, indicam a variação de posição da linha base no intervalo. Apesar do efeito causado pelas variações da linha base no gráfico de *Ciclos Sobrepostos* este fenômeno não chega a interferir no desempenho do modelo, pois são neutralizados pela atuação das derivadas.

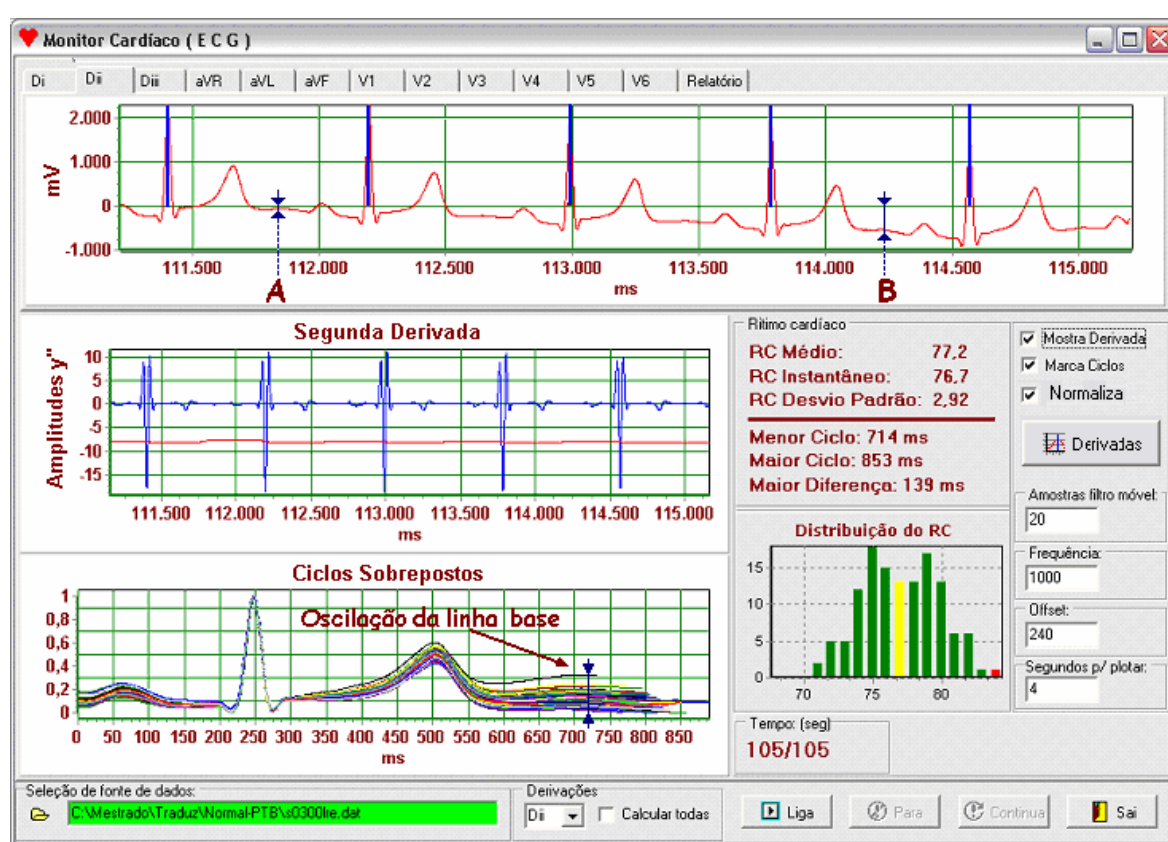


**Figura 6.3** – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente normal, com aproveitamento de 100% na detecção dos ciclos. Observa-se alguma oscilação da linha base (assinalados com A e B no gráfico da derivação) sem nenhum efeito sobre o traçado da segunda derivada.

#### D - Exemplo 4

O exemplo apresentado na figura 6.4 foi selecionado entre as amostras de Bloqueio. Não observamos ocorrências de falsos negativos nem falsos positivos e todos os ciclos foram separados corretamente apesar da visível variação nas

amplitudes da onda R no decorrer do tempo que durou a análise. Apesar disso, os picos foram localizados sem dispersão ficando todos exatamente na marca dos 240ms (*offset* selecionado) como mostra o destaque em *zoom*. Neste exemplo também observamos o efeito da variação na onda base indicada pela dispersão nos trechos dos finais dos ciclos (em destaque no gráfico de *Ciclos Sobrepostos*).

Como nos exemplos anteriores, o traçado da segunda derivada se apresenta firme e característico. O limiar intercepta a curva da derivada praticamente no meio dos pulsos sem ameaças visíveis de falhas. As ondulações correspondentes às ondas P e T não se afastam muito do zero e, portanto, não ameaçam o limiar. O gráfico *Distribuição Das Derivadas* apresenta formato característico e praticamente 95% das ocorrências acontecem no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão.

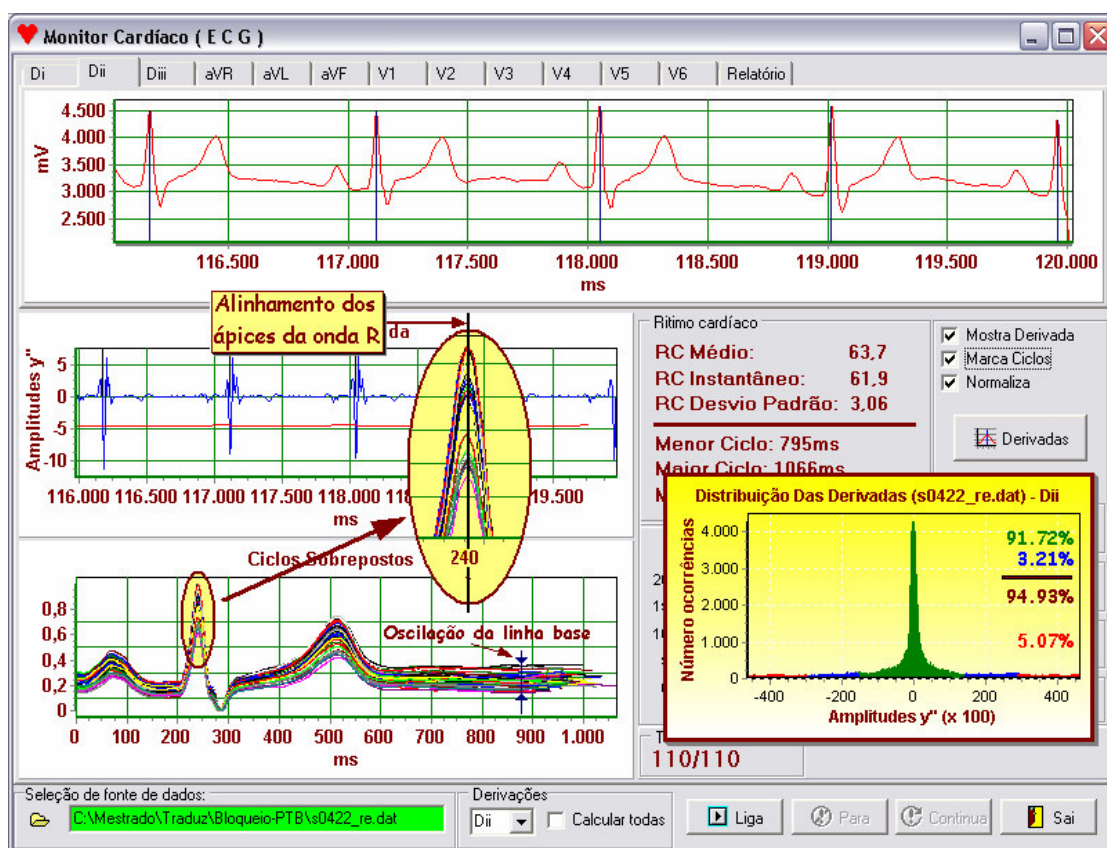


**Figura 6.4** – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente com bloqueio e 100% de ciclos corretamente localizados. No destaque coincidências nos ápices das ondas R.

## E - Exemplo 5

A figura 6.5 ilustra o desempenho do modelo sobre uma amostra de ECG de paciente com hipertrofia. O modelo alcançou 100% de sucesso na derivação selecionada, apesar da menor precisão na localização do ápice da onda R onde medimos uma dispersão de 6ms (observe destaque na figura 6.5. As causas para existência da dispersão serão mais bem explicadas ainda neste Capítulo no item 6.4). Mesmo assim, a curva da segunda derivada se apresenta bem definida e com o limiar bem posicionado. O modelo se mostrou eficaz sob efeito das fortes oscilações da linha base sem que estas tenham oferecido risco de falhas. Observa-se no gráfico dos *Ciclos Sobrepostos* a dispersão das curvas ao longo de todo o ciclo e também a instabilidade do complexo QRS. O gráfico de *Distribuição Das Derivadas*, bem característico, ajuda a explicar o bom desempenho do modelo na amostra.

Um novo, e importante aspecto a ser discutido é o menor afunilamento da curva de distribuição em relação aos exemplos anteriores. Este efeito é causado pelo menor aplainamento das derivadas no interior do intervalo RR. Ondas R menos apiculadas, como é o caso desta amostra, geram derivadas de menor amplitude em relação ao restante do ciclo (observe a escala do gráfico *Segunda Derivada* da figura 6.5). Nos casos em que a amplitude das derivadas das ondas R é pequena (no intervalo de  $\pm 3$ , por exemplo), as derivadas das demais ondas e dos eventuais ruídos ganham importância causando um certo achatamento na curva de distribuição. Nas amostras que apresentam amplitudes maiores, observamos que o gráfico de distribuição se mostra mais afunilado. A análise da forma característica da distribuição normal (simetria e proporções notáveis) associado ao seu formato mais ou menos afunilado é um forte indício de boas ou más condições de operação do modelo.

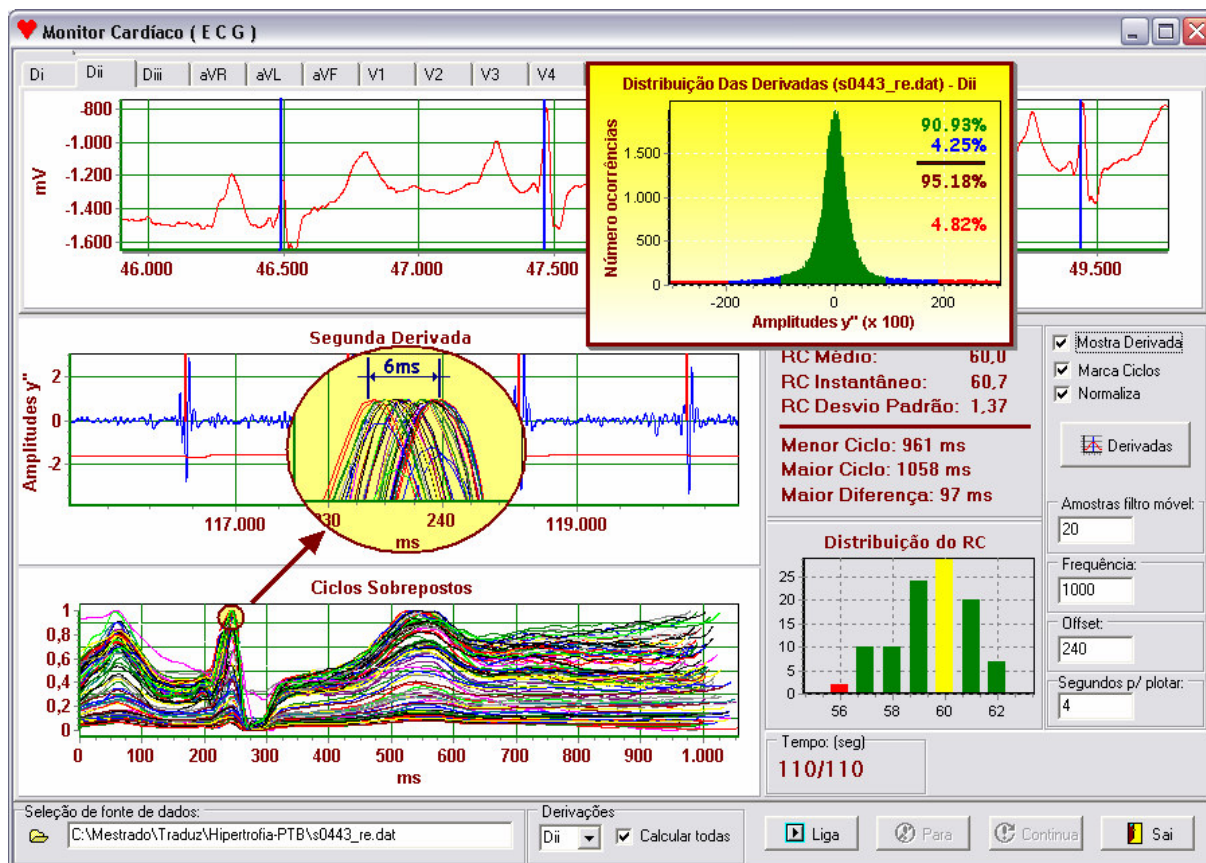


**Figura 6.5** – Localizador de Ciclos de ECG - Paciente com hipertrofia. Destaque para dispersão do ápice da onda R. No quadro da distribuição das derivadas vemos que 95,18% das derivadas se encontram no intervalo de dois desvios padrão.

## F - Exemplo 6

A figura 6.6 ilustra o desempenho do modelo sobre uma amostra de ECG de paciente de 69 anos, com quadro de infarto, hipertensão arterial e obesidade. O modelo obteve 100% de acerto na derivação selecionada (Dii). Examinando o traçado da derivação, observamos que as ondas R aparecem bem definidas com os complexos QRS apresentando boa simetria. No gráfico da *Segunda Derivada* observamos um traçado uniforme e com limiar operando com segurança. Nesta amostra observamos novamente grande instabilidade da linha base do ECG. Esta instabilidade foi responsável pela dispersão (em amplitude) no traçado dos ciclos que pode ser observada em ambos os lados do complexo QRS.

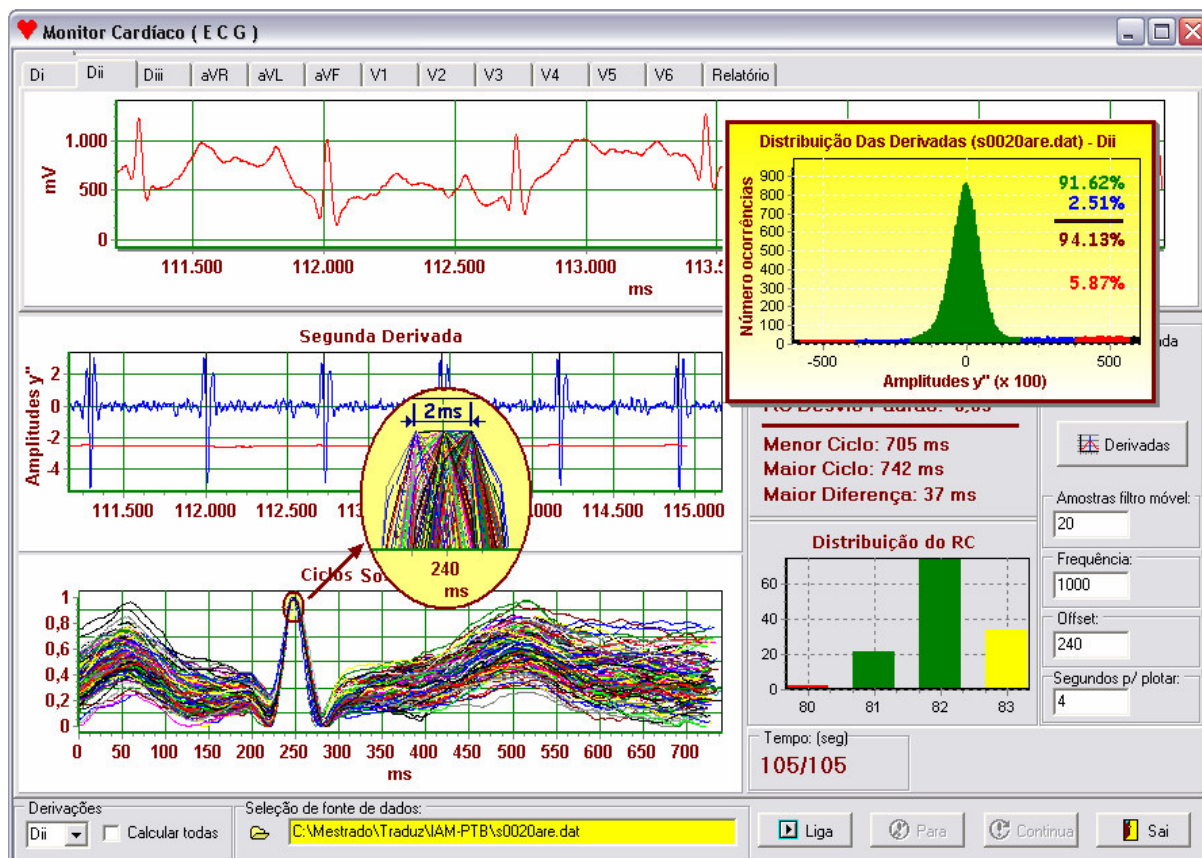


**Figura 6.6** – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente de 69 anos, com infarto, hipertensão arterial e obesidade. Destaque para presença de forte oscilação da linha base, mas com boa precisão na detecção do pico da onda R (no destaque).

Ao contrário do exemplo anterior, a onda R foi localizada com boa precisão, apresentando dispersão do ápice de apenas 2ms conforme pode ser visto no destaque da figura.

No quadro de *Distribuição Das Derivadas*, observamos uma curva de forma característica com índices compatíveis com uma distribuição normal. A curva de distribuição apresenta um achatamento ainda mais pronunciado do que no exemplo anterior, fato compatível com as oscilações das derivadas observadas no interior do intervalo RR (gráfico da *Segunda Derivada* da figura 6.6) sem, contudo implicar em nenhuma consequência para a eficácia na localização da onda R.

## G - Exemplo 7

A figura 6.7 apresenta o desempenho do modelo sobre uma amostra de ECG de um paciente portador de Angina. O modelo obteve aproveitamento total na separação dos ciclos na derivação selecionada. A onda R, apesar das variações de amplitude observadas, foi detectada com ótima precisão de forma similar ao exemplo 4. O complexo QRS se mostra pouco simétrico, quase sem a presença da onda Q. No exemplo também podemos observar que as amplitudes das ondas P e T variam bastante no decorrer da análise acompanhando a tendência da onda R. A linha base apresenta certa oscilação mas com menor intensidade que nos dois exemplos anteriores. Com relação ao traçado da segunda derivada, observamos a presença de um pequeno avanço na saída da onda R, causada por um pico na vizinhança do ponto j. O evento foi assinalado em ambas as curvas, da derivação e da *Segunda Derivada*, por dois círculos unidos por setas. Como vimos no Capítulo 4, este tipo de ameaça foi neutralizada com uso do artifício de desconsiderar colisões com o limiar, antes que se complete 200ms da detecção da última onda R.

O gráfico da *Distribuição Das Derivadas*, apresenta uma curva de forma e índices compatíveis com uma distribuição normal, todavia mostra um discreto achatamento (em relação aos exemplos 1 e 2) sem nenhuma consequência para a precisão ou índice de acerto do modelo.

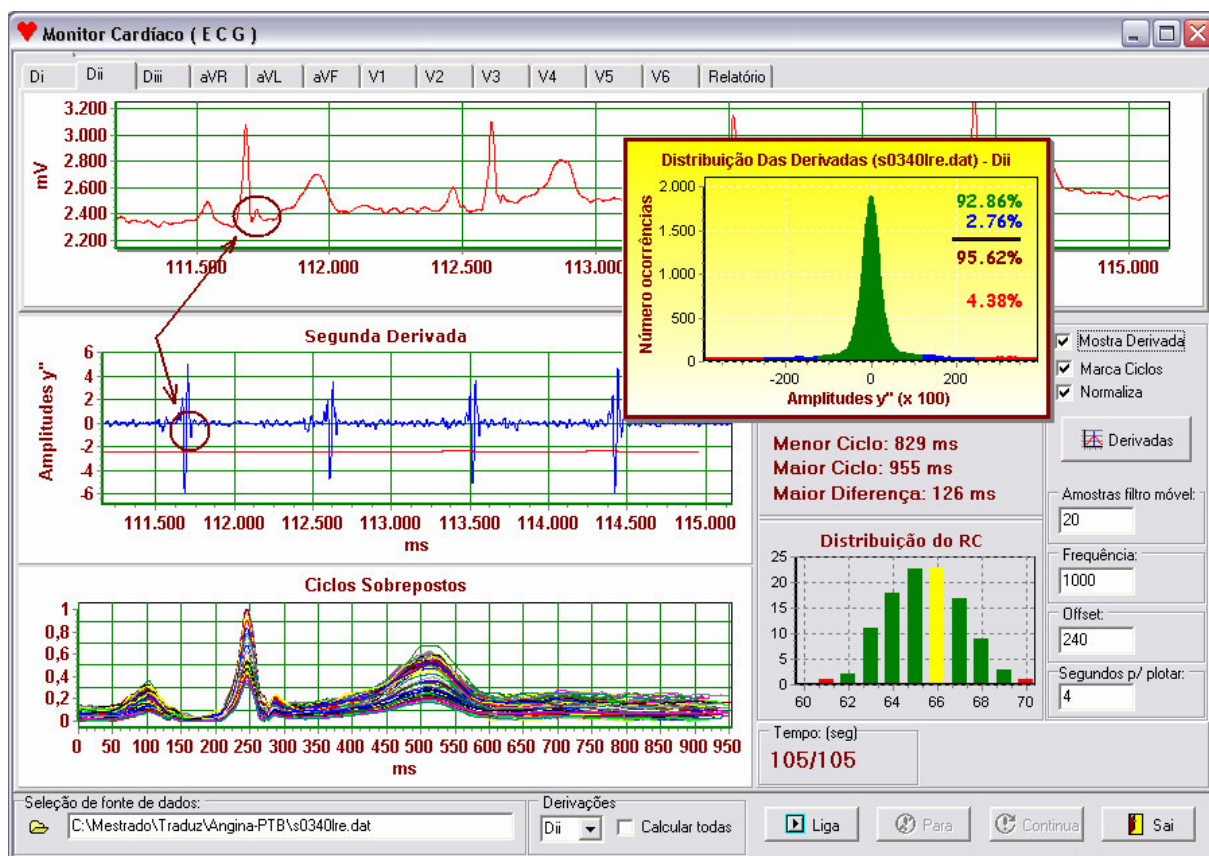


**Figura 6.7** – Localizador de Ciclos de ECG – Paciente com angina mostrando a onda S produzindo pico ameaçando tocar o limiar.

## H - Exemplo 8

A análise da amostra de ECG de paciente diagnosticado como portador de bloqueio vista na figura 6.8, evidencia uma onda R (assinalada na com círculo azul na figura) muito pequena e de ápice pouco acentuado. Nestas condições, o traçado da segunda derivada passa a não funcionar como esperado. A amplitude correspondente à onda R não se eleva muito mais do que outras. Na figura 6.8, no gráfico da *Segunda Derivada*, nota-se que o limiar conseguiu detectar apenas um evento da onda R no intervalo de 4 segundos (assinalado com um círculo vermelho). Neste trecho ocorreram cinco falsos negativos. Este tipo de patologia, quando afeta a morfologia do ápice da onda R, provoca muitas falhas como pode ser visto no exemplo. Mesmo assim, o modelo conseguiu localizar a onda R corretamente em

100% dos ciclos nas derivações V2, V3, V1, V5, Diii e aVF. A derivação Dii, selecionada propositalmente para ser mostrada no exemplo, foi a que teve o pior desempenho dentre as demais. A tabela 6.2 foi extraída do relatório de desempenho do modelo (*Relatório Estatístico*) e registra a derivação, o desvio máximo do ápice da onda R, o percentual de ocorrências de derivadas no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão e o status final da análise da derivação.

| <b>Derivação</b> | <b>Desvio máximo do ápice da onda R ( ms )</b> | <b>Até dois desvios padrão ( % )</b> | <b>Status</b> |
|------------------|------------------------------------------------|--------------------------------------|---------------|
| V2               | 6                                              | 95,62                                | Ok            |
| V3               | 10                                             | 94,60                                | Ok            |
| V1               | 18                                             | 93,77                                | Ok            |
| V5               | 18                                             | 92,30                                | Ok            |
| Diii             | 16                                             | 92,31                                | Ok            |
| aVF              | 20                                             | 91,44                                | Ok            |
| aVR              | -                                              | 91,02                                | Falha         |
| V6               | -                                              | 88,85                                | Falha         |
| aVL              | -                                              | 89,13                                | Falha         |
| Di               | -                                              | 89,03                                | Falha         |
| Dii              | -                                              | 88,49                                | Falha         |

**Tabela 6.2** – Descrição do desempenho de uma amostra de ECG com diagnóstico de angina. Desvios maiores que 40 ms são considerados inconsistentes e por isso não são representados na tabela.

Nos *Ciclos Sobrepostos*, observamos muitas ocorrências de falsos negativos. No topo do formulário, no gráfico onde traçamos a curva da derivação, apenas um ciclo apresenta a marcação de que foi detectado corretamente (conforme destaque na figura 6.8).

O gráfico *Distribuição Das Derivadas*, mostra uma curva descaracterizada como distribuição normal, com menos que 90% das ocorrências das derivadas no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão. Nota-se também um forte

achatamento da curva que, como já vimos, indica presença de intensa perturbação no traçado do intervalo RR.

Como vimos no Capítulo 4, o modelo se baseia no comportamento da distribuição das amplitudes das derivadas para calcular a posição do limiar. É fundamental que esta distribuição se aproxime de uma distribuição normal para que o modelo funcione satisfatoriamente. O ápice da onda R arredondado produziu derivadas de baixa amplitude que acabaram não conseguindo se projetar mais que as derivadas das ondas vizinhas (veja o gráfico *Segunda Derivada* da figura 6.8).

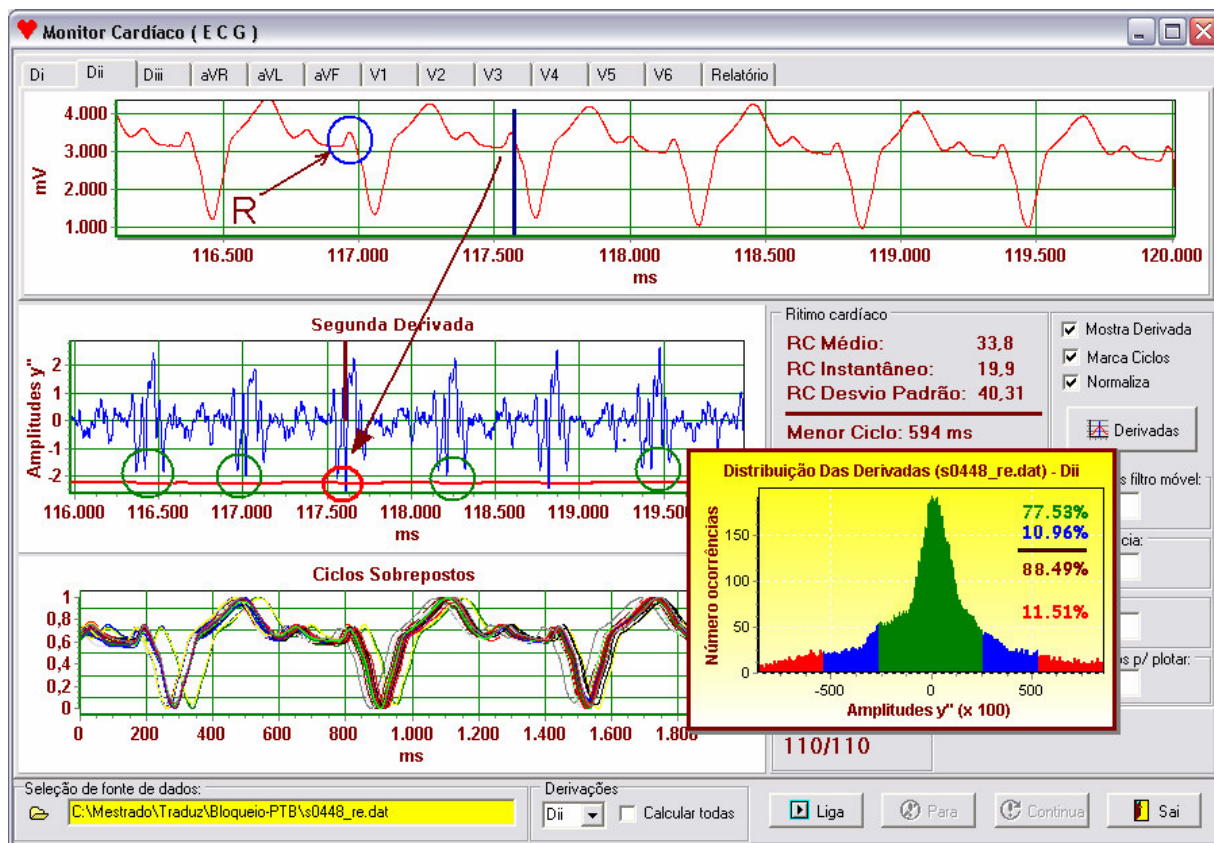


**Figura 6.8** – Localizador de Ciclos de ECG. No gráfico da derivação (Dii), destacada a onda R (círculo azul) onde observamos sua baixa amplitude e ápice pouco apiculado. No gráfico da segunda derivada, (círculo vermelho) a única onda R localizada no intervalo de 4 segundos. No quadro correspondente 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).

Na figura 6.9 experimentamos a mesma amostra da figura 6.8 agora usando os resultados da derivação V2. Como pode ser visto, todos os ciclos foram separados corretamente. A onda R, apesar de mínima, conseguiu produzir uma amplitude suficientemente longa para ser detectada corretamente pelo limiar. Mesmo assim, observamos que o limiar atinge seu objetivo quase no limite mínimo. No gráfico da derivada vemos que existe uma onda positiva causada pela onda S maior que a negativa correspondente a onda R. Esta onda positiva causou o aumento do desvio padrão, resultando em um limiar mais afastado que o desejável.

O gráfico da *Distribuição Das Derivadas* apresenta uma curva bastante característica com 95,62% das derivadas concentradas no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão. O relativo achatamento da curva de distribuição não chega a interferir no desempenho do modelo.

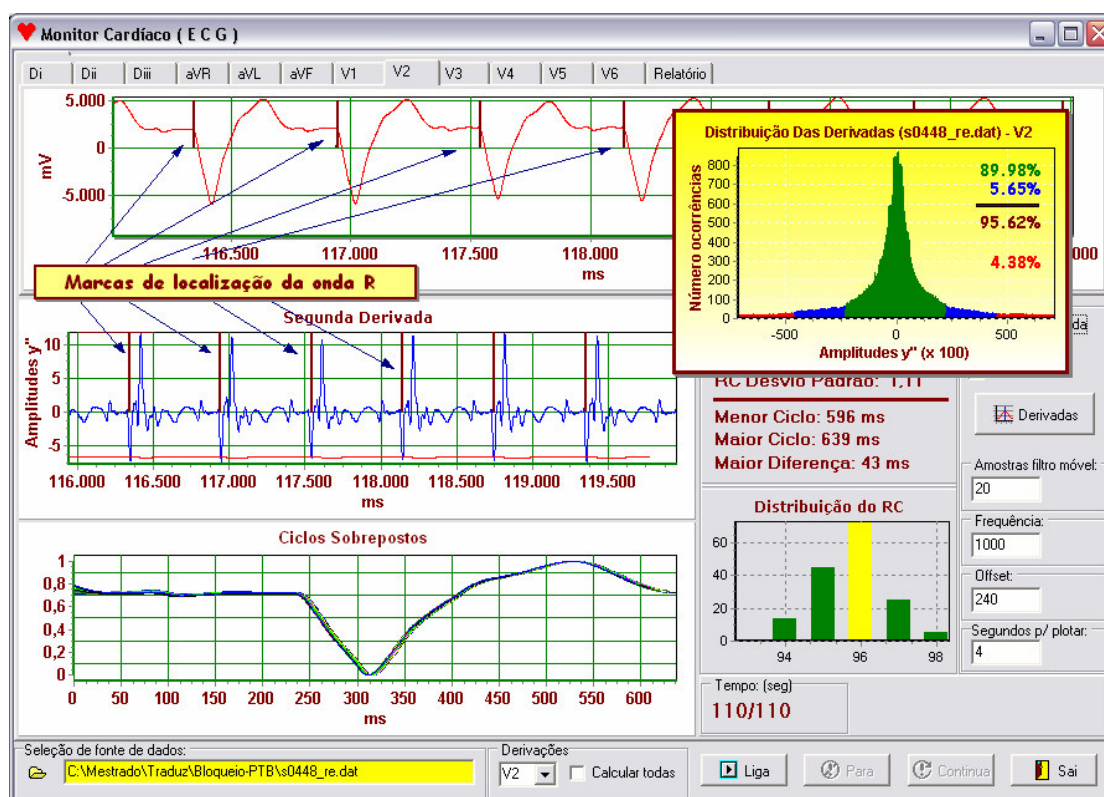


**Figura 6.9** – Localizador de Ciclos de ECG – Apresenta onda R atípica, e mesmo assim, com 100% de acerto em V2. No quadro acima e à direita, no gráfico da **Distribuição Das Derivadas**, observamos que 95,62% das derivadas se concentrou no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão.

## 6.4. Avaliações e discussões finais

Todas as amostras disponíveis na base de dados PTB [35] foram submetidas ao *Localizador*. Do tempo total de duração de cada amostra de ECG, foram subtraídos dez segundos necessários ao cálculo do limiar. No total foram processadas 549 amostras de ECG's. Todos os *Relatórios Estatísticos* foram analisados um a um e suas eventuais derivações com falha lançadas no campo de observação. Todos estes dados foram compilados e usados na confecção das estatísticas de resultados demonstradas neste Capítulo.

Como vimos no Capítulo 5, o software prepara um relatório resumo da análise de cada amostra de ECG experimentada (*Relatório Estatístico*). Neste relatório, com a finalidade de facilitar sua análise, as derivações são *ranqueadas* em ordem crescente de dispersão da onda R. Desta forma, as derivações de melhor precisão ficam no topo da lista e as piores no final.

Para cada amostra e para cada derivação, a medida da dispersão da onda R é obtida subtraindo a ordenada do ápice mais à direita dentre os ciclos separados da ordenada do ápice mais à esquerda. Se a diferença encontrada for maior que 40ms a derivação é considerada como perdida para efeito de índice de acerto e o modelo troca automaticamente à derivação base para a que estiver obtendo melhor desempenho.

A dispersão aceitável do ápice da onda R, observada nos gráficos de *Ciclos Sobrepostos*, pode ser explicado por diversos fatores dentre os quais podemos destacar: Fisiologia do ciclo cardíaco, formato assimétrico do pico da onda R, resolução na aquisição e conversão A/D, imprecisões nos cálculos das derivadas etc. Dispersões muito grandes, que não podem ser explicadas por estes fatores, indicam falhas de separação causadas principalmente por ocorrências de falsos

positivos nas vizinhanças da onda R. A figura 6.10 ilustra esquematicamente a forma de se obter o índice de dispersão.

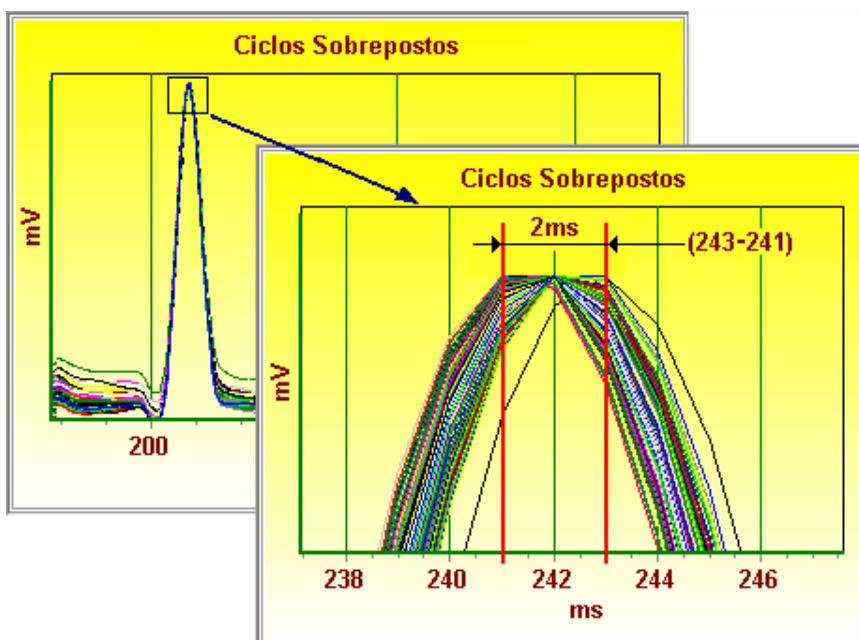


**Figura 6.10** – Representação gráfica do método de determinação da medida da dispersão do ápice da onda R.

Outros índices disponíveis no *Relatório Estatístico* além da dispersão da onda R, também podem auxiliar na análise do desempenho do modelo, a saber: O desvio padrão do ritmo cardíaco; a diferença entre os tempos de maior e menor ciclo cardíaco; o percentual de ocorrências de amplitudes de derivadas no intervalo de mais ou menos dois desvios padrão. As amostras que não chegaram a produzir pelo menos duas derivações com dados consistentes foram classificadas como 0% de acerto.

Na análise dos *Relatórios Estatísticos*, devemos considerar que, todas as 12 derivações analisadas pertencem a uma mesma amostra e, portanto, devem produzir dados semelhantes entre si. Pequenas variações de uma derivação para outra, podem ser explicadas por diferenças normais do traçado de cada uma sem que isso indique que necessariamente houve falha.

### Exemplo de análise de *Relatório estatístico*.

Analisando a tabela 6.3, verificamos que V2, V6 e Dii obtiveram 100% de acerto na localização dos ciclos com precisão máxima, ou seja, sem dispersão. A derivações aVL, V5, aVR, V4, V1, Di e aVF também obtiveram 100% de eficácia na localização, mas com menor precisão como pode ser visto na coluna da dispersão do ápice da onda R. As derivações V1 e Diii não apresentam valores para dispersão do ápice mas mostram os demais índices inconsistentes com relação as demais amostras. Notamos ainda que todas as derivações onde a separação obteve sucesso apresentaram na coluna *Entre dois desvios*, índices por volta de 95% como esperado em uma distribuição normal. Por outro lado, as duas derivações com falha (V1 e Diii), se afastam bem mais dos 95% o que ajuda a explicar o mau desempenho do modelo nestas derivações.

| Dados Estatísticos de Uma Amostra de ECG |                |                        |                  |                  |                              |                        |
|------------------------------------------|----------------|------------------------|------------------|------------------|------------------------------|------------------------|
| Derivação                                | Média RC (bpm) | Desvio Padrão RC (bpm) | Menor ciclo (ms) | Maior ciclo (ms) | Dispersão do ápice da onda R | Entre dois desvios (%) |
| V2                                       | 96.357         | 1.110                  | 596              | 639              | 0                            | 95,48                  |
| V6                                       | 96.358         | 1.113                  | 595              | 639              | 0                            | 95,34                  |
| Dii                                      | 96.359         | 1.115                  | 593              | 639              | 2                            | 94,96                  |
| aVL                                      | 96.359         | 1.120                  | 593              | 640              | 4                            | 94,78                  |
| V5                                       | 96.359         | 1.129                  | 592              | 640              | 6                            | 94,50                  |
| aVR                                      | 96.357         | 1.129                  | 592              | 642              | 6                            | 95,32                  |
| V4                                       | 96.357         | 1,130                  | 592              | 640              | 12                           | 95,87                  |
| V1                                       | 96.357         | 1,138                  | 591              | 645              | 12                           | 93,76                  |
| Di                                       | 96.357         | 1,141                  | 592              | 650              | 20                           | 94,56                  |
| aVF                                      | 96.358         | 1,142                  | 590              | 650              | 20                           | 94,12                  |
| V1                                       | 57.214         | 12,220                 | 601              | 1300             | -                            | 85,32                  |
| Diii                                     | 33.803         | 13.309                 | 594              | 5997             | -                            | 76,65                  |

**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.

#### 6.4.1. Avaliando as derivações quanto à precisão de localização

Apesar do modelo não fazer nenhuma restrição quanto ao uso de uma ou outra derivação, consideramos relevante conhecer as derivações quanto ao seu melhor ou pior desempenho para, a partir daí, permitir a escolha de derivação a ser selecionada como derivação base. Estas informações também podem ser preciosas para outros trabalhos que futuramente façam uso do *Banco de Dados de Ciclos Separados* gerados por este trabalho.

A figura 6.11 mostra o gráfico comparativo entre as derivações analisadas. O índice utilizado para gerar o gráfico considerou a dispersão da onda R apenas das amostras 100% isentas de falhas. O resultado considerado ótimo foi o que apresentou dispersão menor ou igual à 6ms, regular acima de 6ms até 20ms e dispersões acima de 20ms foram consideradas como ruins.

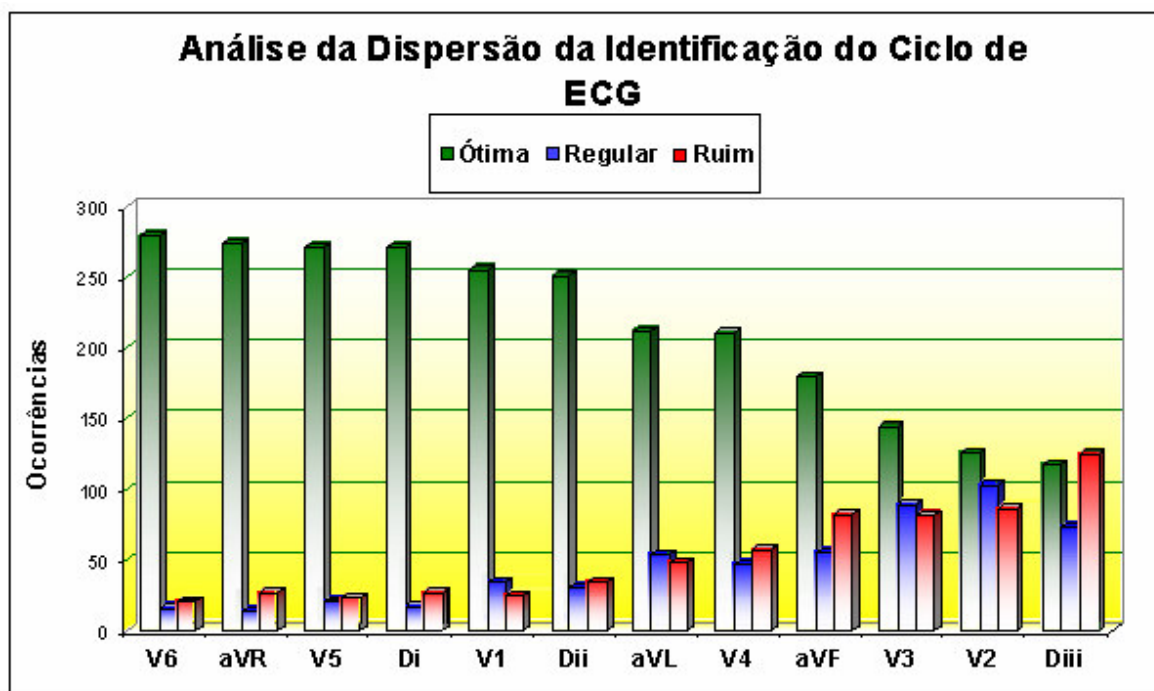


**Figura 6.11** – Derivações de Melhor Desempenho. Observamos que V6, aVR, V5, Di, V1 e Dii são as derivações mais recomendáveis para uso como derivação base no Localizador por apresentarem menores índices de dispersão da onda R.

Analisando o gráfico da figura 6.11, observamos que não existe uma derivação 100% precisa. As derivações V6, aVR, V5, Di , V1 e Dii apresentaram os melhores resultados. As derivações aVL, V4, aVF, V3, V2 e Diii apresentaram os resultados não tão bons com destaque para a derivação Diii onde mais de 50% das amostras apresentaram dispersão maior que 20ms.

#### 6.4.2. O desempenho do modelo

Para levantar os dados necessários para produzir as estatísticas de índices de acerto do modelo, utilizamos os índices extraídos dos *Relatórios Estatísticos* gerados ao final do processamento de cada amostra. Nos casos em que o *Relatório Estatístico* não ofereceu dados conclusivos (sem valor para dispersão da onda R), a amostra foi reprocessada e feita a análise gráfica do comportamento do modelo.

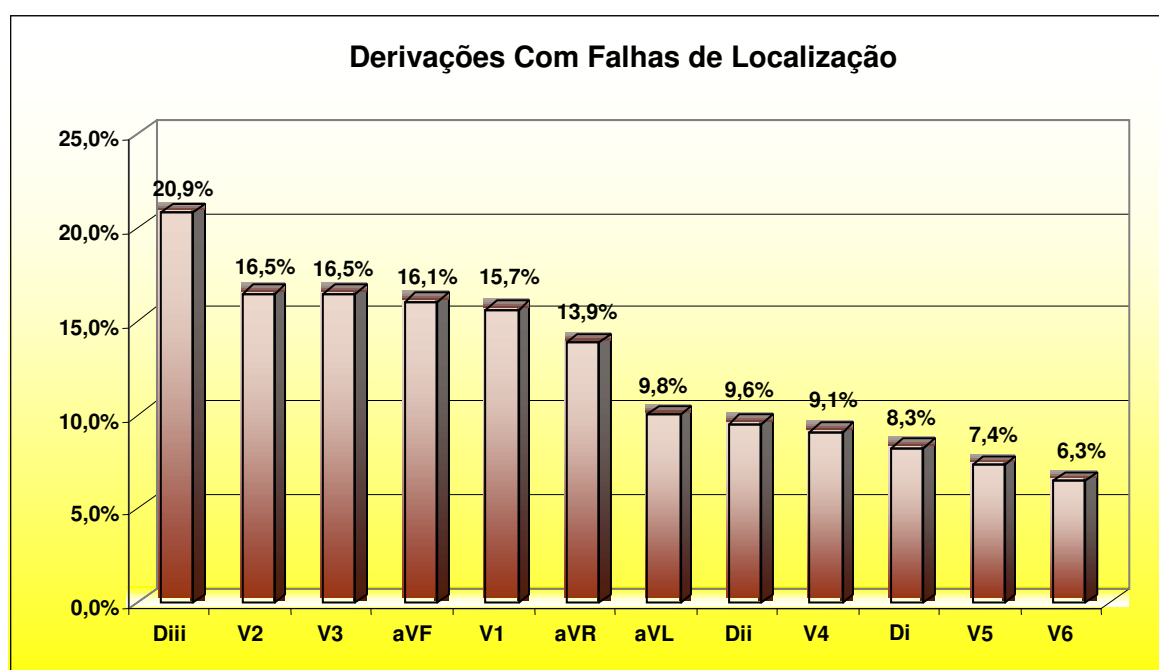


**Figura 6.12** – Derivações com falhas de localização. Nota-se que Diii se destaca como a derivação que mais falhou na localização de ciclos. O grupo de derivações de aVL até V6 apresentam melhor desempenho todas com menos de 10% de participação nas falhas.

O gráfico da figura 6.12, mostra a participação percentual de cada derivação nas falhas observadas no conjunto de todas as amostras analisadas. Como pode ser observado, nenhuma das derivações ficou isenta de falhas. O índice de 20,9% confirma a derivação Diii como a derivação mais problemática para ser usada como derivação base. A derivação V6 aparece como a mais recomendável com apenas 6,5% de participação nas falhas. Comparando o desempenho das derivações quanto à dispersão do ápice da onda R (figura 6.11) com os de participação em falhas (figura 6.12), notamos que os resultados não divergem muito entre si. Assim, a escolha da derivação V6, por exemplo, é recomendável tanto no aspecto de precisão quanto no de desempenho no que diz respeito à falhas.

Em todos os exemplos mostrados no início deste Capítulo utilizamos Dii como derivação base. Como pode ser visto, a derivação Dii foi bem avaliada nos aspectos de precisão (figura 6.11) e também participação em falhas (figura 6.12).

A figura 6.13 apresenta os casos em que a amostra falhou em todas as derivações.

Este gráfico mostra que 99.1% das amostras analisadas passaram com pelo menos duas derivações com 100% de acerto. Este percentual de acerto é compatível com os índices obtidos por outros trabalhos de detecção de ciclos cardíacos pesquisados na literatura. Valfredo Pilla [21], com seus patamares adaptativos, obteve 99,57%. Zheng C. et al. [13] utilizando transformadas *wavelet*, obtiveram índice de acerto de 99,8%. Os trabalhos pesquisados que utilizaram derivadas e patamares não disponibilizaram índices de acerto.

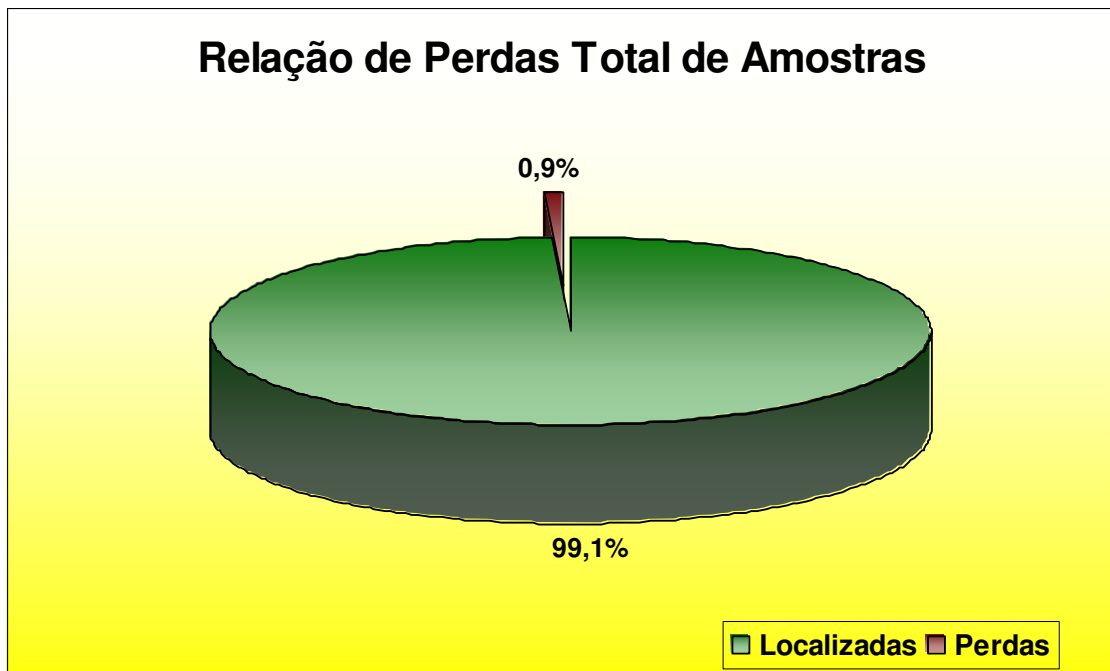


**Figura 6.13** – Representação Gráfica das Perdas do Modelo.

## 6.5. Conclusão

Este Capítulo descreveu a origem da fonte de dados utilizada, levantou e apresentou estatísticas relativas ao desempenho do modelo de uma forma geral e também comparativo entre as derivações. Finalmente apresentou a estatística final do desempenho do modelo que obteve 99,1% de taxa de acerto, ficando entre os melhores algoritmos de separação baseados em detecção da onda R por intermédio de colisão de limiar sobre derivada.

# **Capítulo 7**

## **Conclusões, Contribuições e Trabalhos Futuros**

Neste último Capítulo analisaremos as conclusões referentes ao trabalho e contribuições que poderá trazer ao meio científico, em especial ao trabalho dos profissionais que hoje fazem uso do ECG. Faremos ainda algumas sugestões e recomendações de trabalhos futuros complementares ou alternativos a este.

### **7.1. CONCLUSÃO**

A proposta deste trabalho foi desenvolver um método de detecção de ciclos cardíacos colhidos a partir de equipamentos digitais de ECG ou de arquivos que, em associação com um software, seria capaz de atuar em campo e em tempo real. O modelo deveria operar em situações reais onde a morfologia do traçado do ECG pudesse sofrer modificações expressivas de forma e frequência ao longo do tempo. Como o método de separação de ciclos deve funcionar em tempo real, foi importante a adoção de soluções de baixa carga computacional.

O processo de detecção desenvolvido pode ser resumido nos seguintes passos:

- Receber o sinal bruto a partir de arquivo ou aparelho de ECG.
- Filtrar o sinal para retirada de ruídos, por intermédio de um filtro de média móvel.
- Derivar o sinal duas vezes, obtendo um traçado destacando a onda R e minimizando as demais.
- Calcular um limiar dinâmico com base nas leis estatísticas da distribuição normal. O limiar é posicionado negativamente em 2 vezes o desvio padrão da segunda derivada do sinal nos últimos 10 segundos.
- Utilizando a segunda derivada e o limiar calculado, encontrar, separar e depositar os ciclos em um repositório.

Os resultados apresentados cumpriram integralmente os objetivos propostos. O modelo conseguiu localizar corretamente as ondas R de mais de 99% das amostras testadas sem nenhum tipo de limitação. Para conseguir este resultado, o modelo monitora todas as derivações simultaneamente utilizando como base a que apresentar melhor desempenho na separação (menor dispersão da onda R). Todos os ciclos separados são armazenados em banco de dados juntamente com o respectivo *Relatório Estatístico* contendo todos os índices levantados durante a análise.

## **7.2. Trabalhos futuros**

### **Para melhorar os problemas encontrados**

O filtro de média móvel utilizado foi satisfatório para grande maioria das amostras. Todavia, em alguns poucos casos, ruídos com frequência abaixo de 50Hz acabaram concorrendo com a onda R e prejudicando sua localização. Outras estratégias de filtragem podem ser pesquisadas no sentido de diminuir ainda mais seu efeito.

### **Para aprimorar o modelo**

A análise dos resultados e da qualidade da separação dos ciclos pode ser feita com facilidade visualmente, ou a partir dos índices levantados automaticamente durante a análise da amostra. Todavia, existem situações limítrofes que dificultam a determinação de critérios para que o software possa indicar com 100% de certeza ocorrências de falhas. A pesquisa de melhores critérios, índices e métodos estatísticos poderiam viabilizar a automatização da detecção e classificação de falhas.

As oscilações da linha base, por não interferirem no formato característico da onda R, não são um problema para que o modelo funcione corretamente. Mesmo assim, estas oscilações podem ser prejudiciais a eventuais futuras utilizações dos ciclos separados. Ajustes no modelo no sentido de minimizar este problema poderiam ser de grande valia para seu aprimoramento.

### **Pesquisas a serem feitas a partir desta**

Utilização direta dos ciclos armazenados em banco de dados tentando encontrar formas de identificar patologias já estabelecidas.

Utilizar o modelo para, a partir dos ciclos separados em tempo real, identificar e alarmar acidentes cardíacos observáveis a partir do traçado do ECG.

Uma vez separados os ciclos, outros trabalhos poderiam identificar segmentos e pontos de interesse no ciclo de ECG. Muitas patologias são diagnosticadas a partir da análise isolada destes segmentos nem sempre levando em conta o ciclo como um todo.

## Referências Bibliográficas

1. HALLAKE, José. **Eletrocardiografia**. Medsi Ed. Médica e Científica Ltda – 1994.
2. MORRIS, Francis; BRADY, William J. **Acute myocardial infarction**. Publicado em Guias Cínicas 02/07/02 - Disponível em: <http://www.fisterra.com/guias2/iam.htm>, acessado em 20 de abril de 2005.
3. KUNG, Cheng; TAI Shen-Chuam. **An extensive Markov system for ECG exact coding**. Snowbird, Utah p. 467 IEEE Computer Society. 1995. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/dcc/1995/7012/00/70120467abs.htm>. Publicado em março 1995, acessado em 21 de março de 2005.
4. BARROS, Allan Kardec; CICHOCKI Andrzej. **Texto do anais do Vth Brazilian Symposium on Neural Networks** 9 - 12, 1998, Belo Horizonte, MG, Brazil.
5. OSOWSKI, S.; LINH, Tran Hoai. **Fuzzy Clustering Neural Network for Classification of ECG Beats**. Warsaw University of Technology. 2000. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/ijcnn/2000/0619/05/06195026abs.htm>. Publicado em julho 2000, acessado em 21 de março de 2005.
6. PILLA JR, Valfredo; LOPES, Heitor Silvério. **Evolutionary Training of a Neurofuzzy Network for Detection of P Wave of the ECG**. Federal Center of

Technological Education of Paraná; 09 23 - 09, 1999 New Delhi, India p. 102  
IEEE Computer Society. Disponível em:  
<http://csdl.computer.org/comp/proceedings/iccima/1999/0300/00/03000102abs.htm>. Acessado em 21 de março de 2005.

7. ZHOU, Jie. **Automatic Detection of Premature Ventricular Contraction Using Quantum Neural Network**. IEEE Computer Society, Maryland p. 169. 2003. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/bibe/2003/1907/00/19070169abs.htm>. Acessado 22 de março de 2005.
8. VARGAS, Fabian; et. al. **Electrocardiogram Pattern Recognition by Means of MLP Network and PCA: A Case Study on Equal Amount of Input Signal Types**. Catholic University - PUCRS. IEEE Computer Society. 2002. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/sbrn/2002/1709/00/7090200abs.htm>. Publicado em novembro de 2002, acessado em 05 de março de 2005.
9. MARTIN, Thomas; JOVANOVIĆ, Emil; RASKOVIĆ, Dejan. **Issues in Wearable Computing for Medical Monitoring Applications: A Case Study of a Wearable ECG Monitoring Device**. University of Alabama in Huntsville. IEEE Computer Society. 2000. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/iswc/2000/0795/00/07950043abs.htm>. Publicado em outubro de 2000, acessado em 21 de março de 2005.
10. KUKAR, M.; et al. **An application of machine learning in the diagnosis of ischaemic heart disease**. Fac. of Comput. & Inf. Sci., Ljubljana Univ., Slovenia, 10th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS '97). IEEE Computer Society. 1997. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/cbms/1997/7928/00/79280070abs.htm>. Publicado em março de 1997, acessado em 25 de março de 2005.
11. HARALDSSON, H; EDENBRANDT, L; OHLSSON, M. **Detecting acute myocardial infarction in the 12-lead ECG using Hermite expansions and neural networks**. Department of Theoretical Physics, Lund University,

Solvegatan 14A, SE-223 62 Lund, Sweden. 2004. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>. Acessado em 21 de março de 2005.

12. ITCHHAPORIA, D; SNOW, PB; ALMASSY, RJ, et al. **Artificial neural networks: current status in cardiovascular medicine**. Division of Cardiology, Georgetown University, Washington, D.C., USA. 1998. PMID: 8800133 [PubMed - indexed for MEDLINE].
  
13. LI, C; ZHENG, C; TAI, C. **Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms**. Biomedical Engineering Institute, Xi'an Jiaotong University, Shaanxi, P. R. China. 2000. PMID: 7851927 [PubMed - indexed for MEDLINE].
  
14. LIN, B; WANG, PJ, et al. **Extraction of buried p waves from printed electrocardiograms**. New England Cardiac Arrhythmia Center, Division of Cardiology, Department of Medicine, Tufts-New England Medical Center. 2005. PMID: 15842425 [PubMed - in process].
  
15. DORBRZYCKI, S; KORECKI, J, et. al. **Is Q-wave on admission associated with microvascular injury in patients with acute myocardial infarction treated with primary angioplasty?**. 2004. PMID: 15803893 [PubMed - in process].
  
16. DIXEN, U; JOENS, C; et.al. **Signal-averaged P wave duration and the dimensions of the atria**. Department of Cardiology, University Hospital of Hvidovre, Copenhagen, Denmark. PMID: 15485507 [PubMed - indexed for MEDLINE].
  
17. TU, C; ZENG, Y; YANG, X. **Nonlinear processing and analysis of ECG data**. Biomechanics & Medical Information Institute, Beijing Polytechnic University, P.R.China 100022. 2004. PMID: 15096682 [PubMed - indexed for MEDLINE].
  
18. CHRISTOFER, P; McCABE, Carolyn H.; et.al. **The Electrocardiogram Predicts One-Year Outcome of Patients With Unstable Angina and Non-Q Wave**

- Myocardial Infarction: Results of the TIMI III Registry ECG Ancillary Study - 2002.** Disponível em: <http://www.cardiosource.com/journalsbooks/journals/journal/article/abstract>. Acessado em 21 de março de 2005.
19. RIBEIRO, Antonio Luiz Pinho. **Redefinindo o Infarto Agudo do Miocárdio.** Ehealth Latin América. 2000. Disponível em: <http://www.bibliomed.com.br/lib/ShowDoc.cfm>. Acessado em 17 de abril de 2005.
20. LIN, Kang-Ping; CHANG, W.H. **QRS feature extraction using linear prediction.** Biomedical Engineering. IEEE Transactions. V.36. p. 1050-1055. ISSN: 0018-9294. 1989.
21. PILLA JR, Valfredo; LOPES, Heitor Silvério. **Evolutionary Training of a Neurofuzzy Network for Detection of P Wave of the ECG.** Federal Center of Technological Education of Paraná. ICCIMA'99. p.102. 1999. Disponível em: <http://csdl.computer.org/comp/proceedings/iccima/1999/0300/00/03000102.htm>. Acessado em 05 de maio de 2005.
22. BAXT, WG; SHOFR, FS; SITES, FD, et.al. **A neural computational aid to the diagnosis of acute myocardial infarction.** Department of Emergency Medicine, Hospital of the University of Pennsylvania, Philadelphia, PA 19104-4283, USA. Disponível em: <http://www.ecglibrary.com/ecghist.html>. Acessado em 11 de abril de 2005.
23. ZIARANI, Alizera K.; KONRAD, Adalbert. **A Nonlinear Adaptive Method of Elimination of Power Line Interference in ECG Signals.** IEEE Transaction on Biomedical Engineering. VOL. 49, issue 6, 2002. ISSN 0018-9294.
24. SILVA, Maurício R. **Fisiopatologia da Circulação.** 1ª Ed. Editora Atheneu. 2000.
25. BITTENCOURT, Murilo Guérios. **Noções de Eletrocardiografia.** Apostila da Universidade Federal do Paraná. 2001. Disponível em: [www.ufpr.br/acad](http://www.ufpr.br/acad)

/clinica\_medica/cardiologia/gravacao/discip\_cardiologia\_optati\_teorica.htm.

Publicada em 1999, acessado em 05 de maio de 2005.

26. MENNA, Carlos. **Entrevista sobre Eletrocardiografia**. Médico da Rede Foccus de Diagnóstico – DixAmico, Grupo Amil. Realizada em 02 de abril de 2005.
27. JENKINS, Dean. **A (not so) brief history of electrocardiography**. ECG Library contents. 2002. Disponível em: [www.ecglibrary.com/ecghist.html](http://www.ecglibrary.com/ecghist.html). Acessado em 21 de março de 2005.
28. YANG, Wang; YI, Sheng; XU, Yu-Hong. **A Short-Time Multifractal Approach for Arrhythmia Detection Based on Fuzzy Neural Network**. IEEE, 2001.
29. ZIARANI, Alizera K.; KONRAD, Adalbert. **A Nonlinear Adaptative Method of Elimination of Power Line Interference in ECG Signals**. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.49. p. 540-547. ISSN: 0018:9294. junho 2002.
30. ZELAK, A.M.; PILLA JR, V.; LOPES, H.S. **Sistema Computadorizado para Eletrocardiograma**. CEFET – PR. Disponível em [www.ct.cefetpr.br/](http://www.ct.cefetpr.br/). Acessado em 05 de maio de 2005.
31. TREO, Ernesto F.; HERRERA, Myriam C.; VALENTINUZZI, Max E. **Algorithm for identifying and separating beats from arterial pulse records**. Biomedical Engineering OnLine. Doi:10.1186/1475-925X-4-48. 2005. Disponível em: [www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/48](http://www.biomedical-engineering-online.com/content/4/1/48). Acessado em 15 de janeiro de 2006.
32. Paes de Carvalho A, de Almeida DF. **Spread of activity through the atrioventricular node**. Circ Res 8: 801-809, 1960.
33. COOKSEY, JD; DUNN, M; MASSIE, E, **Clinical vectorcardiography and electrocardiography**. 2. ed. Chicago, Year book publishers. 1977. p.272.

34. CHRISTOV, Ivaylo I. **Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptative threshold.** Biomedical Engineering OnLine: doi:10.1186/1475-925X-3-28. 2004. Disponível em: [www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/28](http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/28). Acessado em 28 de janeiro de 2006.
35. OEFF, Michael. **Base de Dados de Sinais de ECG.** Physikalisch – Technische Bundesanstalt , PhysioNet-MIT Room E25-505A. USA. 2006. Disponível em: [www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb](http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb). Acessado em 25 de março de 2006.
36. CAMPELO, Maurício; AZEVEDO, Fernando Mendes. **Algoritmo para detecção precisa da contração ventricular cardíaca visando à determinação da VCR intraoperatória.** IV Congresso Brasileiro de Computação – CBComp. 2004.
37. SOARES, Pedro Paulo Silva; NADAL, Jurandir. **Aplicação de uma Rede Neural Feedforward com algoritmo de Levenberg-Marquardt para Classificação de alterações do Segmento ST do Eletrocardiograma.** Anais do IV Congresso Brasileiro de Redes Neurais, 1999. pp. 384-389. COPPE/UFRJ.
38. CHEN, Tony; KOLLALI, Deepak; RAMON, Lisa; et. Al. **Implementation and Evaluation of Digital QRS Detection Algorithms.** 2003. Disponível em: [http://www.cse.iitb.ac.in/~ajjoshi/Readings/ECG/digital\\_QRS\\_algo.pdf](http://www.cse.iitb.ac.in/~ajjoshi/Readings/ECG/digital_QRS_algo.pdf). Acessado em 27 de fevereiro de 2006.
39. GACEK, A.; PEDRYCZ, W. **A genetic segmentation of ECG signals.** IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol.50. p. 1203-1208. ISSN: 0018-9294. 2003.
40. BARBOSA, Paulo R. Benchimol. **Efeitos da Ponderação Coerente e da Filtragem na Detecção de Potenciais Tardios Ventriculares no Eletrocardiograma de Alta Resolução.** Dissertação de Mestrado. COPPE – UFRJ. 2003.

41. SUN, Yan; CHAN, Kap Luk; KRISHNAN, Shankar Muthu. **Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform**. BMC Cardiovascular Disorder. DOI: 10.1186/1471-2261-5-28. 2005.
42. ADDISON, Paul S. **Wavelet transforms and ECG: a review**. Institute Of Physics Publishing. Physiological Measurement. Vol.26. p. r155-1\rr199. 2005.
43. NAGIN, V. A.; SELISHCHEV, S. V. **Implementation of Algorithms for Identification of QRS-Complexes in Real-Time ECG Systems**. Biomedical Engineering. Vol. 35 No 6. p. 302-309. 2001.
44. XIE G.; NIE Z.; XIANG, H; et.al. **Instrument Research Laboratory**. Chongqing University of Medical Sciences. PUBMED, PMID 12552754. 1999.
45. SGARBOSSA, Helena. **Review provided by VeriMed Healthcare Network**. Department of Cardiology, Rush-Presbyterian St. Luke&#8217;s Medical Ctr., Chicago, IL.. Disponível em: [http://www.umm.edu/esp\\_imagepages/18030.htm](http://www.umm.edu/esp_imagepages/18030.htm). Acessado em 19 de abril de 2005.
46. FELDMAN, José; GOLDWASSER, Gerson P. **Eletrocardiograma: recomendações para sua interpretação**. Revista da SOCERJ – out/nov/dez 2004.
47. Ferry, D.R. **Basic Electrocardiography in Ten Days**. McGraw-Hill. International Editions, 2001.
48. SUN, Yan; CHAN, Kap Luk; KRISHNAN, Shankar Muthu. **Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform**. BMC Cardiovascular Disorders. Vol 5:28. 2005. Disponível em [www.biomedcentral.com/1471-2261/5/28](http://www.biomedcentral.com/1471-2261/5/28). Acessado em 25 de fevereiro de 2006.
49. MACHADO, M.V.L.; TYNAN, M.J.; ALLAN, L.D. **Complete congenital heart block in prenatal life**. Br. H. Journal. 60: 512-5, 1988.

50. LOPES, Lilian Maria; ZUGAIB, Marcelo. Texto do Arquivo Brasileiro de Cardiologia, v.69 n.3. São Paulo. Setembro 1999.
51. LEMKIN, Dan; PLOTNICK, Gary; ABRAMS, T. **Introduction to EKGs. Cardiac Electrophysiology and Ion Channels**. University of Maryland School of Medicine. Disponível em: <http://davidge2.umaryland.edu/~emig/ekgtu01.html>. Acessado em 12 de agosto de 2005.
52. Imagem do book memorializing the scientistis. **Gabriel Lipmann**. Disponível em: <http://chem.ch.huji.ac.il/~eugeniik/history/lippmann.html>. Acessado em 16 de abril de 2006.
53. CAMPBELL, F. W.; et. al. (1976). **A capillary electrometer [proceedings]**. J Physiol (Lond), 263 (1), P64-P67.
54. PEARSON, Karl. Book: **On the dissection of asymmetrical frequency curves**. Disponível em [http://bvio.ngic.re.kr/bvio/index.php/standard\\_deviation](http://bvio.ngic.re.kr/bvio/index.php/standard_deviation). Acessado em 03 de março de 2006.
55. THAKOR, N. V.; WEBSTER, J. G.; TOMPKINS, W. J. T. **Optimal QRS detector**. Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 21, pp 343-350, maio de 1983.
56. STEVEN W. SMITH (1998), **The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing**. Chapter 15 - Moving Average Filters / Relatives of the Moving Average Filter. Disponível em <http://www.dspguide.com/>. Acessado em 26 de julho de 2006
57. S. Usui and I. Amidror, **Digital low-pass differentiation for biological signal processing**, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 29, pp 686-693, 1982