



**COPPE/UFRJ**

**BIBLIOTECA DE APLICATIVOS EM JAVA PARA DETECÇÃO DE COMPLEXOS  
QRS DO ELETROCARDIOGRAMA**

Kátia Kelvis Cassiano

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Jurandir Nadal

Rio de Janeiro

Maio de 2010

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

BIBLIOTECA DE APLICATIVOS EM JAVA PARA DETECÇÃO DE COMPLEXOS  
QRS DO ELETROCARDIOGRAMA

Kátia Kelvis Cassiano

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO  
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA  
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE  
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE  
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

---

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

---

Prof. Antonio Maurício Ferreira Leite Miranda de Sá, D. Sc.

---

Prof. Flávio Luis de Mello, D. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MAIO DE 2010

Cassiano, Kátia Kelvis

Biblioteca de Aplicativos em Java para Detecção de  
Complexos QRS do Eletrocardiograma / Kátia Kelvis Cassiano.

– Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2010.

XI, 104 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Jurandir Nadal

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de  
Engenharia Biomédica, 2010.

Referências Bibliográficas: p. 87-90.

1. Detecção de Complexos QRS. 2. Paradigma de  
Orientação a Objetos. 3. Padrão de Projeto Facade I. Nadal,  
Jurandir II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE,  
Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*"Quando os meus olhos não podiam ver, Tua mão segura me ajudou a andar..."*

*"Quando os meus sonhos vi desmoronar, me trouxeste outros para recomeçar "*

*Pe. Fábio de Melo*

## **Agradecimentos**

A Deus, que torna tudo possível, que fez novas todas as coisas e não se esqueceu de mim em nenhum momento. Confiar n'Ele é a melhor opção, sem dúvida.

Ao meu orientador Jurandir Nadal, pelas preciosas discussões relacionadas à Cardiologia e pelo apoio e confiança em todos os momentos.

Ao professor Flávio Mello, pela presteza e apoio. Por dar crédito ao meu trabalho e ajudar-me no seu aperfeiçoamento.

À minha mãe, Iva Eterna, que me deixou livre para seguir os caminhos que escolhi, mas permaneceu do meu lado mesmo quando esses caminhos me levaram para longe. Por ser um exemplo de determinação, perseverança, dedicação e disciplina. Por ter me ensinado o prazer e motivação para estudar, aprender, realizar e melhorar continuamente.

Ao Carlos Lozano, amor da minha vida. Por todos os ensinamentos, por completar-me, fazer-me descobrir habilidades e por acreditar em mim mesmo quando me faltavam respostas. Você é a prova de que juntos somos mais e em cada linha deste trabalho posso sentir a intensidade dos momentos vividos, o aprendizado conjunto, a comunhão de sonhos e a incerteza do amanhã. Obrigada por me ensinar a viver, não como alguém que espera acontecer, mas como alguém que acredita e conquista.

À minha irmã Kênia Cristina, tão jovem e tão sábia. A distância não foi capaz de impedir sua companhia e seu apoio em todos os momentos. Obrigada por compreender quando me faltava tempo para te ouvir e pelo amor incondicional que tens por mim.

Também agradeço à minha irmã Keila, meu cunhado Moisés e meus sobrinhos Pedro Arthur e Matheus Henrique, por me acolherem numa fase tão importante para mim, de escolhas, tropeços e desafios. À minha irmã Greice Karla, meus irmãos Ivanio e Wanistem, minha “maninha branca” Dariane, meu cunhado Naldinho e minha cunhada Síntia, pela torcida sincera pelo meu sucesso.

À Dadá e vovó Adelaide, por aceitarem minhas decisões apesar de todo sofrimento que lhes causei. Acredito que suas orações foram determinantes na conclusão deste trabalho. À minha querida tia Dedé, pelo apoio, força e compreensão.

Aos meus sogros Alírio e Nhora Cecília, pela confiança, amor e acolhida na sua família. Por todo apoio e pelas orações.

Aos amigos do PEB, Mariana, Renata, Francisco, Sibebe, Armando, Felipe, Gabriela e Alex. Amizades verdadeiras e pilares de sustentação nesse tempo de grandes desafios. E às minhas amigas de graduação, companheiras também dessa etapa: Maiana, Jordana e Patrícia.

Ao Rodrigo Schmidt Nümborg, o cara mais nerd que conheço, pelo apoio em Java, por dispor de seu tempo e sempre me atender com prontidão.

Aos funcionários do PEB, pelo pronto atendimento, de forma especial à Edna por todo carinho e compreensão.

A CAPES pelo incentivo à pesquisa e pela bolsa de estudos a mim concedida.

Enfim: só Deus sabe o quanto caminhei para chegar até aqui. Uma experiência única, marcante, desafiadora. Mas, há um tempo para tudo, tempo de plantar e tempo de colher. E por muitas vezes, deve-se renunciar para conquistar!

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a concretização deste sonho, muito obrigada!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

## BIBLIOTECA DE APLICATIVOS EM JAVA PARA DETECÇÃO DE COMPLEXOS QRS DO ELETROCARDIOGRAMA

Kátia Kelvis Cassiano

Maio/2010

Orientador: Jurandir Nadal

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma biblioteca de *software*, sob o paradigma de orientação a objetos, contemplando características de algoritmos de alto desempenho do estado da arte de detecção de batimentos cardíacos: complexos QRS do eletrocardiograma em tempo-real. A biblioteca implementada compreende três detectores em uma interface de alto nível, estruturada com base no padrão de projeto *facade* que abstrai os detalhes de implementação, reduz a complexidade e provê portabilidade. O processo de desenvolvimento foi definido com base nos princípios da Engenharia de Software e atenção especial foi dada à documentação, como forma de manter informações relevantes para uso posterior. A base de dados MIT-BIH *Arrhythmia Database* (MIT,1998) foi utilizada para testes de desempenho dos detectores que compõem a biblioteca. O melhor desempenho alcançado (99,75% de sensibilidade e 99,85% de preditividade positiva para 0,41% de falha de detecção) é melhor que aqueles apresentados pelos algoritmos originais. Deste modo, os algoritmos são adequados para a utilização em monitores cardíacos e instrumentos clínicos, bem como em pesquisas envolvendo a detecção em tempo real de complexos QRS do eletrocardiograma.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

SOFTWARE LIBRARY FOR DETECTION OF QRS COMPLEXES IN  
ELETROCARDIOGRAM

Kátia Kelvis Cassiano

May/2010

Advisor: Jurandir Nadal

Department: Biomedical Engineering

In this work it is presented the development of a software library, under the object oriented paradigm, that includes resources from state-of-the art high-performance algorithms for cardiac beat detection: QRS complex from the electrocardiogram. The implemented library includes three detectors with a high-level interface, which was structured in a facade design pattern for occulting implementation details, reducing complexity and improving portability. The development process was defined following the principles of software engineering, with special attention given to the documentation, as an strategy to preserve relevant information for future uses. The MIT-BIH *Arrhythmia Database* was employed for the development and performance evaluation of each detector. The best performance index reached (99.75% sensitivity, 99.85% positive predictivity and 0.41% detection fails) is higher than those presented by the original algorithms. Thus, this library is suitable for use in cardiac monitors and medical instrumentation, as well as in research studies that requires real-time detection of QRS complex from the electrocardiogram.

# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1 .....</b>	<b>1</b>
<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 Objetivos .....	3
1.2 Organização do Trabalho .....	4
<b>CAPÍTULO 2 .....</b>	<b>5</b>
<b>O CORAÇÃO HUMANO E AS ARRITMIAS CARDÍACAS .....</b>	<b>5</b>
2.1 Fisiologia do Coração .....	5
2.2 Arritmias cardíacas .....	11
2.2.1 Arritmia Sinusal Respiratória (ASR).....	11
2.2.2 Batimentos prematuros ou extrassístoles.....	12
2.2.3 Flutter e Fibrilação Ventricular .....	15
2.2.4 Flutter e Fibrilação Atrial.....	16
2.2.5 Batimentos de Fusão .....	17
<b>CAPÍTULO 3 .....</b>	<b>19</b>
<b>DETECÇÃO DE COMPLEXOS QRS .....</b>	<b>19</b>
3.1 Algoritmos de Detecção de Complexos QRS .....	19
<b>CAPÍTULO 4 .....</b>	<b>25</b>
<b>TÉCNICAS E RECURSOS UTILIZADOS .....</b>	<b>25</b>
4.1 Dados .....	25
4.2 Engenharia de Software .....	26
4.3 O processo de desenvolvimento de software .....	26
4.4 Técnicas para Análise de Requisitos.....	29
4.5 Técnicas para Projeto .....	29
4.6 Recursos e Técnicas Utilizadas na Implementação.....	31
4.7 Técnicas Utilizadas para Teste.....	32
4.8 Técnicas Utilizadas na Detecção dos Complexos QRS .....	33
4.8.1 Filtros Digitais.....	34

4.8.2 Filtro Digital Passa-Banda.....	34
4.8.3 Filtro de Média Móvel.....	35
4.8.4 Filtro Derivativo.....	36
4.8.5 Técnicas no estágio de decisão.....	37
<b>CAPÍTULO 5 .....</b>	<b>39</b>
<b>ANÁLISE DE REQUISITOS E PROJETO.....</b>	<b>39</b>
5.1 O Modelo do Sistema.....	39
<b>CAPÍTULO 6 .....</b>	<b>45</b>
<b>IMPLEMENTAÇÃO.....</b>	<b>45</b>
6.1 Interface Gráfica .....	45
6.2 Análise Visual do Sinal.....	46
6.3 Interface de Detecção de Batimentos Cardíacos .....	48
6.4 Implementação dos Detectores .....	49
6.4.1 Estágio de Pré-processamento.....	49
6.4.2 Implementação do Estágio de Decisão.....	53
<b>CAPÍTULO 7 .....</b>	<b>73</b>
<b>RESULTADOS DA BIBLIOTECA DE BATIMENTOS CARDÍACOS .....</b>	<b>73</b>
7.1 Resultados Individuais dos Detectores.....	73
<b>CAPÍTULO 8 .....</b>	<b>79</b>
<b>DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....</b>	<b>79</b>
<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>84</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>87</b>
<b>ANEXO I.....</b>	<b>91</b>
<b>ANEXO II.....</b>	<b>93</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>104</b>

## Lista de Siglas

<b>ASR</b>	Arritmia Sinusal Respiratória
<b>AV</b>	Atrioventricular
<b>CASE</b>	<i>Computer-Aided Software Engineering</i>
<b>ECG</b>	Eletrocardiograma
<b>EMD</b>	<i>Empiric Mode Decomposition</i>
<b>IMF</b>	<i>Intrinsic Mode Function</i>
<b>MS</b>	Morte Súbita
<b>PRA</b>	Período Refratário Absoluto
<b>PRR</b>	Período Refratário Relativo
<b>RNA</b>	Rede Neural Artificial
<b>SA</b>	Sinoatrial
<b>SNR</b>	<i>Signal Noise Ratio</i>
<b>UML</b>	<i>Unified Modeling Language</i>

# **CAPÍTULO 1**

## **INTRODUÇÃO**

As doenças cardíacas têm sido a principal causa de morte súbita (MS) nos países industrializados. Estima-se que a incidência de MS na população brasileira seja superior à observada nos Estados Unidos (300 a 400 mil casos por ano), dada a similaridade de hábitos de vida e a existência da doença de Chagas na forma endêmica, provavelmente porque esta compromete o padrão autonômico cardiovascular e tem implicação nos mecanismos arritmogênicos, deflagradores de MS (SOBRAC, 2008).

A maioria dos casos de MS ocorre sem qualquer sintoma prévio de doença cardiovascular (OMS, 2008). Algumas arritmias não-letais, por exemplo, extrassístoles ventriculares, precedem outras que estão diretamente relacionadas à MS. O tratamento preventivo e correto diagnóstico das arritmias cardíacas são, portanto, eficientes na redução dos riscos de MS. A detecção precoce de doenças cardíacas ou anormalidades (arritmias) pode prolongar e manter a qualidade de vida de um indivíduo por meio de tratamento adequado.

O eletrocardiograma (ECG) é o registro da atividade elétrica do coração por meio de um procedimento não invasivo, informativo, reproduzível e de baixo custo (LEE e WANG, 2008). Por essa razão, é utilizado para diagnosticar a função cardiovascular, possibilitando a identificação e quantificação de arritmias, bem como a análise da condição de isquemia do miocárdio e a constatação de região afetada por um possível infarto.

A monitoração contínua do ECG resulta em grande quantidade de dados, aproximadamente 100.000 batimentos a cada 24 horas (WEN, 2008). A análise visual do sinal consome muito tempo e o reconhecimento de anormalidades não é trivial, uma vez que o sinal é contaminado por diversos tipos de ruídos (muscular, eletromagnético, oscilação da linha de base) e apresenta variabilidade morfológica, de indivíduo para indivíduo, para um mesmo indivíduo e conforme a localização anatômica dos eletrodos (TSIPOURAS, 2005).

Sistemas computacionais podem minimizar a complexidade do processo de análise do sinal ECG e fornecem uma ferramenta automatizada de apoio ao diagnóstico, como soluções inteligentes de prevenção de MS. Em centros de monitoração de sinais vitais, alguns algoritmos de avaliação do ECG são incorporados aos monitores cardíacos, disparando alarmes quando uma anormalidade é detectada. Esses sistemas são baseados no conhecimento sobre determinado domínio de aplicação e apresentam soluções de apoio à tomada de decisão. Trata-se de sistemas especialistas, capazes de explicar, por meio de regras de formação, como e por que determinada decisão foi tomada ou determinada solução foi proposta. A base de conhecimento de um sistema especialista é representada por pares condição/ação, de forma que durante a sua execução se a condição de uma regra de produção é satisfeita, então uma ação é realizada (FUKUDA, 2008).

Softwares para detecção de batimentos cardíacos são essenciais em sistemas de monitoração de ECG e muitas técnicas têm sido propostas no intuito de maximizar a sensibilidade às alterações no sinal, que podem traduzir comportamentos atípicos e inferir características precursoras de MS. A detecção precisa das ondas que compõem o ciclo cardíaco, a morfologia do sinal de ECG e o seu comportamento temporal são fundamentais, uma vez que diversas arritmias podem ser diagnosticadas e tratadas. Logo, as regras de formação para um sistema desse tipo contemplam vários aspectos do ECG, sendo importantes a duração dos ciclos e seus diversos segmentos, a forma das ondas existentes, a constância, a presença e localização dos pontos característicos.

Esse trabalho teve como base o estudo do estado da arte de algoritmos de detecção de batimentos cardíacos e de técnicas de processamento digital de sinais e o uso de ferramentas de Engenharia de Software para modelagem de sistemas computacionais especialistas.

Considerando as estimativas da Organização Mundial de Saúde de que as mortes causadas por doenças cardiovasculares crescerão mundialmente para 23,4 milhões em 2030, entende-se que o trabalho apresentado contribui significativamente para prevenção e manutenção da qualidade de vida de indivíduos pertencentes a grupos de risco.

## 1.1 Objetivos

Como objetivo geral, tem-se o desenvolvimento de uma biblioteca de software para detecção de batimentos cardíacos em tempo-real, como subsistema de um sistema especialista de monitoração cardíaca.

Para cumprir o objetivo geral, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- Estudar e aplicar técnicas de modelagem e padrões de projeto de software para documentar e definir o processo de desenvolvimento.
- Estudar e aplicar técnicas de processamento e análise digital do sinal de ECG;
- Estudar o estado da arte de algoritmos de detecção de batimentos cardíacos;
- Identificar regras de formação dos algoritmos de detecção e mapear combinações, desenvolvendo uma metodologia para desenvolvimento de detectores de alto desempenho;
- Implementar a biblioteca de software em Java, como forma de obter portabilidade e tornar possível a sua utilização em diferentes plataformas.
- Testar os algoritmos que compõem a biblioteca de software de detecção de batimentos cardíacos, em uma base de dados representativa.

O banco de dados MIT-BIH (MIT, 1989) foi utilizado para testes dos algoritmos e avaliações de desempenho, tendo em vista o fato de apresentar variedade de traçados e artefatos, assim como anomalias de condução e arritmias: ventricular, supraventricular e de fusão. Portanto, mais próximo da realidade dos centros de monitoração cardíaca.

## 1.2 Organização do Trabalho

A revisão bibliográfica é realizada nos dois capítulos subsequentes. O Capítulo 2 apresenta os aspectos fisiológicos relacionados ao coração e as características das arritmias cardíacas de interesse. O Capítulo 3 apresenta alguns algoritmos de detecção de batimentos cardíacos.

O Capítulo 4 apresenta as técnicas e recursos utilizados no desenvolvimento desse trabalho, envolvendo conhecimentos da engenharia de software e processamento digital de sinais, bem como ferramentas computacionais relacionadas.

O Capítulo 5 descreve a atividade de análise e especificação de requisitos do sistema e o projeto da biblioteca de software para detecção de batimentos cardíacos.

O Capítulo 6 apresenta a implementação da biblioteca de software, descrevendo as características dos três algoritmos que a compõem.

O Capítulo 7 apresenta os resultados obtidos, na forma de uma comparação entre os algoritmos originais e os algoritmos desenvolvidos quanto ao desempenho e tempo médio de processamento.

O Capítulo 8 discute aspectos intrínsecos do funcionamento da biblioteca, apresentando situações atípicas em alguns sinais da base de dados MIT-BIH, enquanto o Capítulo 9 aponta as conclusões e as propostas de trabalhos futuros.

## CAPÍTULO 2

### O CORAÇÃO HUMANO E AS ARRITMIAS CARDÍACAS

Esse capítulo apresenta os conceitos relacionados à atividade cardíaca, sob o ponto de vista da fisiologia do coração (seção 2.1). As arritmias cardíacas, tratadas nesse trabalho, serão abordadas na seção 2.2, contemplando suas características e eventos fisiológicos associados. Todo o capítulo tem como referências GUYTON (2005), BERNE e LEVY (1990), e CARNEIRO (1991).

#### 2.1 Fisiologia do Coração

O coração atua como uma bomba pulsátil, sendo capaz de impulsionar volumes variados de sangue, com mecanismos autonômicos de controle para atendimento das necessidades dos tecidos do organismo.

O coração é dividido em dois setores, que atuam como sincícios funcionais: atrial e ventricular. O termo sincício está relacionado ao tipo de agrupamento das células que formam o músculo cardíaco - elas se fundem por meio de *gap-junctions*, permitindo a propagação de potenciais elétricos sem a necessidade de sinapses por neurotransmissores. Os dois sincícios são separados por um tecido conjuntivo fibroso e denso. A única via de condução entre eles é o nódulo atrioventricular (AV), um sistema de condução especializado que, ao introduzir um atraso na condução do estímulo, viabiliza o bombeamento coordenado de sangue pelo coração.

Os sincícios formam quatro câmaras (átrio direito, átrio esquerdo, ventrículo direito, ventrículo esquerdo), separadas duas a duas por paredes comuns, denominadas septos. As duas câmaras direitas são separadas pela válvula tricúspide e as duas câmaras esquerdas são separadas pela válvula mitral. A Figura 2.1 apresenta a estrutura do coração, bem como a direção do fluxo sanguíneo por meio das câmaras e válvulas cardíacas.

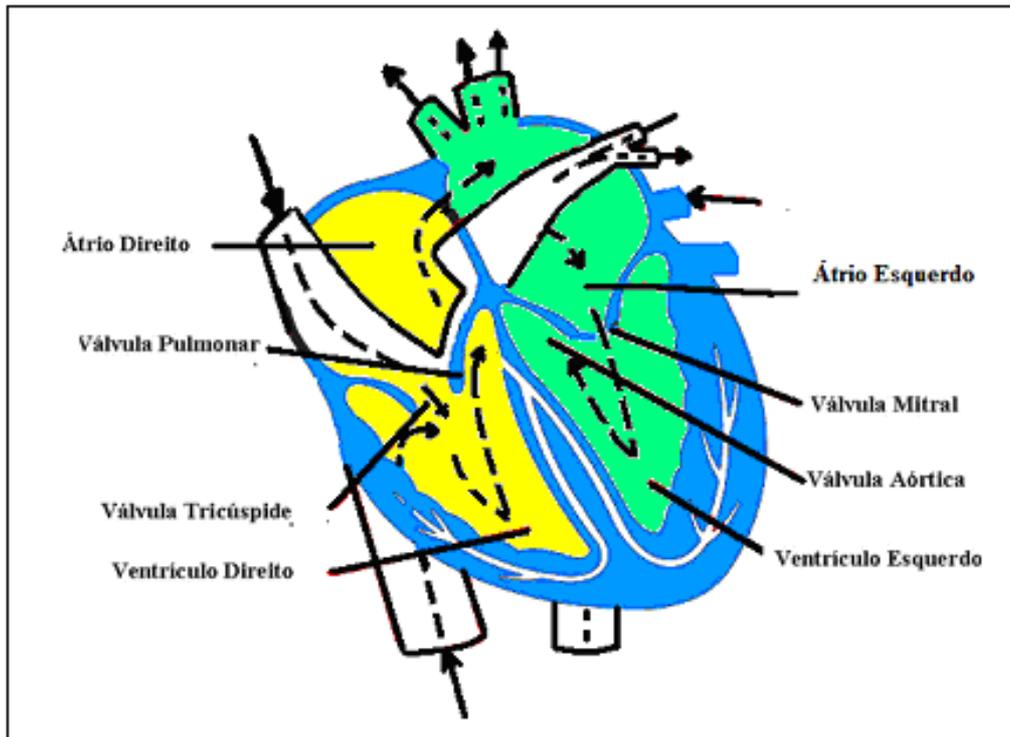


Figura 2.1 - Estrutura interna do coração humano e direção do fluxo sanguíneo

A função das válvulas é direcionar o fluxo sanguíneo no interior das cavidades do coração e destas para as grandes artérias. O sangue venoso (rico em gás carbônico) chega ao átrio direito por meio das veias cava inferior e superior e, por meio da válvula tricúspide, chega ao ventrículo direito que o propulsiona para os pulmões durante a contração, ou sístole, via artérias pulmonares, para a realização das trocas gasosas. Durante a dilatação dos ventrículos, ou diástole, o sangue arterial (rico em oxigênio) é conduzido ao átrio esquerdo pelas veias pulmonares. Na contração do átrio esquerdo o sangue é enviado ao ventrículo esquerdo, por meio da válvula mitral, sendo bombeado para a circulação periférica via artéria aorta. Os ventrículos se comunicam com as artérias, pulmonar e aorta, por meio das válvulas semi-lunares pulmonar e aórtica, respectivamente.

O miocárdio é a parte intermediária do músculo cardíaco e contém 99% de células musculares contráteis e 1% de células especializadas do sistema de condução, que apresentam despolarização espontânea. A função cardíaca está relacionada às características intrínsecas dessas células: automatismo, ritmicidade, contratilidade e condutibilidade.

O automatismo refere-se à capacidade de uma dada célula, espontaneamente, gerar potenciais de ação ou impulsos elétricos e a ritmicidade define a frequência e regularidade dessa atividade. O potencial de ação é resultado de uma oscilação transitória do potencial de membrana, ou potencial de repouso da célula, com alterações na permeabilidade, que por sua vez define as concentrações dos íons potássio, sódio e cálcio ( $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $Ca^{2+}$ ) no meio intracelular e no meio extracelular. Esse comportamento provê um sistema excitatório que controla a geração de batimentos cardíacos. O automatismo está presente, principalmente, nas células excitatórias do nódulo sinoatrial (SA), que se encontra na junção da veia cava superior com o átrio direito. O nódulo SA é o sítio natural de geração de potenciais de ação, sendo por isso denominado o marcapasso fisiológico do coração. Em um indivíduo adulto normal, o nódulo SA produz, aproximadamente, 70 impulsos por minuto. Outras células também apresentam automatismo e em situações atípicas geram impulsos, com menor frequência – 40 a 60 impulsos elétricos por minuto no nódulo AV e 20 a 40 impulsos elétricos por minuto nas fibras de Purkinje.

As células do músculo cardíaco apresentam, em repouso, o comportamento de um dipolo elétrico, sendo despolarizadas quando um impulso elétrico é aplicado na membrana celular. A propagação do estímulo é facilitada pelas junções comunicantes (*gap junctions*), que aumentam a condutibilidade por reduzirem a resistência elétrica da membrana celular. A velocidade de propagação do potencial de ação depende de vários fatores interrelacionados: resistência elétrica, capacitância elétrica, diâmetro das fibras, período refratário e o tipo de resposta da célula. Como a resistência elétrica da membrana celular é alta, o impulso tende a se propagar mais ao longo da célula e não transversalmente à membrana. Células com maior diâmetro apresentam maior velocidade de condução. A membrana possui capacitância elétrica e, portanto uma corrente despolarizante não é capaz de modificar o potencial instantaneamente, exigindo certo tempo. O período refratário absoluto (PRA) preconiza que uma vez despolarizada, a célula não responde a um estímulo qualquer até que o potencial de membrana tenha retornado a valores na faixa de -50 mV a -55 mV. O período refratário relativo (PRR) é o intervalo de tempo durante o qual um estímulo supraliminar produz um potencial de ação propagado. É somente após o PRA que a célula apresenta a melhor resposta ao potencial de ação e esse comportamento determina a condução do potencial de ação através do músculo cardíaco. Adicionalmente, tem-se células de resposta rápida (fibras

contráteis e pelos sistemas especializados de condução dos átrios e ventrículos) e células de resposta lenta (nódulos SA e AV e feixe de His). Ambas assumem papéis fundamentais no processo de condução do impulso.

O ciclo cardíaco é definido com base na condução do impulso no músculo cardíaco: partindo do nódulo AS, se propaga preferencialmente pelos feixes internodais, ativa os átrios e alcança o nódulo AV, onde sofre um alentecimento da condução, imprescindível para o ótimo enchimento dos ventrículos (sístole) e para a contração atrial (diástole). A velocidade de condução aumenta novamente quando o estímulo passa pelo feixe de His e atinge seu valor máximo nas fibras de Purkinje. O processo se estende a todo miocárdio ventricular, progredindo fibra a fibra, na forma de uma frente de onda de despolarização. A excitação se extingue quando um dado potencial de ação colide com outro que chegou àquele ponto por outro caminho, sendo esse acontecimento fundamental para a natureza cíclica da atividade elétrica do coração.

O eletrocardiograma (ECG) é o registro da atividade elétrica do coração e reflete a resposta de um conjunto de células ao potencial de ação gerado por um sítio de automatismo, normalmente o nódulo SA. O eletrocardiógrafo é o instrumento capaz de medir as variações de potencial elétrico em diversos pontos da superfície do corpo humano, decorrentes da atividade cardíaca. São utilizados eletrodos de superfície e a disposição física dos mesmos define uma derivação. O sistema de derivações para ECG foi concebido pelo holandês Willem Einthoven e assume que a soma dos vetores de toda a atividade elétrica cardíaca está no centro de um triângulo equilátero (centro elétrico do coração), cujos vértices estão localizados no ombro esquerdo, no ombro direito e na região púbica. Este triângulo, denominado Triângulo de Einthoven (Figura 2.2) tem os lados DI, DII e DIII e define as derivações bipolares do plano frontal.

Na prática, os eletrodos são conectados aos antebraços direito e esquerdo. De modo similar, a perna representa uma extensão do sistema de derivações do púbis e o terceiro eletrodo é usualmente conectado ao tornozelo esquerdo.

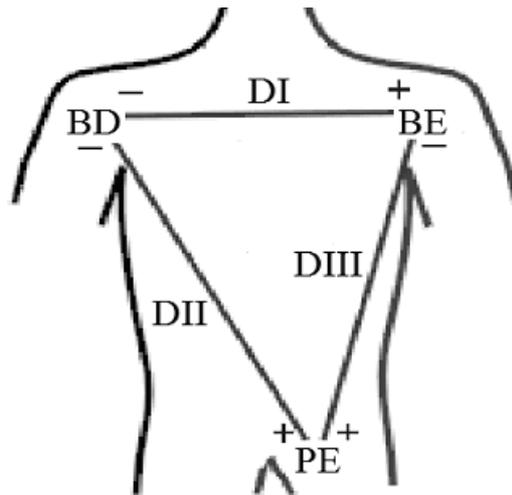


Figura 2.2 - Triângulo de Einthoven para derivações bipolares DI, DII e DIII. BE: braço esquerdo, BD: braço direito, PE: perna esquerda

A orientação das derivações bipolares DI, DII e DIII, estabelecidas por Einthoven foi baseada na Segunda Lei de Kirchoff (ou Lei das Correntes). A implicação dessa lei torna válida a relação  $DI + DIII = DII$ , ou seja, o potencial elétrico de uma das derivações bipolares pode ser obtido, matematicamente, pela soma dos potenciais elétricos conhecidos das outras duas derivações.

Outras derivações foram criadas com base nas derivações bipolares do plano frontal. É de fundamental importância o conhecimento da derivação utilizada no registro do ECG, pois as anormalidades na contração do músculo cardíaco ou na condução do impulso cardíaco alteram os padrões eletrocardiográficos de algumas derivações e podem não afetar outras.

Este trabalho se concentra na derivação bipolar DII modificada, onde os eletrodos são afixados na região torácica (MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE, 1989), por se tratar de uma derivação que enfatiza o complexo QRS.

A Figura 2.3 apresenta um ciclo de ECG normal e suas ondas características, padrão obtido por meio da derivação torácica bipolar DII.

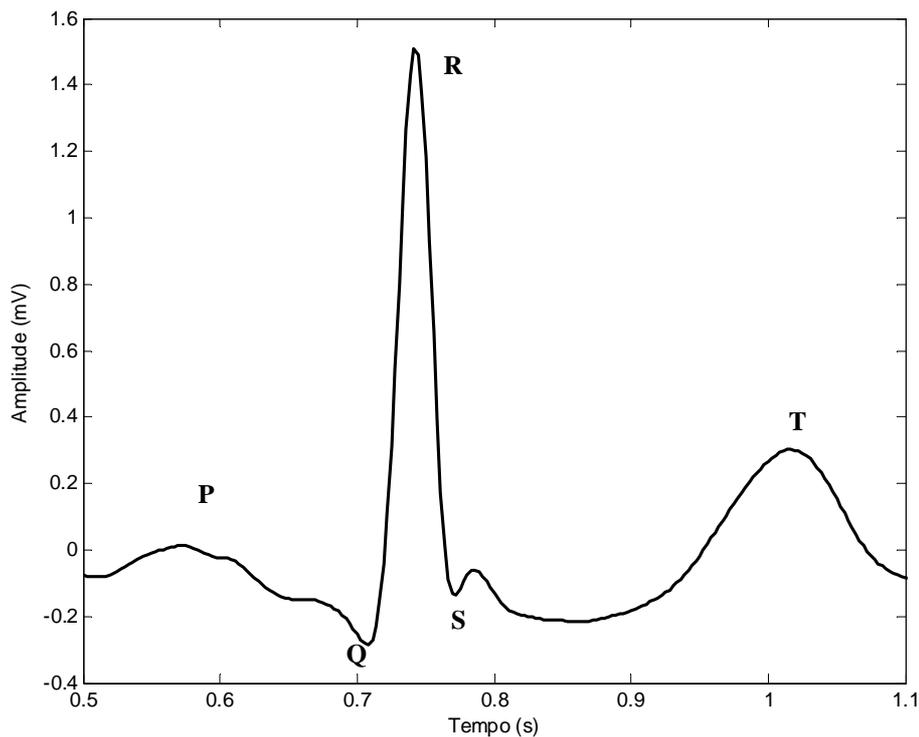


Figura 2.3 - ECG normal (registro 103 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE,1989)

O ECG normal apresenta as ondas P, Q, R, S e T, definindo três eventos principais: despolarização e contração atrial (onda P), repolarização atrial simultaneamente à contração ventricular (complexo QRS) e repolarização ventricular (onda T). O intervalo P-R corresponde ao atraso na condução do estímulo pelo nódulo AV, para permitir a ejeção completa do sangue dos átrios aos ventrículos. A curva de repolarização dos átrios é pequena e fica envolvida pelo complexo QRS, coincidindo com a despolarização dos ventrículos. A onda R, geralmente, tem amplitude superior às demais ondas do ECG. Ao final da onda T ocorre o relaxamento dos ventrículos (diástole ventricular), que podem responder novamente a um impulso elétrico, caracterizando o final do PRA. Na maioria das derivações, a onda T está defletida na mesma direção do complexo QRS, em relação à linha isoeletrica, caracterizando que o processo de repolarização procede em direção contrária àquela da despolarização.

A análise do ECG possibilita obter diversas informações clínicas, tais como a orientação anatômica do coração, tamanhos relativos de suas câmaras e distúrbios do ritmo e da condução, sendo utilizada em sistemas de monitoração.

## **2.2 Arritmias cardíacas**

Arritmias são distúrbios na geração do impulso cardíaco, como consequência de alterações no automatismo, ou problemas na condução deste. Do ponto de vista fisiológico, as arritmias cardíacas são resultantes da ocorrência isolada ou combinada dos seguintes eventos:

- Anormalidades na ritmicidade do marcapasso natural (nódulo SA);
- Função de marcapasso executada por outras regiões automáticas do coração (batimentos ectópicos);
- Bloqueio de diferentes pontos na condução do impulso através do coração;
- Condução do impulso por vias alternativas;
- Geração espontânea de impulsos espúrios em outras regiões do coração (batimentos ectópicos).

Ou seja, desenvolve-se uma arritmia quando o gerador de impulsos cardíacos (nódulo SA) e/ou o sistema de condução especializado (nódulo AV) apresentam comportamentos atípicos, ou são bloqueados pela ocorrência de uma despolarização de origem ectópica. O ECG, sob situação de arritmias, apresenta alteração temporal e morfológica. Nessa seção serão tratadas as arritmias de maior interesse para o trabalho desenvolvido, com foco nas características apresentadas no ECG. As figuras apresentadas são resultantes do processamento dos sinais da base de dados MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989) pela biblioteca desenvolvida nesse trabalho.

### **2.2.1 Arritmia Sinusal Respiratória (ASR)**

É um evento associado ao ciclo respiratório, correspondente à variação cíclica dos batimentos cardíacos sob comando do nódulo SA e sincronizada com a respiração: aumento da frequência cardíaca no final da inspiração e diminuição da frequência

cardíaca no final da expiração. Do ponto de vista clínico, a arritmia sinusal não apresenta riscos à vida e é comum em pessoas jovens, tendendo a diminuir na idade adulta. Ao contrário das demais arritmias, a arritmia sinusal é uma manifestação do bom funcionamento dos mecanismos de controle autonômico que regulam a atividade cardíaca. O ECG, sob condições de ASR, apresenta oscilações de linha de base.

### **2.2.2 Batimentos prematuros ou extrassístoles**

Enquanto o batimento de escape pressupõe uma depressão do automatismo do nódulo SA e/ou na condução do impulso, a extrassístole caracteriza-se por uma exarcebação da excitabilidade de algumas regiões do músculo cardíaco, podendo ocorrer mesmo com o automatismo normal.

A extrassístole antecipa um batimento normal e produz uma onda de despolarização ectópica que ocorre após o período refratário. Em função da sua origem, apresentam intervalo de tempo entre o batimento normal e o batimento extrassistólico (período de acoplamento) invariável. No ECG registra-se uma pausa no traçado após a ocorrência de uma extrassístole denominada pausa compensatória, que traduz a impossibilidade de propagação do estímulo sinusal, bloqueado pela despolarização ectópica.

Quanto à morfologia do ECG, extrassístoles de origem atrial são conduzidas normalmente pelo sistema de condução e, portanto, apresentam a mesma forma de ciclos normais. Extrassístoles de origem juncional, apresentam onda P negativa nas derivações DII e DIII, em virtude de a propagação da frente de onda nos átrios estar dirigida de baixo para cima. Por outro lado, extrassístoles ventriculares são caracterizadas por um complexo QRS alargado, porque a condução do impulso se dá por vias anômalas, e não apresentam onda P. Em geral, a onda de ativação oriunda de uma extrassístole ventricular não consegue despolarizar o nódulo AV e, então, ele gera impulsos no tempo certo, fazendo com que a soma dos intervalos pré e pós-extrassistólicos seja igual à soma de dois ciclos normais.

Extrassístoles ventriculares podem se manifestar isoladas, sendo esporádicas no traçado do ECG (Figura 2.4) ou em consonância a um batimento normal, caracterizando alterações de ritmo cardíaco.

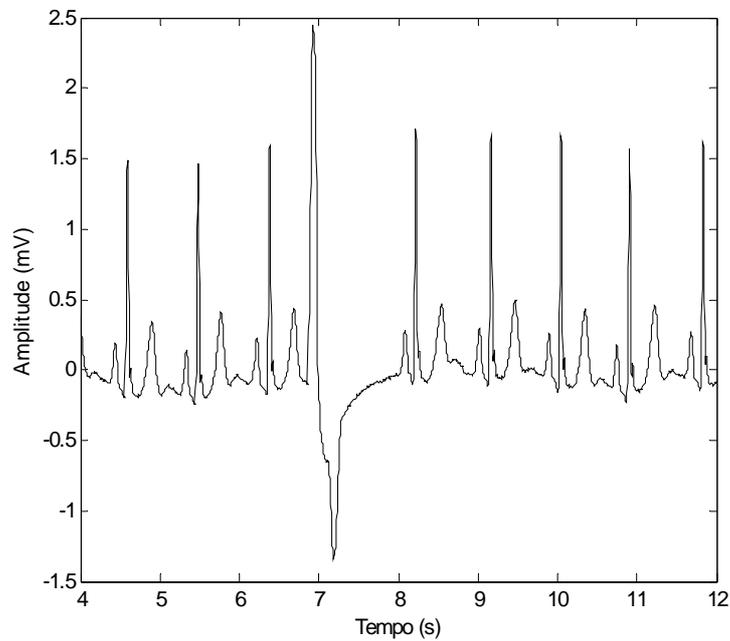


Figura 2.4 - Ocorrência isolada de extrassístole (registro 119 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

A Figura 2.5 apresenta o ritmo trigeminado, no qual uma extrassístole ocorre após dois batimentos normais.

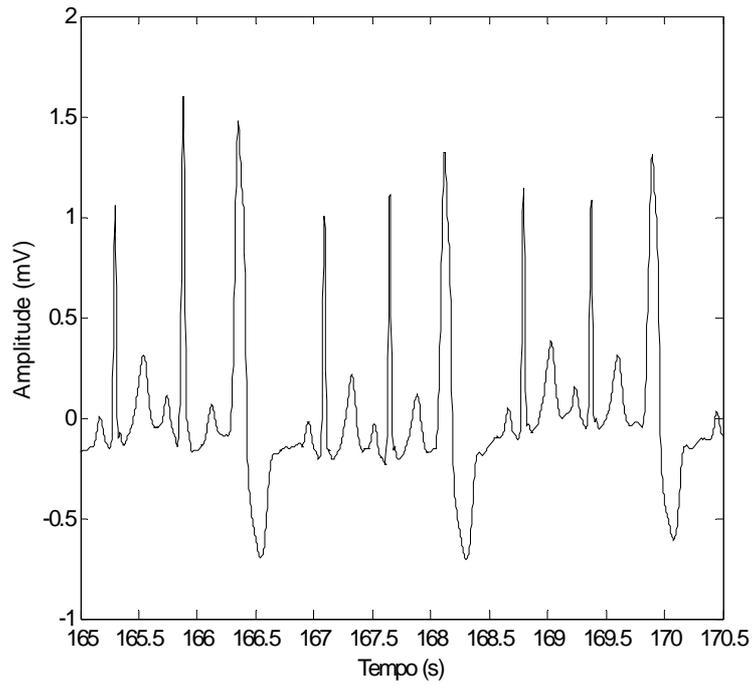


Figura 2.5 - Ritmo Trigeminado (registro 208 de do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

A ocorrência de três ou mais extrassístoles sucessivas caracteriza a taquicardia ventricular. A Figura 2.6 apresenta uma situação com a ocorrência continuada de extrassístoles (taquicardia ventricular), o qual resultou em um processo de fibrilação ventricular (não mostrado).

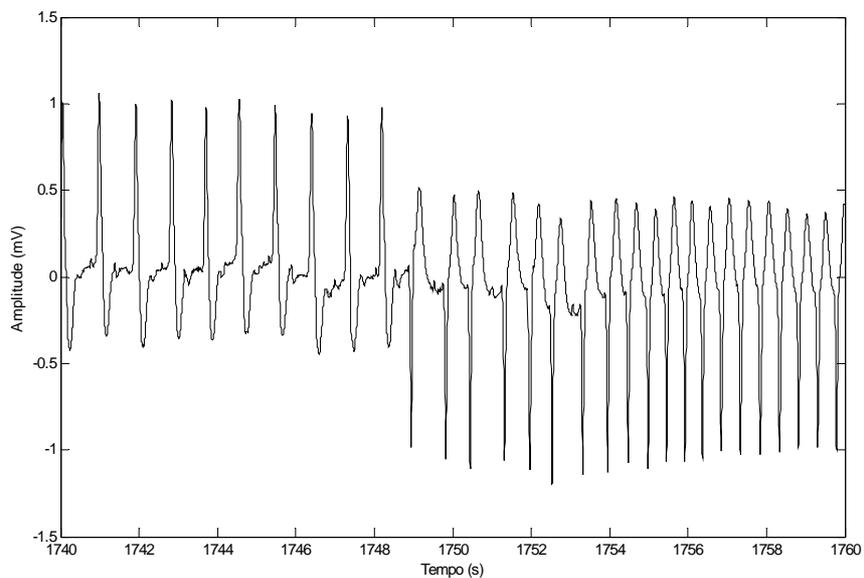


Figura 2.6 - Taquicardia ventricular sustentada (registro 207 – MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

Do ponto de vista clínico, são mais significativas as extrassístoles ventriculares em ritmo bigeminado ou aquelas que desencadeiam processos de fibrilação do músculo cardíaco e surto de taquicardia ventricular. É importante salientar que a ocorrência de extrassístoles, mesmo de forma isolada, deve suscitar a investigação, pois embora possa não ter nenhuma associação com cardiopatias, podem vir associadas à hipertensão, à doença coronária, doença miocárdica primária ou mesmo a doença valvular. Ainda, pode vir precedendo outras arritmias letais sendo, portanto, importante detectá-las em tempo hábil. Quando a extrassístole ocorre antes do final da onda T, caracteriza um evento R sobre T, particularmente grave, pois é indicativo de despolarização bem sucedida ainda no período refratário relativo, e com grande poder para desencadear uma taquicardia ventricular sustentada.

### **2.2.3 Flutter e Fibrilação Ventricular**

O flutter ventricular (Figura 2.7) é um evento de taquicardia ventricular extrema. Os ventrículos são, em geral, mais resistentes à fibrilação do que os átrios, porque a ativação deles se dá no sentido transversal. Logo, a instalação de um processo fibrilatório nos ventrículos sugere um grau mais avançado da doença miocárdica, manifestado pela diferença de refratariedade entre grupos celulares por ocasião da lesão.

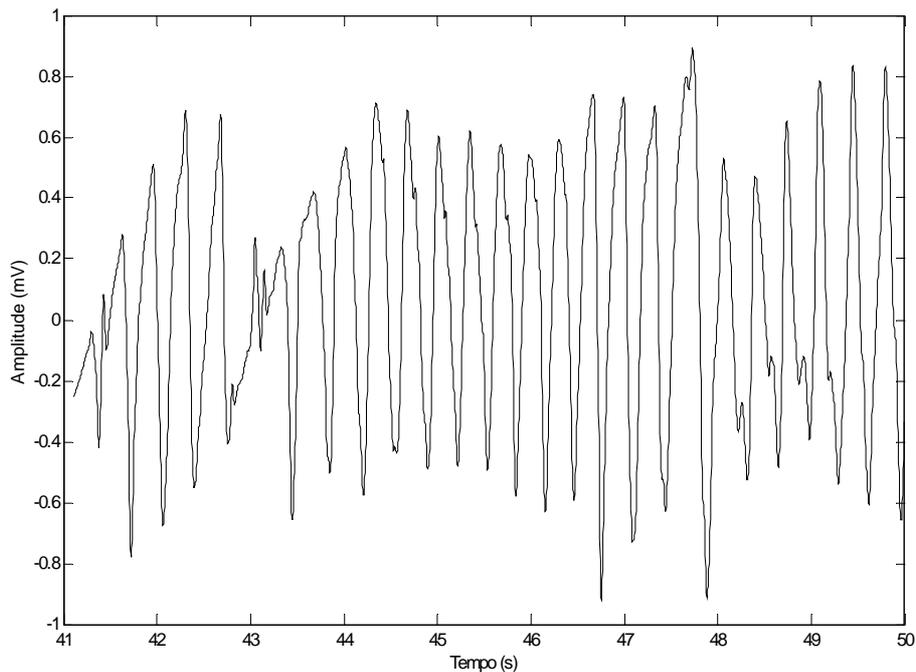


Figura 2.7 - Flutter ventricular (registro 207 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

O complexo QRS, o segmento ST e a onda T se fundem em uma onda única, denominada onda sino, sendo impossível identificar qualquer uma das ondas de um ECG normal. A frequência é muito elevada, maior que 180 batimentos por minuto, e a amplitude é grande. À medida que a frequência aumenta, o evento dominante é a fibrilação ventricular. A fibrilação ventricular pode ser desencadeada por extrassístoles ventriculares, sem passar pelo estágio de flutter ventricular. De qualquer forma, é o mecanismo mais comum de morte súbita em indivíduos sintomáticos ou não.

#### 2.2.4 Flutter e Fibrilação Atrial

O ECG com flutter atrial (Figura 2.8) não apresenta ondas P, mas deflexões atriais irregulares e variáveis em duração, denominadas ondas f, dando à linha de base o aspecto de dente de serra. Essa característica é evidente nas derivações DII, DIII, aVF e V1.

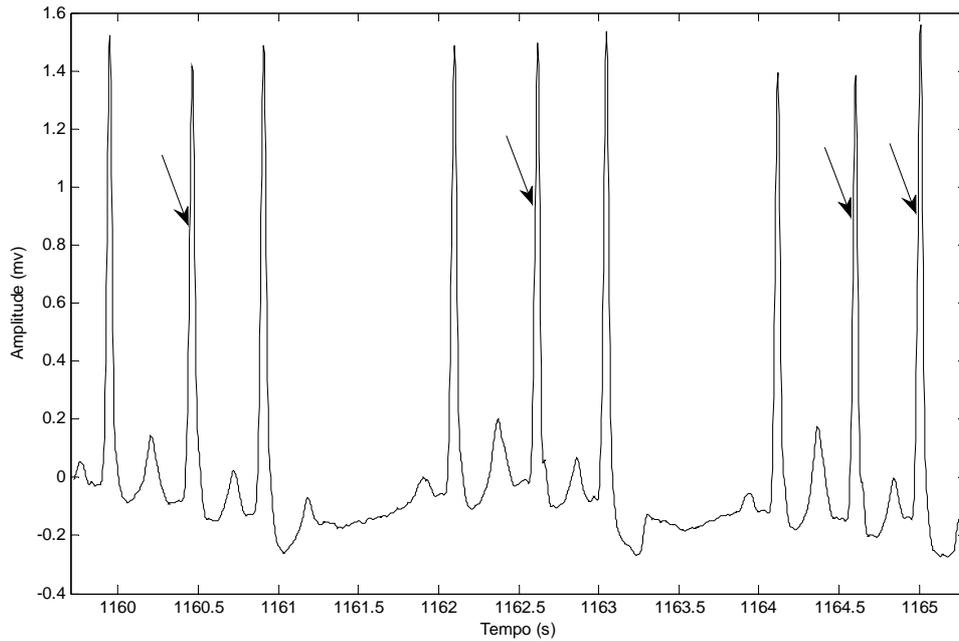


Figura 2.8 - Flutter atrial (registro 202 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

Frequentemente, o flutter evolui para a fibrilação atrial. Instala-se, então, um processo de despolarização atrial desordenado, produzindo perda da contratilidade atrial e queda do débito cardíaco.

### 2.2.5 Batimentos de Fusão

Ocorrem quando os ventrículos são ativados por duas frentes de onda: uma do nóculo SA e outra de um foco ectópico qualquer que conseguiu gerar um impulso antes de ser descarregado pelo impulso normal.

A Figura 2.9 apresenta o ECG com batimentos de fusão. O complexo QRS desse batimento tem morfologia intermediária entre o batimento normal e o batimento de origem ventricular, sendo precedido por uma onda P.

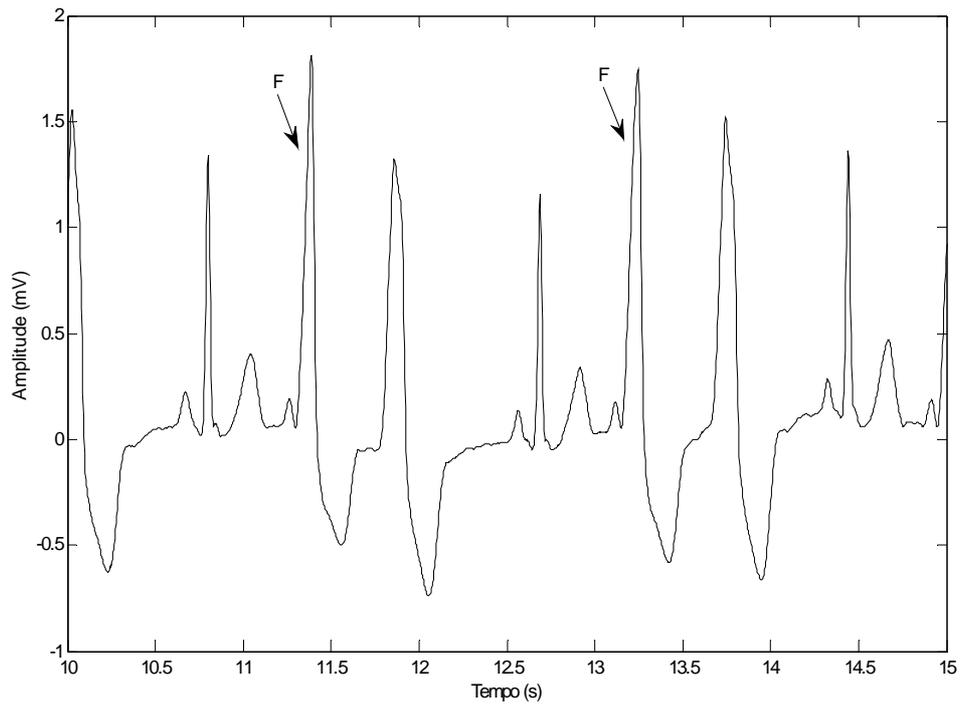


Figura 2.9 - Ocorrência de batimentos de fusão (F) (registro 208 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

Batimentos de fusão são característicos da ocorrência de extrasístoles pouco prematuras, cujas ondas de despolarização não ocorrem a tempo de bloquear a propagação do estímulo de origem sinusal.

## CAPÍTULO 3

### DETECÇÃO DE COMPLEXOS QRS

Nesse capítulo são apresentadas as técnicas utilizadas em algoritmos que implementam softwares de detecção de complexos QRS.

#### 3.1 Algoritmos de Detecção de Complexos QRS

As características do complexo QRS são utilizadas como base dos algoritmos de análise de ECG, pois fornecem informações importantes para a identificação de anormalidades, auxiliando tanto o diagnóstico quanto a prevenção. A detecção de batimentos prematuros, por exemplo, pode prevenir a morte súbita, tendo em vista o fato de que pessoas com ocorrência significativa desses batimentos têm maior probabilidade de desenvolver fibrilação ventricular letal.

O avanço computacional das últimas décadas permitiu o desenvolvimento de softwares para detecção de QRS e estes foram acoplados a sistemas especialistas de monitoração de ECG. Diversas abordagens têm sido propostas: redes neurais artificiais (XUE *et al.*, 1992; COHEN, 1995; BEHRAH e FAEZ, 2000; REAZ e WEIN, 2004), transformada *wavelet* (DINH *et al.*, 2001; SZILÁGYI, 2001; CHEN *et al.*, 2006), filtros digitais passa-banda e filtros derivativos (PAN e TOMPKINS, 1985; HAMILTON e TOMPKINS, 1986; ABRANTES, 1997; RANGEL, 2006; YEH e WANG, 2008), e métodos heurísticos baseados em transformações não-lineares (WU e SHYU, 2000; ARAFAT e HASAN, 2009). A combinação de técnicas também tem sido utilizada (SZILÁGYI, 2001; MORAES *et al.*, 2002; MEYER *et al.*, 2006; CHEN *et al.*, 2006; ZARRINI e SADR, 2009) como forma de potencializar o desempenho de detecção.

A variabilidade morfológica do ECG bem como a presença de ruídos são os maiores desafios dos algoritmos de detecção de complexo QRS. Em geral, esses algoritmos representam um processo de busca contínua no sinal, com objetivo de identificar o ponto fiducial de cada ciclo cardíaco – o instante de ocorrência da onda R – e com base neste delimitar o complexo QRS, identificando também as ondas Q e S.

No processo de detecção, o objetivo é encontrar um sinal  $s(t)$  em um sinal recebido  $x(t)$ , o qual contém ruído aditivo  $n(t)$ :

$$x(t) = s(t) + n(t) \quad (1)$$

Na detecção de batimentos cardíacos,  $s(t)$  representa o complexo QRS e  $n(t)$  representa os demais componentes do eletrocardiograma, incluindo ondas P e T, ruído aditivo de instrumentação, ruído muscular e interferências elétricas.

O software de um detector de complexos QRS tem, em geral, a estrutura apresentada na Figura 3.1.

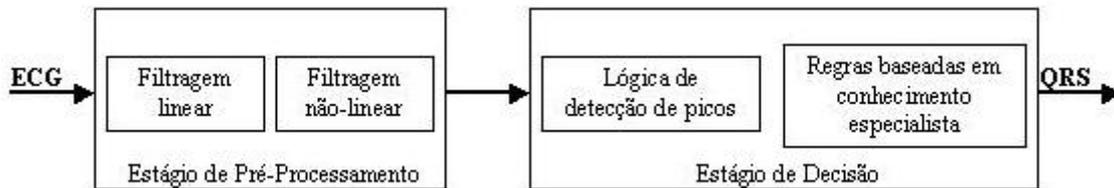


Figura 3.1 - Estrutura Geral de um Detector de QRS (adaptado de KÖHLER *et al.*, 2002)

O estágio de pré-processamento inclui filtragem linear e transformação não-linear do sinal de ECG. Os filtros têm o objetivo de eliminar ruídos de diversas fontes (muscular, eletromagnético, interferência da rede elétrica), artefatos de movimento e a oscilação de linha de base devido à respiração. A frequência de corte e a largura de banda utilizados nesse estágio devem garantir boa relação sinal/ ruído (SNR), preservar as características do ECG, evidenciando os complexos QRS para facilitar a localização dos pontos fiduciais – o instante de ocorrência dos picos da onda R.

Um estudo conduzido por SCHLINDWEIN *et al.* (2006) testou 64 combinações de frequência de corte de 13 a 20 Hz e largura de banda de 5 a 12 Hz, em filtros passa-banda utilizados em detectores de QRS. A frequência de corte de 19 Hz e a largura de banda de 9 Hz foi sugerida para sinais que apresentam arritmias, e a frequência de corte de 16 a 17 Hz e largura de banda de 9 a 12 Hz foi sugerida para sinais que apresentam predominância de batimentos normais. Essas combinações apresentaram o menor número de falsos positivos e falsos negativos no processamento da base de dados MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989).

O estágio de decisão inclui um detector de picos, ou pontos fiduciais do sinal, e implementa lógica de decisão baseada no conhecimento especialista para validação dos picos detectados (KÖHLER *et al.*, 2002).

Os algoritmos de detecção de complexos QRS contemplam técnicas diferenciadas em cada um dos estágios. Algoritmos clássicos propostos por PAN e TOMPKINS (1985) e HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam um estágio de pré-processamento que inclui filtragem linear realizada por um filtro digital passa-banda, um filtro derivativo e um integrador de média móvel. Uma transformação não linear é realizada por meio de quadratura na amplitude do sinal de ECG. O degrau da curva fornecida pelo estágio derivativo é enfatizado pela operação quadratura, para reduzir falsas detecções, devido a ondas T com energia espectral maior que a usual. O detector de picos atua sobre a saída do integrador de média móvel e analisa as informações sobre o degrau da onda R, a amplitude e a energia do sinal para identificação de um evento. Estimativas de nível de picos de QRS e de nível de picos de ruído são utilizadas para definição de um limiar adaptativo e a busca retroativa é realizada quando não se detecta batimento por um intervalo de tempo superior a 165% do intervalo R-R. A validação de um evento como complexo QRS depende das regras de formação do estágio de decisão e inclui parâmetros característicos do sinal tais como intervalo R-R e período refratário.

Transformações lineares com base na transformada *wavelet* têm sido utilizadas no estágio de pré-processamento em substituição aos filtros digitais convencionais. A transformação do sinal por meio de *wavelet* tem o efeito de filtragem passa-banda. Para estender o domínio de dados a diferentes resoluções, uma função *wavelet*-mãe é utilizada como função escalável em um algoritmo piramidal que realiza sucessivas filtrações passa-baixas e passa-altas. O sinal é decomposto em coeficientes que fornecem informação temporal e espectral do sinal. A escolha da função base (*wavelet*-mãe) para a transformada e o nível de decomposição a ser utilizado não é trivial e tem impacto direto na acurácia do processo de detecção. Na detecção de complexos QRS, devem-se considerar as propriedades de interesse do ECG. DINH *et al.* (2001) apresentam um comparativo de algumas funções mãe *wavelet*: *splines* cúbicas e quadráticas, *Haar* e *Daubechies 3*. O estudo conclui que a função *spline* cúbica é a que melhor se adapta a esse tipo de aplicação, por se tratar de uma função simétrica e de alta

ordem. Em todos os algoritmos estudados, a lógica de detecção localiza pontos de máximo do valor absoluto do sinal após aplicação da filtragem *wavelet*, que excede um determinado limiar. Outros parâmetros são utilizados na validação dos pontos de máximo para redução de falsos positivos.

Redes neurais artificiais (RNA) são utilizadas em detectores de QRS como preditores não-lineares e adaptativos (XUE *et al.*,1992), que estimam o sinal com base no seu comportamento ao longo do tempo, maximizando a relação sinal/ruído por meio da remoção de componentes não correlacionados ao sinal. Sendo o ECG um sinal não-linear, modelos não-lineares como RNAs são recomendáveis para esse tipo de aplicação. A quantidade de unidades de entrada na RNA corresponde à ordem de um filtro linear e o arranjo deve priorizar a eliminação de redundâncias. COHEN *et al.* (1995) propuseram um detector de QRS baseado em RNA do tipo *fuzzy*. O algoritmo estima a probabilidade de uma determinada amplitude, largura e intervalo R-R ser um complexo QRS, discriminando ruídos e batimentos verdadeiros. BEHRAH e FAEZ (2000) apresentaram um novo método de reconhecimento do complexo QRS baseado na RNA do tipo MART (múltiplas camadas da rede ART2). A RNA é utilizada para localizar as ondas Q e S, como base para a delimitação do complexo QRS e marcação do ponto fiducial (onda R). REAZ e WEI (2004) utilizaram uma RNA multicamadas com o algoritmo de retropropagação do erro para aprendizado das características do pico da onda R. As características utilizadas para treinamento da rede incluíram amplitude, valor diferencial, intervalo R-R e largura.

A análise da derivada do ECG (ENGELSE e ZEELLENBERG, 1979; ABRANTES, 1997; RANGEL, 2006; YEH e WANG, 2008) também é utilizada nos detectores de QRS. Essa técnica foi originalmente concebida para aplicações de tempo-real, sendo adequada para sistemas que processam grande quantidade de dados, pois apresenta baixa complexidade computacional. A localização da onda R é facilitada quando o ECG é derivado, pois esta onda apresenta grande variação no tempo em relação às demais. Além disso, a onda R é normalmente positiva, de grande amplitude e simétrica, ou seja, mesma inclinação de subida e descida, enquanto as ondas P e T não apresentam variações bruscas de inclinação. O ponto fiducial do complexo QRS é definido, portanto, como o instante no qual o máximo do ECG coincide com a passagem pelo zero na sua primeira derivada ou com o mínimo da sua segunda derivada. A

segunda derivada é utilizada por RANGEL (2006) e apresentou melhor desempenho na detecção em sinais com ondas R negativas e ondas P de grande amplitude.

A combinação de técnicas é uma abordagem utilizada na última década como forma de melhorar o desempenho dos detectores de QRS. Redes neurais artificiais e transformadas *wavelet* produzem filtragem linear adaptativa do ECG (SZILÁGYI, 2000), alterando seu comportamento ao longo do tempo, em concordância com as características do sinal de entrada. WU e SHYU (2000) combinaram rede neural *fuzzy* e transformada *wavelet* na identificação de extrassístoles ventriculares. A extração das características é realizada pela transformação *wavelet* e a rede utiliza essas características como entrada de dados. CHEN *et al.* (2006) apresentaram um estágio de pré-processamento que utiliza transformada *wavelet*, com função mãe Daubachies 4, na redução preliminar de ruído no sinal com preservação da morfologia do sinal, um filtro de média móvel e um filtro não-linear passa-baixa que enfatizam o complexo QRS e atenuam componentes de baixa frequência, eliminando ruídos e ondas P e T sobressalentes. No estágio de decisão, um limiar adaptativo é aplicado sobre o sinal resultante do estágio de pré-processamento, sendo determinado com base nas características e valores correntes do ECG, adaptando-se ao comportamento do sinal ao longo do tempo.

ARAFAT e HASAN (2009) apresentaram um algoritmo de decomposição de modo empírico (EMD) para localização das ondas do ECG. O EMD é uma ferramenta não-linear de análise de dados não-estacionários, que tem como base a decomposição do sinal em uma soma de funções denominadas *intrinsic mode functions* (IMF), capazes de representar o comportamento oscilatório dos dados. A ordem da função determina o tipo de oscilação capturada: IMF de baixa ordem capturam oscilações de alta frequência enquanto IMF de ordem elevada capturam oscilações de baixa frequência. Portanto, para distinguir o complexo QRS das demais ondas do ECG (P e T), ruídos e oscilação de linha de base, os autores utilizaram IMFs de baixa ordem. As ondas P e T são identificadas com base na utilização de IMFs de ordem elevada. O algoritmo apresentou 100% de sensibilidade na detecção de complexos QRS e melhor desempenho que as técnicas baseadas em limiar adaptativo.

ZARRINI e SADR (2009) apresentaram um algoritmo para detecção, em tempo-real, da polaridade e simetria da onda T. A onda T é, usualmente, assimétrica e na maioria das derivações possui a mesma orientação da onda R. Ondas T simétricas e invertidas são altamente sugestivas para a situação de isquemia miocárdica. Nesse trabalho, a detecção da onda T foi realizada posteriormente à detecção da onda R. O algoritmo de detecção da onda R utiliza limiar adaptativo e transformada *wavelet*.

## CAPÍTULO 4

### TÉCNICAS E RECURSOS UTILIZADOS

Nesse capítulo serão apresentados os dados e as técnicas utilizadas no desenvolvimento desse trabalho, que compreendem basicamente as áreas processamento digital de sinais e engenharia de software.

#### 4.1 Dados

A base de dados MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989) contém 48 registros de ECG, com duração de 30 minutos cada um, obtidos por meio de duas derivações. Vinte e três (23) registros, numerados entre 100 a 124 foram escolhidos aleatoriamente e constituem uma amostra representativa de uma variedade de formas de onda e artefatos; vinte e cinco (25) registros, numerados entre 200 e 234, foram selecionados para incluir anormalidades de condução e ritmo, e arritmias (ventricular, supraventricular e de fusão), que por serem raras poderiam não ter representatividade se fossem escolhidas aleatoriamente.

Para a realização desse trabalho, foram selecionados os registros da derivação torácica bipolar modificada (DII), totalizando aproximadamente 24 h de ECG. Excepcionalmente para o registro 207, trechos do sinal que apresentam flutter e fibrilação ventricular foram excluídos, uma vez que na ocorrência dessas arritmias o ECG é disforme, sendo impossível identificar as ondas que compõe o complexo QRS. As variações de ritmo, da morfologia do complexo QRS e da qualidade do sinal apresentadas na amostra selecionada mimetizam a realidade observada nos centros de monitoração cardíaca.

Também foram utilizadas, para validação dos algoritmos, as anotações incluídas no banco de dados com marcações do instante de ocorrência e a classificação de cada batimento. As anotações apresentam suficiente acurácia para serem utilizadas como referência em estudos que envolvem o ECG (MIT-BIH ARRHYTHMIA

DATABASE, 1989). Os códigos utilizados para as marcações no arquivo de anotações estão disponíveis no Anexo I.

## **4.2 Engenharia de Software**

Como forma de disciplinar o processo de desenvolvimento do presente trabalho e produzir documentação para controle de qualidade e apoio a possíveis mudanças, princípios da engenharia de software foram aplicados. A engenharia de software envolve métodos, ferramentas e procedimentos que viabilizam o desenvolvimento de softwares de alta qualidade (PRESSMAN, 1995). Os métodos incluem tarefas para construir o software: planejamento, estimativas, análise de requisitos, projeto da estrutura dos dados envolvidos, algoritmos de processamento, codificação, teste e manutenção. Em geral, os métodos apresentam uma notação gráfica do software.

Para sustentar os métodos, existem ferramentas. Nesse trabalho foi utilizada a engenharia de software auxiliada por computador (CASE – *Computer-Aided Software Engineering*), com ferramentas que contemplam análise, projeto, codificação e teste.

Os procedimentos integram métodos e ferramentas, definindo a sequência de aplicação dos métodos, controlando o desenvolvimento para garantir a qualidade e coordenar possíveis mudanças. Os procedimentos definem um paradigma de engenharia de software, sendo os mais conhecidos: ciclo de vida clássico ou modelo cascata, prototipação, modelo espiral e técnicas de quarta geração (4GT).

## **4.3 O processo de desenvolvimento de software**

Independente do paradigma escolhido, o processo de desenvolvimento de software contém três fases genéricas: definição, desenvolvimento e manutenção (PRESSMAN, 1995). A primeira fase tem foco no escopo do sistema, no desenvolvimento define-se a estrutura dos dados, os detalhes de implementação, a linguagem de programação e como serão realizados os testes e a manutenção concentra-se nas mudanças para correção de erros e/ou adaptações próprias do processo evolutivo.

O ciclo de vida clássico, apresentado na Figura 4.1, tem uma abordagem sistemática e sequencial ao desenvolvimento do sistema, que se inicia no nível do sistema e avança ao longo da análise, projeto, codificação, teste e manutenção.

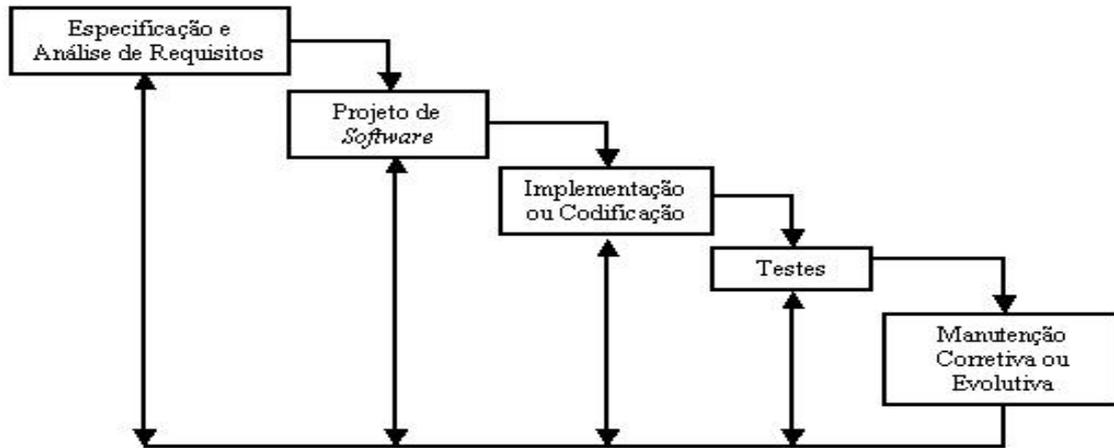


Figura 4.1 - Ciclo de vida clássico do software ou modelo cascata (adaptado de PRESMAN, 1995)

Esse paradigma apresenta algumas fragilidades, uma vez que os projetos reais raramente seguem o fluxo sequencial e há uma dificuldade do modelo em acomodar a incerteza natural que existe no início de todo processo de desenvolvimento. A prototipação possibilita a criação de um modelo do sistema que será implementado, tendo como base os objetivos gerais e concentrando-se na representação dos aspectos visíveis ao usuário. O ciclo de vida iterativo incremental (Figura 4.2) combina características do modelo cascata e da prototipação, de forma que o software seja desenvolvido em partes. Esse modelo prevê que em cada iteração, versões mais completas do software sejam disponibilizadas, representando evolução do projeto. Cada iteração seleciona uma funcionalidade especificada, codifica e testa sua implementação. Como vantagem, tem-se o desenvolvimento de subsistemas independentes, maior facilidade nos testes e a realimentação para o usuário do sistema em cada iteração.

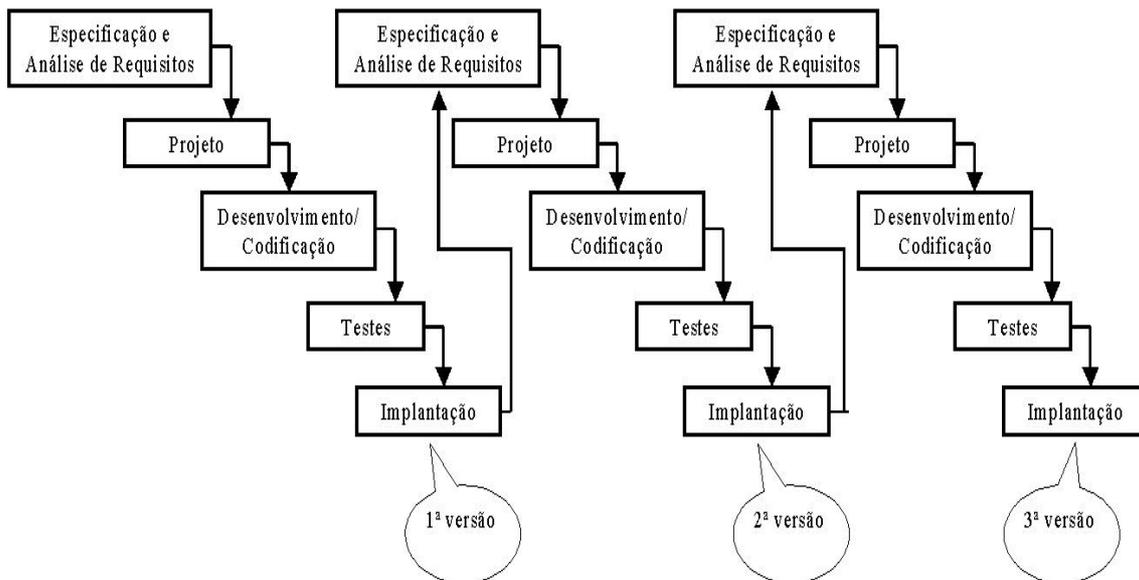


Figura 4.2 - Ciclo de vida iterativo incremental (Adaptado de PRESMAN, 1995)

As técnicas de quarta geração abrangem um conjunto de ferramentas que possibilitam a especificação do software num nível elevado e geram, automaticamente, o código-fonte. No entanto, essas ferramentas são disponibilizadas para domínios de aplicação muito específicos.

Considerando a natureza acadêmica desse trabalho, um processo de desenvolvimento particular foi adotado, combinando técnicas dos paradigmas de ciclo de vida clássico e o espiral, numa abordagem incremental. Priorizou-se a documentação do software, como forma de garantir que informações completas estejam disponíveis para uso posterior. Essa postura foi adotada tendo em vista o fato de que diversos trabalhos correlacionados desenvolvidos no Programa de Engenharia Biomédica/COPPE, não evoluíram por falta de documentação, sendo finalizados quando da conclusão de uma pesquisa particular (mestrado ou doutorado). Dessa forma, esse trabalho apresenta o diferencial de documentar o processo desenvolvimento de um sistema de monitoração cardíaca em tempo-real, sob a visão da engenharia de software. O paradigma adotado propõe a realização das fases do ciclo de vida cascata, porém o desenvolvimento é realizado em etapas, denominadas versões, sendo que cada uma contempla a implementação de um grupo específico de requisitos. Assim, nessa primeira versão, optou-se pela implementação dos requisitos relacionados à detecção de batimentos cardíacos.

## 4.4 Técnicas para Análise de Requisitos

Para a análise e projeto utilizou-se a ferramenta JUDE (2009), versão *freeware Community 5.3*, baseada na Linguagem de Modelagem Unificada (UML). A UML é uma linguagem visual para modelagem de sistemas computacionais com base no paradigma de orientação a objetos (GUEDES, 2006). A UML oferece diagramas para representação e definição das características do software. Nesse trabalho, quatro diagramas da UML foram utilizados: Diagrama de Casos de Uso, Diagrama de Classes, Diagrama de Sequência e Diagrama de Atividades para representar os requisitos, o relacionamento entre as funcionalidades, a estrutura lógica e a dinâmica dos processos envolvidos.

## 4.5 Técnicas para Projeto

Na programação orientada a objetos, objetos são criados pela instanciação de uma classe. Uma classe especifica os atributos e define os métodos que o objeto pode realizar. Cada método declarado por um objeto especifica o seu nome, parâmetros e valor de retorno da operação, os quais representam a assinatura dessa operação. O conjunto das assinaturas definidas por uma operação é denominado interface para o objeto. Uma interface de objeto, portanto, caracteriza o grupo de requisições que podem ser enviadas a ele. Objetos que suportam requisições idênticas podem ter diferentes implementações e a associação entre uma requisição e um objeto é realizada em tempo de execução (polimorfismo).

Um padrão de projeto provê uma descrição abstrata para um modelo de implementação, o qual pode ser aplicado na solução de uma classe de problemas (GAMMA *et al.*, 1994). Como consequência, identifica os principais aspectos de um projeto, tornando-o útil para criar um projeto orientado a objetos reutilizável. Um padrão de projeto apresenta as classes, seus papéis, colaborações e responsabilidades e especifica o relacionamento entre interfaces.

Esse trabalho utilizou-se do padrão de projeto facade para modelar a estrutura. O padrão de projeto facade provê uma interface única para um grupo de interfaces de

um subsistema, definindo uma interface de alto nível que abstrai os detalhes de implementação e reduz a complexidade (GAMMA *et al.*, 1994). A

Figura 4.3 apresenta uma situação na qual o usuário necessita saber muitos detalhes (qual filtro e qual regra de decisão) para utilizar o sistema de detecção de QRS.

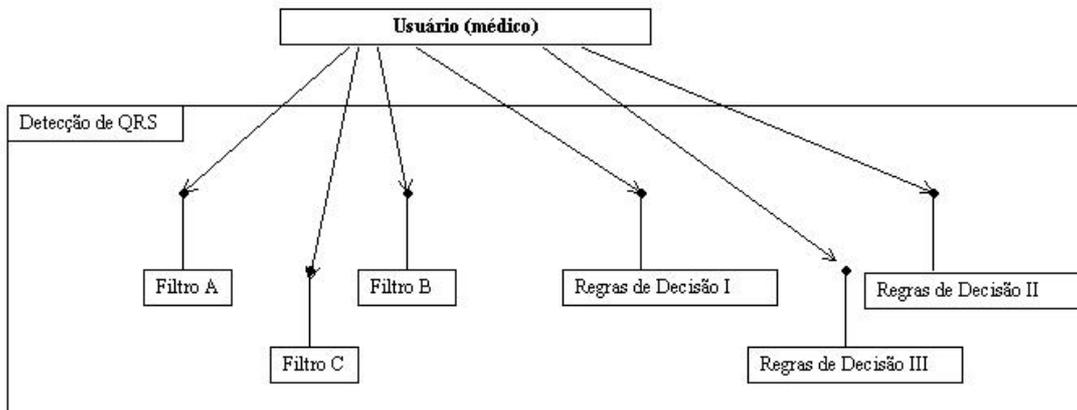


Figura 4.3 – Definição do problema: complexidade do sistema visível para o usuário

A Figura 4.4 apresenta a solução para esse tipo de problema. O cliente desconhece os detalhes de implementação do sistema de detecção de QRS, mas se relaciona diretamente com o *Facade*, o qual delega tarefas aos objetos apropriados.

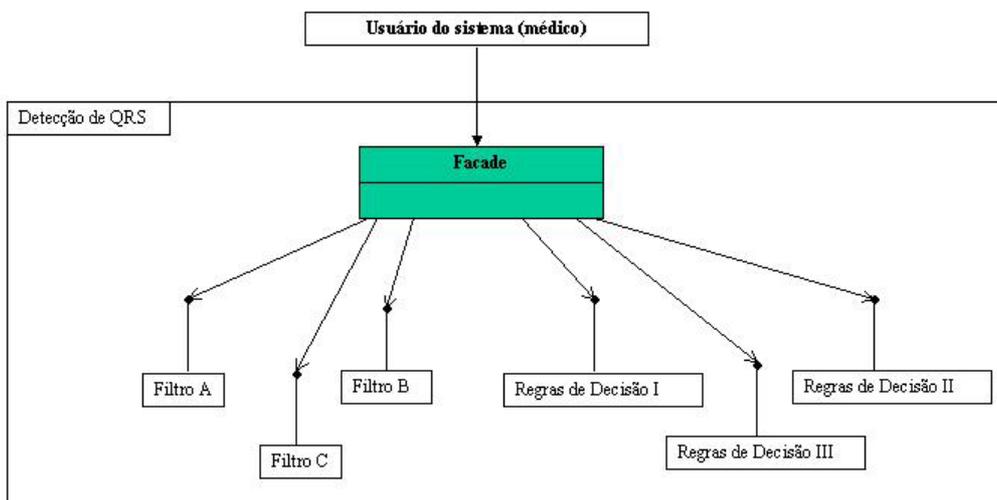


Figura 4.4 - Solução obtida por meio do uso do padrão de projeto *facade*

As características do padrão de projeto *facade* justificam, portanto, o seu uso nesse projeto. No caso específico do sistema de monitoração cardíaca, um sistema especialista oferece duas macrofuncionalidades: a detecção de complexos QRS e a classificação de batimentos cardíacos. Essas funcionalidades podem ser definidas em

subsistemas, cujo projeto contempla interfaces de baixo nível que são compartilhados por elementos diferentes do sistema. Então, uma interface de alto nível pode proteger os clientes da complexidade e definir as macrofuncionalidades. Ao mesmo tempo em que o padrão *facade* facilita o uso do subsistema; o acoplamento fraco entre os componentes do subsistema garante a portabilidade.

Considera-se, portanto, a biblioteca de detecção como um subsistema de um sistema especialista de monitoração cardíaca. À medida que o sistema for evoluindo (versões), novas funcionalidades poderão ser acopladas, sem alterar a estrutura definida na fase de projeto e de forma transparente aos clientes.

#### **4.6 Recursos e Técnicas Utilizadas na Implementação**

A linguagem de programação JAVA foi escolhida para codificação. A principal razão para essa decisão é a portabilidade oferecida pela linguagem. Em ambientes de monitoração, diferentes arquiteturas podem estar disponíveis e um software que não apresente limitações, tanto em relação ao sistema operacional quanto à arquitetura física da máquina, é essencial. Além da portabilidade, Java possibilita gerenciamento de segurança que verifica o acesso a recursos, arquivos e conexões de rede. Essa capacidade de controlar os recursos que estão disponíveis tem importância crítica, minimizando os índices de falhas de segurança, característica importante em sistemas de monitoração de sinais vitais.

Na fase de implementação, primeiramente alguns algoritmos do estado da arte de detecção de complexos QRS foram desenvolvidos em Matlab 7.0 (The Mathworks, EUA) e avaliados, sendo selecionados para composição da biblioteca aqueles que apresentaram melhor desempenho. As métricas de desempenho utilizadas foram sensibilidade, preditividade positiva e percentual de falha de detecção. A sensibilidade (Se) representa a quantidade de batimentos cardíacos corretamente detectados, a preditividade positiva ( $P^+$ ) representa a fração de batimentos detectados que são verdadeiros positivos e o percentual de falha de detecção (FD) representa a fração de falsos positivos e falsos negativos.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2)$$

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3)$$

$$FD(\%) = \frac{FP + FN}{TP + FN} \quad (4)$$

onde: TP: é a quantidade de batimentos verdadeiros detectados; FN: é a quantidade de batimentos verdadeiros que não foram detectados pelo algoritmo; e FP: é a quantidade de batimentos não verdadeiros que foram detectados pelo algoritmo

Para codificação em Java, utilizou-se o ambiente de desenvolvimento *NetBeans* IDE (NETBEANS, 2009), versão 6.7, o projeto de código aberto (*open source*) criado pela *Sun Microsystem*.

#### **4.7 Técnicas Utilizadas para Teste**

Para validar as combinações de regras na formação dos algoritmos para detecção, um avaliador de desempenho foi desenvolvido.

Para cada QRS detectado pelo algoritmo implementado é realizada uma comparação com as informações do arquivo de anotações disponibilizado pelo MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989). Se o atraso temporal entre o instante de ocorrência do pico R identificado pelo algoritmo e a anotação do banco de dados é menor que 150 ms, o evento detectado é considerado um complexo QRS verdadeiro positivo (TP), enquanto uma falha de detecção ocorre como falso positivo (FP) ou falso negativo (FN) dependendo se o complexo QRS detectado ocorreu antes ou após a anotação do banco de dados, respectivamente. O valor de 150 ms foi definido empiricamente e considerando que a marcação do MIT no arquivo de anotações pode, em alguns casos, estar deslocada em relação ao instante de ocorrência do pico da onda

R. Esse algoritmo foi utilizado para o processo de decisão dos algoritmos que compõem a biblioteca de códigos. A Figura 4.5 apresenta o diagrama de atividades do avaliador de desempenho.

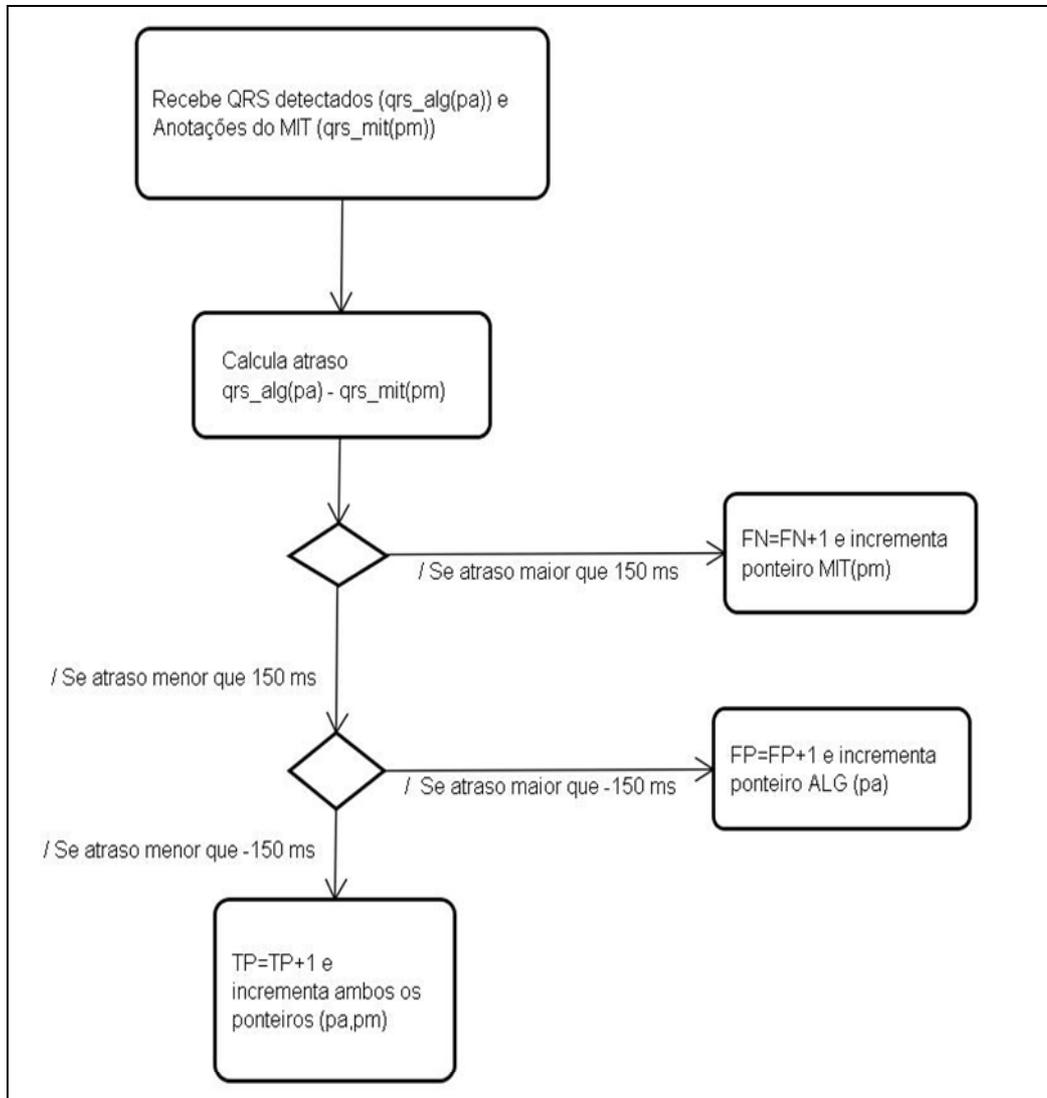


Figura 4.5 – Diagrama de atividades do avaliador de desempenho de detecção de QRS

## 4.8 Técnicas Utilizadas na Detecção dos Complexos QRS

Cada detector que compõe a biblioteca tem a estrutura apresentada por KÖHLER *et al.* (2002), descrita na seção 3.1. No estágio de pré-processamento, decidiram-se pela utilização de transformações lineares, baseadas em filtros digitais passa-banda, derivativo e filtros de média móvel. O estágio de decisão aborda a combinação de técnicas de limiar adaptativo, tendo como referência os algoritmos

apresentados por HAMILTON e TOMPKINS (1986), ENGELSE e ZEELENBERG (1979), ABRANTES (1997) e YEH e WANG (2008).

A decisão quanto à utilização dessas técnicas deve-se à facilidade de implementação, baixa complexidade computacional e resultados satisfatórios obtidos em outros trabalhos, inclusive realizados no Programa de Engenharia Biomédica/COPPE (PEREIRA *et al.*, 1987, FLOSI, 1988, ABRANTES, 1997, BOSSAN, 1994, KAUATI, 1997).

#### **4.8.1 Filtros Digitais**

Os filtros digitais são classificados de acordo com seu uso e implementação, e podem ser divididos em três categorias: domínio do tempo, domínio da frequência e adaptativos.

Filtros no domínio do tempo são utilizados quando a informação de interesse está contida no formato do sinal. Esses filtros suavizam o sinal, removendo o nível DC e eliminando ruídos. Filtros no domínio da frequência são utilizados quando a informação está contida em amplitude, frequência e fase de componentes senoidais, e são usados para separar bandas de frequência. Filtros adaptativos são utilizados quando uma ação especial é requerida, potencializando a ação dos filtros comuns (LATHI, 2004).

A implementação de um filtro digital é realizada por meio da convolução do sinal de entrada pela resposta ao impulso do filtro ou por meio de recursão.

#### **4.8.2 Filtro Digital Passa-Banda**

O filtro digital passa-banda pode ser obtido pela disposição em cascata ou pela convolução de um filtro passa-baixas e um filtro passa-altas, conforme Figura 4.6.

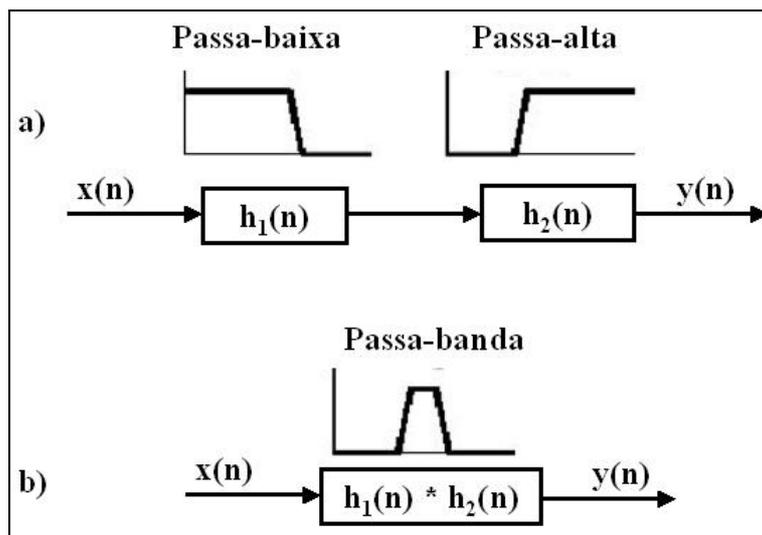


Figura 4.6 – Implementações de filtro digital passa-banda e respostas em frequência, onde  $x(n)$  é o sinal original,  $y(n)$  o sinal filtrado,  $h_1(n)$  e  $h_2(n)$  as funções de transferência dos filtros passa-baixa e passa-alta, respectivamente. a) Implementação por meio de cascata de filtros passa-baixa e passa-alta e b) Implementação por meio de convolução

### 4.8.3 Filtro de Média Móvel

O filtro de média móvel utiliza uma janela móvel de  $N$  amostras para calcular a média simples ou ponderada de uma sequência de dados. Se for conhecida a frequência do ruído, este pode ser eliminado ajustando-se a janela de amostragem do filtro média móvel ao valor do período do ruído ou a um múltiplo deste período. A operação de média móvel é aplicada iterativamente, minimizando a quantidade de picos e transientes (SMITH, 2003). Como resultado, tem-se a redução da variabilidade temporal e preservação da resposta ao degrau.

A representação discreta de um filtro do tipo média móvel de janela retangular é apresentada na equação abaixo (LATHI, 2004).

$$y(i) = y(i-1) + \frac{[x(i) - x(i-N)]}{N} \quad (5)$$

onde:  $N$  é a quantidade de amostras que compõem a janela móvel,  $x(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal na entrada do filtro e  $y(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal filtrado.

Em sistemas dinâmicos, sujeitos a mudanças ou perturbações que precisam ser rejeitadas, é interessante que a janela N tenha uma largura compatível com a banda passante do sistema. No caso específico deste projeto, N deve ser definido de forma que tenha aproximadamente a mesma largura do complexo QRS, eliminando informação relacionada à largura da onda T.

#### **4.8.4 Filtro Derivativo**

Um filtro derivativo é sensível aos componentes de alta frequência, os quais apresentam mudanças bruscas ao longo do tempo (SMITH, 2003). A derivada é uma operação que destaca fortemente as variações e, portanto, é conveniente utilizá-la para enfatizar as ondas R e minimizar a influência das outras ondas do ECG.

No ECG obtido por meio da derivação DII, a onda R é normalmente positiva, possui amplitude máxima e geralmente é simétrica, apresentando inclinação (ou degrau) de subida e descida semelhantes.

Por outro lado, as ondas P e T não apresentam variações bruscas de inclinação e, por este motivo, não tendem a gerar derivadas diferentes de zero. A derivada da onda R sobressai, inclusive, sobre ondas de amplitude maior que ela, devido a suas variações de amplitude no decorrer do tempo.

A

Figura 4.7 apresenta um trecho de ECG e sua derivada.

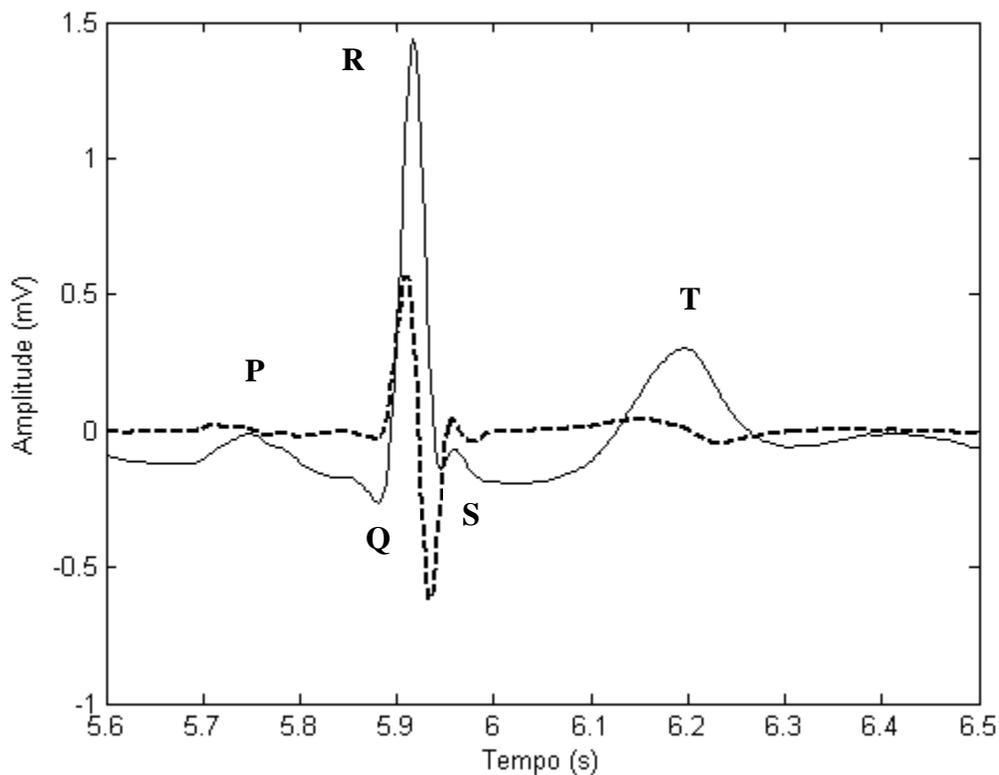


Figura 4.7 - Derivada do ECG (linha tracejada) e sinal ECG original (linha contínua)

Nota-se que a derivada correspondente ao complexo QRS se destaca em relação ao restante das ondas do ECG. A onda P não altera o traçado da derivada, enquanto a onda T produz uma leve perturbação.

#### 4.8.5 Técnicas no estágio de decisão

O estágio de decisão aplica regras sobre o sinal pré-processado para detecção e validação dos pontos fiduciais. Regras foram adicionadas aos algoritmos originais, variando parâmetros com objetivo de melhorar o desempenho de detecção sobre os sinais da base de dados MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989).

A técnica de detecção utiliza busca progressiva, com limiar adaptativo, que se ajusta ao comportamento do sinal. Este limiar é definido com base na amplitude da onda R. Para a abordagem adaptativa, diferentes estimadores para a amplitude da onda R foram testados: percentual da amplitude da última onda R (ou pico) detectada, média e mediana dos últimos n picos detectados. Avaliou-se também a influência de picos de ruído na predição dos picos R. A mediana foi o preditor que apresentou menor erro

médio na detecção. O período refratário de 200 ms e o intervalo R-R foram utilizados como parâmetros na lógica de detecção, para eliminar falsos positivos, devido à detecção de ondas T.

Portanto, um complexo QRS só pode ocorrer após 200 ms do último QRS detectado e caso o intervalo R-R seja aceitável. Também foram utilizados o degrau e a largura do complexo QRS. A busca retroativa foi implementada para reavaliação do sinal quando em certo intervalo de tempo, definido com base no intervalo R-R, não ocorreu detecção. Esse procedimento possibilita a detecção em trechos do sinal que apresentam baixa amplitude e não foram interceptados pelo limiar.

Selecionando as melhores práticas dos algoritmos propostos por HAMILTON e TOMPKINS (1986), ABRANTES (1997), ENGELSE e ZEELENBERG (1979) e YEH e WANG (2008), três detectores foram implementados na forma de subsistemas, para compor a biblioteca de detecção de batimentos cardíacos. Estes subsistemas serão, de agora em diante, referenciados como Detector I, Detector II e Detector III e diferem entre si quanto às regras de decisão e quanto aos filtros utilizados no estágio de pré-processamento.

## CAPÍTULO 5

### ANÁLISE DE REQUISITOS E PROJETO

Esse capítulo tem como objetivo apresentar os resultados obtidos nas fases de análise e projeto, definidas no processo de desenvolvimento deste trabalho.

#### 5.1 O Modelo do Sistema

A especificação dos requisitos do sistema é apresentada, detalhadamente, no Documento de Especificação de Requisitos de Software (Anexo I).

O sistema é apresentado sob as visões funcional, comportamental e estrutural, com base em quatro diagramas da UML: casos de uso, classes, sequência e atividades.

O Diagrama de Casos de Usos fornece uma visão geral do comportamento do sistema, do ponto de vista funcional. Ele é composto por atores e funcionalidades (os casos de uso), sendo atores todos aqueles que interagem com a biblioteca, nesse caso o paciente e o profissional de saúde.

É importante ressaltar que esta representação contempla todas as funcionalidades de um sistema de monitoração cardíaca, incluindo aquisição do sinal de ECG, detecção e classificação de batimentos cardíacos. Pelos motivos apresentados no capítulo anterior e dado o paradigma adotado, a fase de desenvolvimento contempla, nessa versão, a detecção de batimentos cardíacos.

As linhas de associação entre os casos de uso expressam uma relação funcional. O relacionamento do tipo <<include>> indica obrigatoriedade de execução de um caso de uso para que outro seja executado. O relacionamento do tipo <<extend>> descreve cenários opcionais de determinado caso de uso, ou seja, ele só ocorrerá em uma situação específica, caso uma condição seja satisfeita.

Por exemplo, na Figura 5.1, a execução do caso de uso Detectar QRS está condicionada à execução do caso de uso Filtrar ECG, mas não ao caso de uso Visualizar ECG.

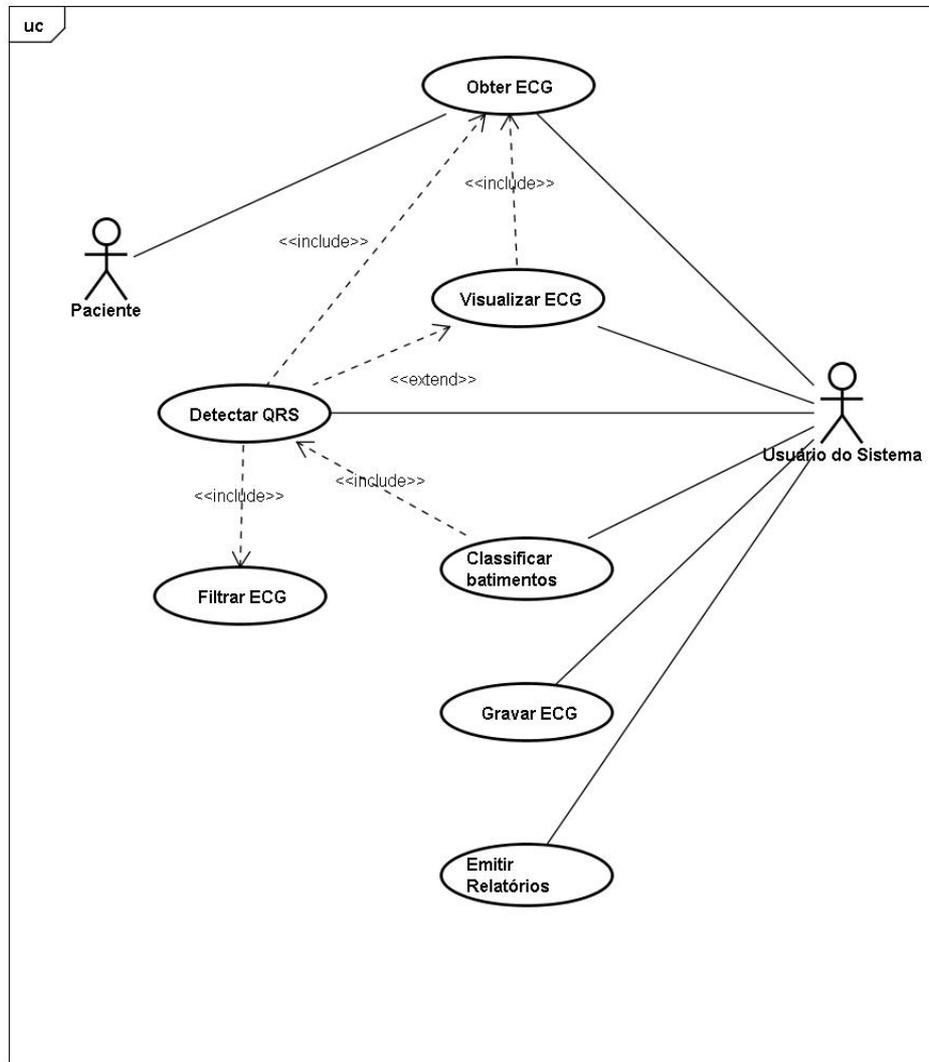


Figura 5.1 - Diagrama de Casos de Uso para Sistema de Monitoração Cardíaca

O Diagrama de Classes (Figura 5.2) apresenta, de forma simplificada, a estrutura lógica dos dados processados, estabelecendo como as classes se relacionam, complementam e trocam informações entre si.

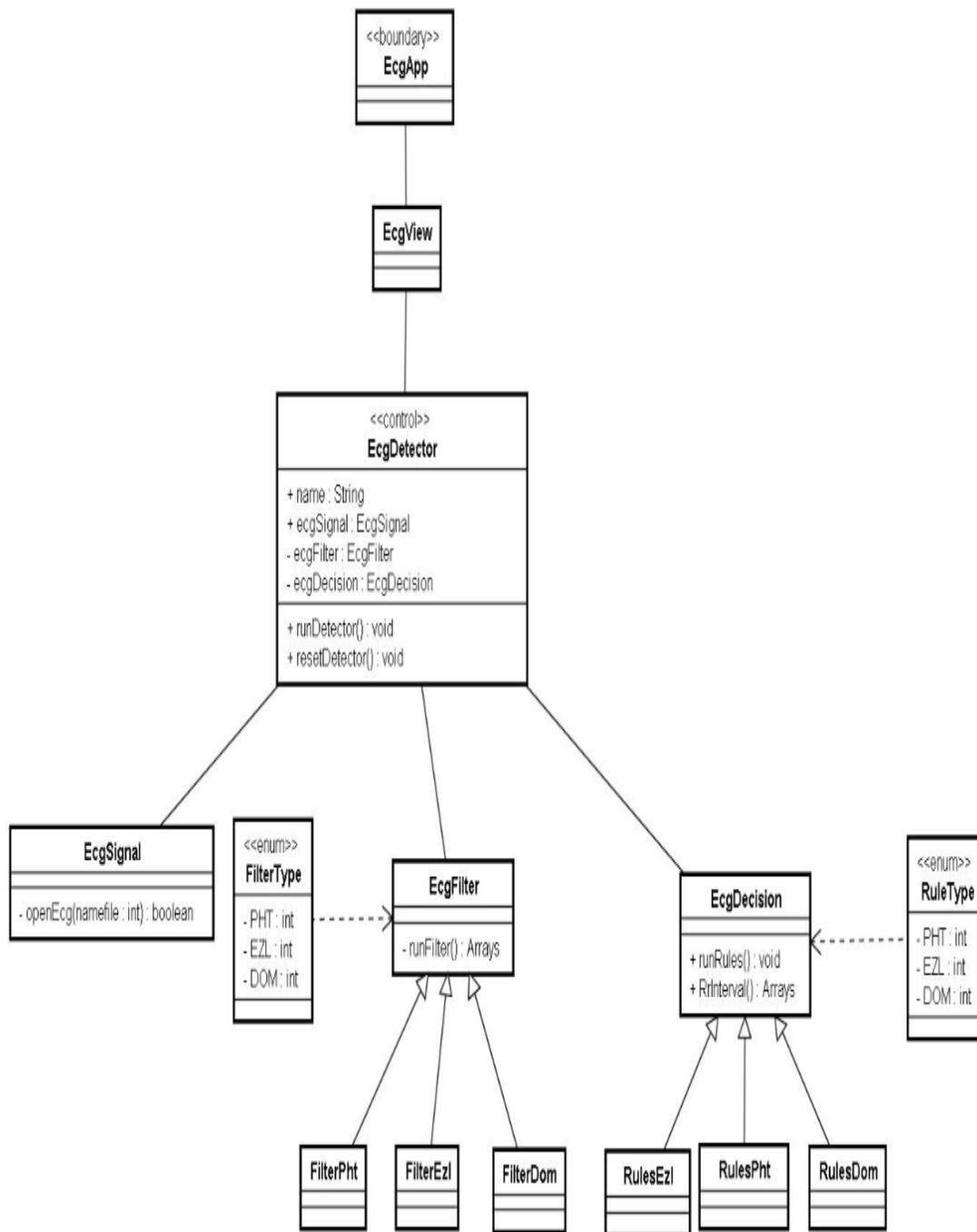


Figura 5.2 - Diagrama de Classes da Biblioteca de Detecção de QRS

O padrão de projeto *facade* foi utilizado para prover interfaces únicas e transparentes ao usuário. Tem-se a implementação de duas interfaces, a saber: *EcgFilter* e *EcgDecision*. Essas interfaces abstraem os detalhes das funcionalidades de pré-processamento e decisão, respectivamente, quando da instanciação de um detector. No Diagrama de Classes da Biblioteca de Software foram omitidos os atributos e métodos

das classes, por limitações de espaço no texto, sendo que o Diagrama Completo encontra-se no Documento de Especificação de Requisitos, de propriedade do Laboratório de Processamento de Sinais (LAPIS).

A classe *EcgApp* é do tipo cliente, responsável por fazer as solicitações e aguardar respostas da classe *EcgDetector*. *EcgDetector* atende as solicitações delegando tarefas aos objetos apropriados (instanciação de um dos detectores que compõem a biblioteca). *EcgFilter* e *EcgDecision* são classes *facade* que têm conhecimento dos detalhes de implementação dos detectores: as funcionalidades relacionadas ao pré-processamento e à aplicação de regras de decisão de conhecimento especialista. *EcgSignal*, *FilterPht*, *FilterEzl*, *FilterDom*, *RulesEzl*, *RulesPht* e *RulesDom* são classes específicas que implementam as funcionalidades responsáveis pela aquisição do sinal, filtragem, detecção e validação dos batimentos cardíacos.

Detector I, Detector II e Detector III são objetos da classe *EcgDetector*, definidos por meio dos atributos das classes de enumeração *FilterType* e *RuleType*. A instanciação de um detector ocorre quando da execução do método *runDetector()* e, devido à propriedade de polimorfismo, permite diferentes implementações por meio das combinações de filtros e regras.

O Diagrama de Sequência (Figura 5.3) apresenta a dinâmica dos objetos envolvidos na funcionalidade de detecção dos complexos QRS.

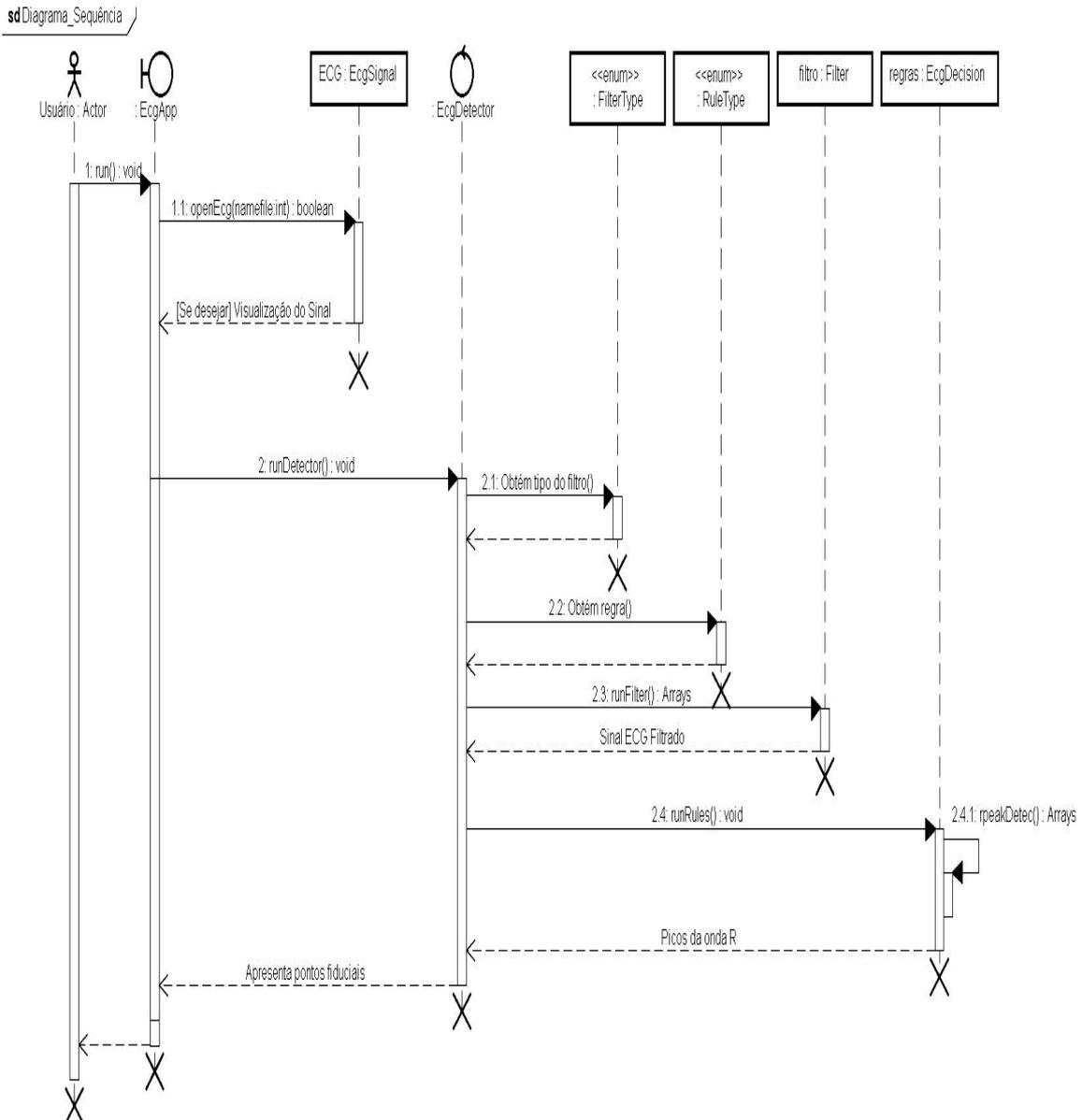


Figura 5.3 - Diagrama de Sequência para Detecção de Batimentos Cardíacos

O usuário do sistema solicita abertura de um arquivo de dados, por meio da interface de usuário e pode visualizá-lo. Ao solicitar a detecção de batimentos cardíacos, a classe *facade EcgDetector* instancia um dos detectores disponíveis, ativando um tipo de filtro e um conjunto de regras especialistas, que definirão o processo de detecção de picos da onda R. Dessa forma, diferentes combinações podem ser realizadas, uma vez que a classe *EcgFilter* e *EcgDecision* se especializam, cada uma, em três outras classes.

O Diagrama de Atividades descreve as operações de um método específico, concentrando-se na representação do fluxo de controle. A Figura 5.4 apresenta o diagrama de atividades para a instanciação de um determinado detector.

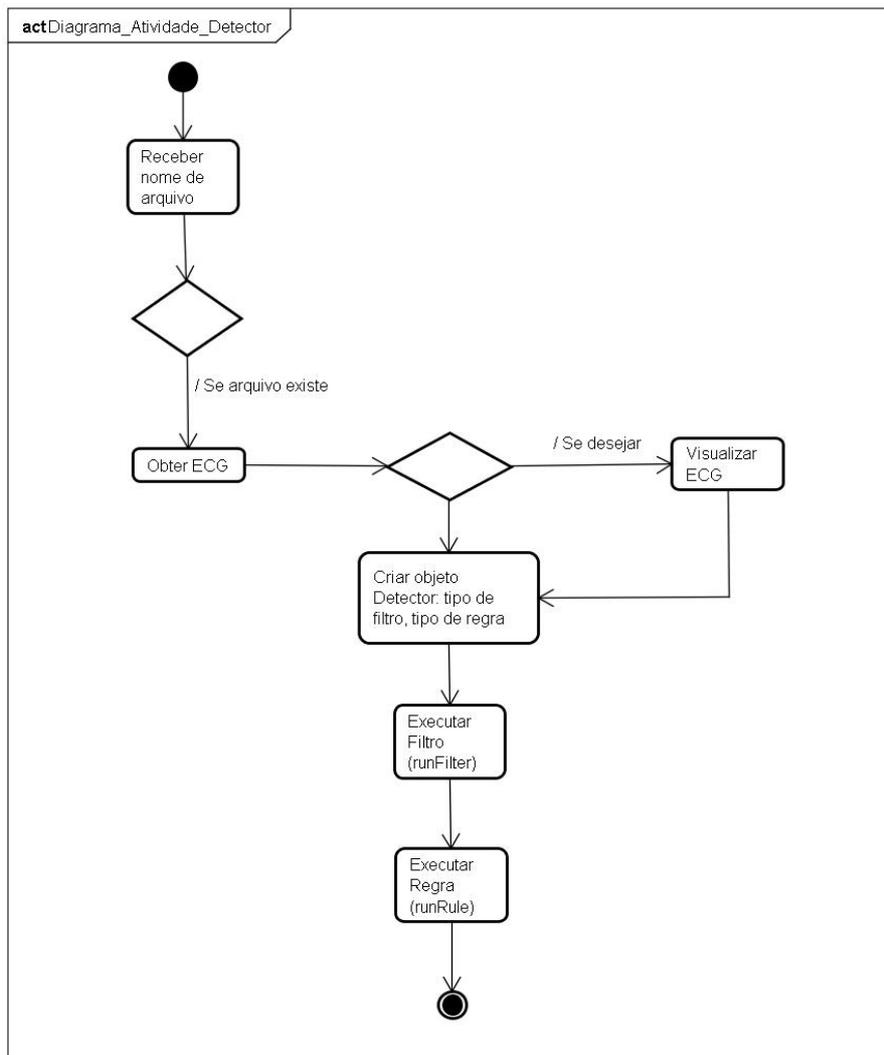


Figura 5.4 - Diagrama de Atividades para Detecção de QRS

O Diagrama de Atividades será utilizado no próximo capítulo para representar do fluxo de execução dos três detectores, descrevendo as operações relacionadas ao pré-processamento e à validação dos picos da onda R.

## CAPÍTULO 6

### IMPLEMENTAÇÃO

Este capítulo apresenta os resultados do desenvolvimento, propriamente dito, da biblioteca de software para detecção de batimentos cardíacos. As características dos detectores são descritas e a interface do usuário é apresentada.

#### 6.1 Interface Gráfica

Utilizou-se o padrão MDI (Multiple Document Interface) para a implementação da interface gráfica. Neste padrão, todas as telas do sistema (JInternalFrame) residem em uma única janela (JFrame), tornando a aplicação mais organizada. JFrame implementa ActionListener para capturar eventos nos botões (JButton) e em itens de menu (JitemMenu), que ativarão as janelas de funcionalidades específicas do sistema. A Figura 6.1 apresenta a tela inicial do sistema.

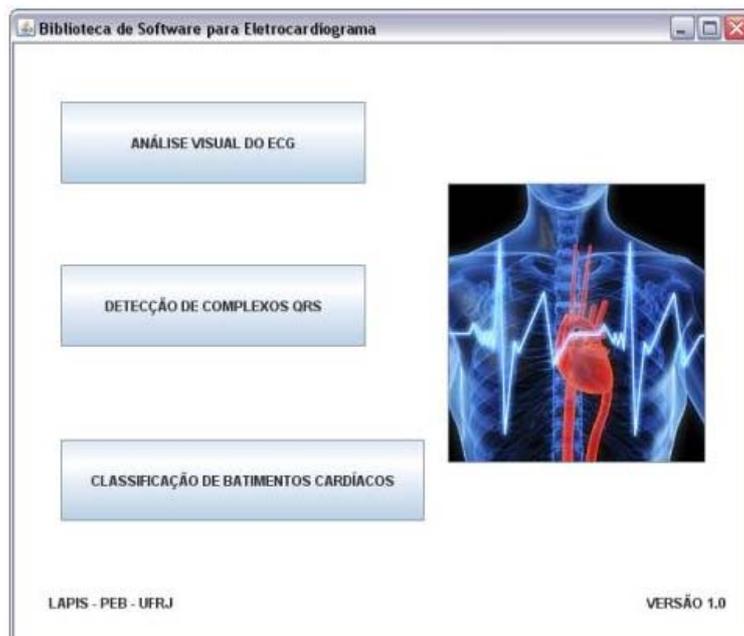


Figura 6.1 - Tela Inicial da Biblioteca de Software

## 6.2 Análise Visual do Sinal

O *JButton* *Análise Visual do ECG* implementa a classe *EcgView*, responsável pela visualização de um sinal. O sinal pode ser obtido por meio de um arquivo de dados (em formato proprietário do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE, 1989), por meio do botão Abrir Arquivo (📄) ou em tempo-real, sendo essa última opção uma proposta para a próxima versão. Para obter o sinal em tempo-real faz-se necessário o desenvolvimento de uma interface de comunicação entre o sistema de monitoração cardíaca e um eletrocardiógrafo.

Abrir Arquivo implementa o método *openEcg()* da classe *EcgSignal*. Esse método, por meio da API Java *RandomAccessFile*, realiza a leitura de um arquivo de dados de forma aleatória. Os dados do canal 1, correspondentes à derivação bipolar DII, são convertidos do formato proprietário do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989) – 12 inteiros em representação de 16 bits – para o formato ponto flutuante de 16 bits, com sinal. O ganho dado ao sinal (200), quando da sua digitalização, é retirado. Os dados do canal 2 são desprezados, tendo em vista a má qualidade do sinal na maioria dos registros.

A Figura 6.2 apresenta um trecho de um arquivo original do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE e a interpretação realizada pelo método.

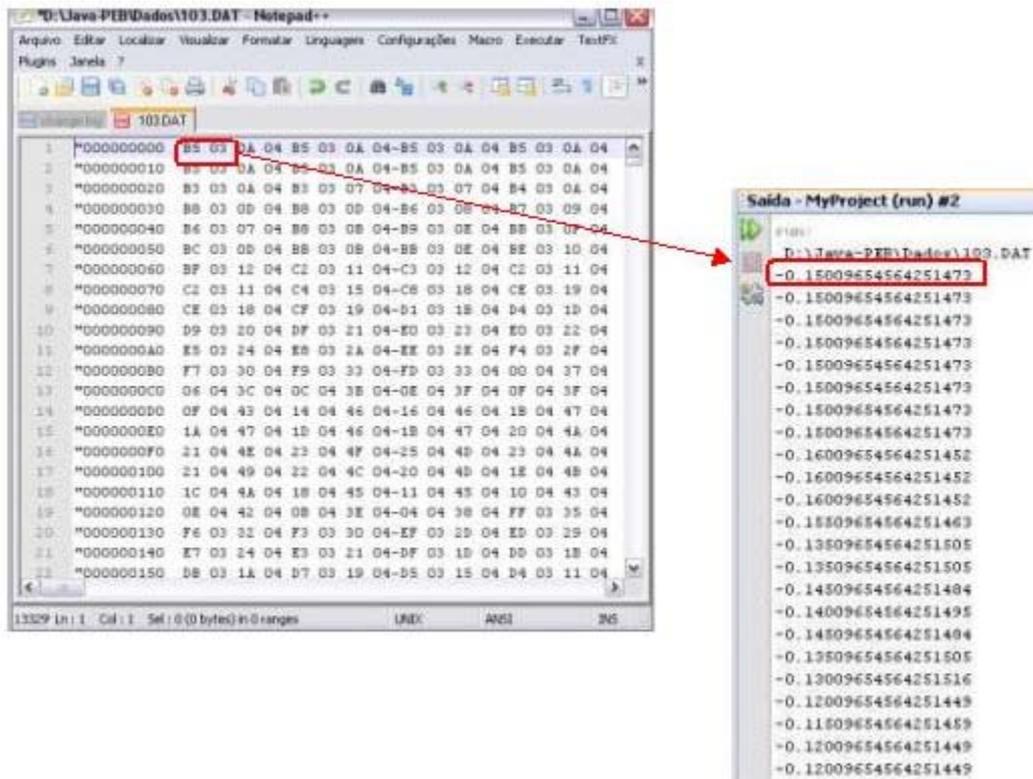


Figura 6.2 - Arquivo de dados no formato MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE e Interpretação em ponto flutuante 16 bits com sinal (registro 103 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

Uma vez obtido o arquivo, os dados são apresentados graficamente (eletrocardiograma). A apresentação pode ser realizada com intervenção do usuário, o qual pode usar a barra de rolagem horizontal, aplicar zoom (🔍), digitar o intervalo que deseja visualizar ou, ainda, optar pela apresentação dinâmica (🎛️), na qual a base de tempo é sincronizada com a frequência do sinal.

É possível, ainda, armazenar o sinal em arquivo no formato texto (botão 📄 *Armazenar Dados*) para posterior análise, na própria biblioteca ou outros sistemas, por exemplo, Matlab (The Mathworks, EUA).

A Figura 6.3 apresenta a interface de Análise Visual do ECG.

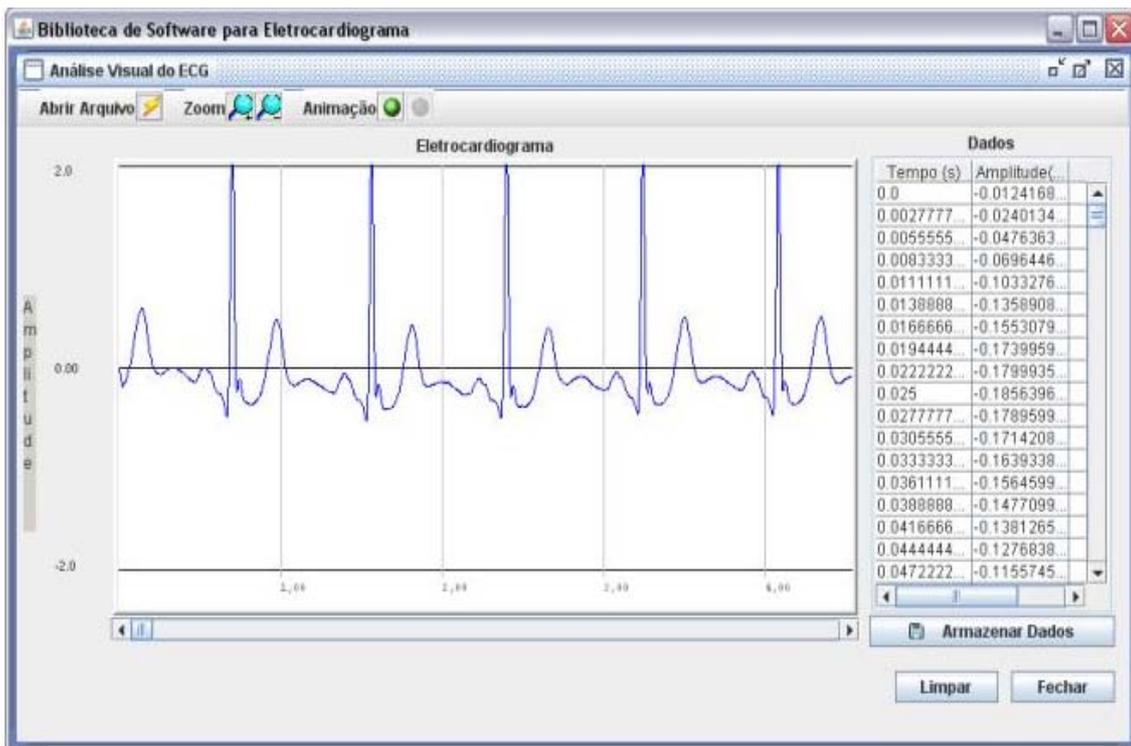


Figura 6.3 - Visualização do Sinal de ECG

### 6.3 Interface de Detecção de Batimentos Cardíacos

A biblioteca de detecção de batimentos cardíacos é um subsistema que compreende três detectores, ativada por meio do *JButton Detecção de Complexos QRS*. O usuário deve informar o detector a ser utilizado por meio dos botões Detector I, Detector II ou Detector III. Cada um desses implementa métodos correspondentes a um determinado filtro e uma regra de decisão. O *JinternalFrame* da interface de detecção apresenta, além do sinal escolhido, os instantes de ocorrência dos complexos QRS detectados e a frequência cardíaca.

Nota-se que o usuário desconhece os detalhes de implementação dos elementos que constituem um detector de QRS. O método `runDetector ()` implementa um detector com base em tipos enumerados de *RulesType* e *FilterType* (vide Diagrama de Classes - Figura 5.2) que são definidos quando o usuário decide por um detector.

A Figura 6.4 exemplifica essa funcionalidade.



Figura 6.4 - Interface de Detecção de Batimentos Cardíacos

## 6.4 Implementação dos Detectores

Os detectores Detector I, Detector II e Detector III são ativados pelo método *runDetector()* da classe *EcgDetector*. O método *runDetector()* instancia objetos das classes *EcgFilter* e *EcgDecision* por meio dos atributos das classes de enumeração *FilterType* e *RulesType*. Essas classes definem valores para o tipo de filtro e do tipo de regra de decisão para um determinado detector. Essa abordagem concorda com o padrão de projeto *facade*: a inclusão de regras e filtros requer, apenas, adição de um atributo do tipo enumerado.

### 6.4.1 Estágio de Pré-processamento

Três filtros estão disponíveis para implementação, definidos pelos tipos enumerados “PHT”, “EZL” e “DOM” da classe *FilterType*. As siglas para os tipos enumerados foram definidas por meio das iniciais dos autores dos algoritmos de estado da arte de detecção de batimentos cardíacos (algoritmo de Pan e Tompkins, 1985, algoritmo de Hamilton e Tompkins, 1986 e algoritmo DOM de Yeh e Wang, 2008).

Um objeto da classe *FilterPht* é instanciado quando o método *runDetector()* utiliza como parâmetro o tipo enumerado “PHT”. As operações envolvidas são apresentadas na Figura 6.5.

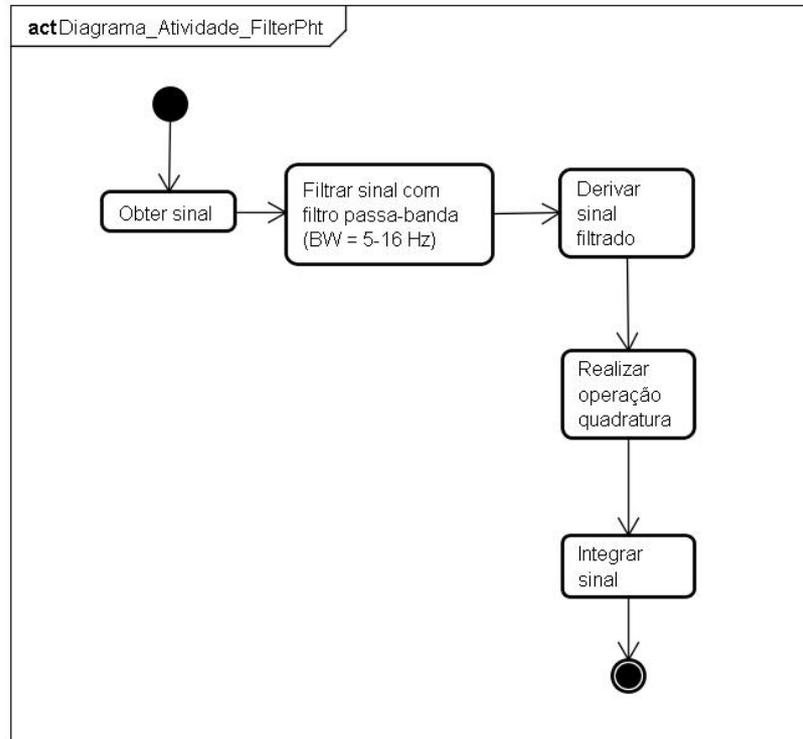


Figura 6.5 - Atividades associadas a um objeto da Classe *FilterPht*

O filtro passa-banda, implementado por meio de uma cascata de filtros passa-baixa e passa-alta, o filtro derivativo, a operação quadratura e o filtro de média móvel são definidos pelas equações a seguir, respectivamente:

$$y(i) = 32x(i-16) - [y(i-16) + x(i) - x(i-32)] \quad (6)$$

$$y(i) = 2y(i-1) - y(i-2) + x(i) - 2x(i-6) + x(i-12) \quad (7)$$

$$y(i) = \frac{1}{8}(2x(i) + x(i-1) - x(i-3) - 2x(i-4)) \quad (8)$$

$$y(i) = (x(i))^2 \quad (9)$$

$$y(i) = \frac{1}{N} [x(i-1) + x(i-2) + \dots + x(i-8)] \quad (10)$$

onde:  $y(i)$  corresponde ao sinal na saída de cada filtro,  $x(i)$  corresponde ao sinal na entrada de cada filtro e  $N$  a quantidade de amostras da janela de média móvel.

A quadratura é uma operação não linear que intensifica o degrau da curva de resposta em frequência do sinal de saída do filtro derivativo, evitando falsos positivos por ondas T que apresentam elevada energia espectral.

A operação de integração em média móvel produz um sinal que inclui informações de degrau e largura do complexo QRS. No Detector I, este é o sinal sobre o qual as regras de decisão serão aplicadas no processo de validação dos picos detectados.

Um objeto da classe *FilterEzl* é criado pelo tipo enumerado “EZL” e implementa o filtro derivativo, definido pela equação abaixo.

$$y(i) = x(i) + 2x(i-2) + x(i-4) - x(i-6) - 2x(i-8) - x(i-10) \quad (11)$$

onde:  $x(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal ECG original e  $y(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal na saída do filtro.

O sinal de saída do filtro corresponde à derivada do sinal de entrada, a cinco amostras anteriores. Os trechos do ECG que apresentam maior oscilação, em torno de 16 Hz, relacionados ao complexo QRS, são enfatizados.

Um objeto da classe *FilterDom* é criado pelo tipo enumerado “DOM” e realiza uma sequência de operações apresentada na Figura 6.6.

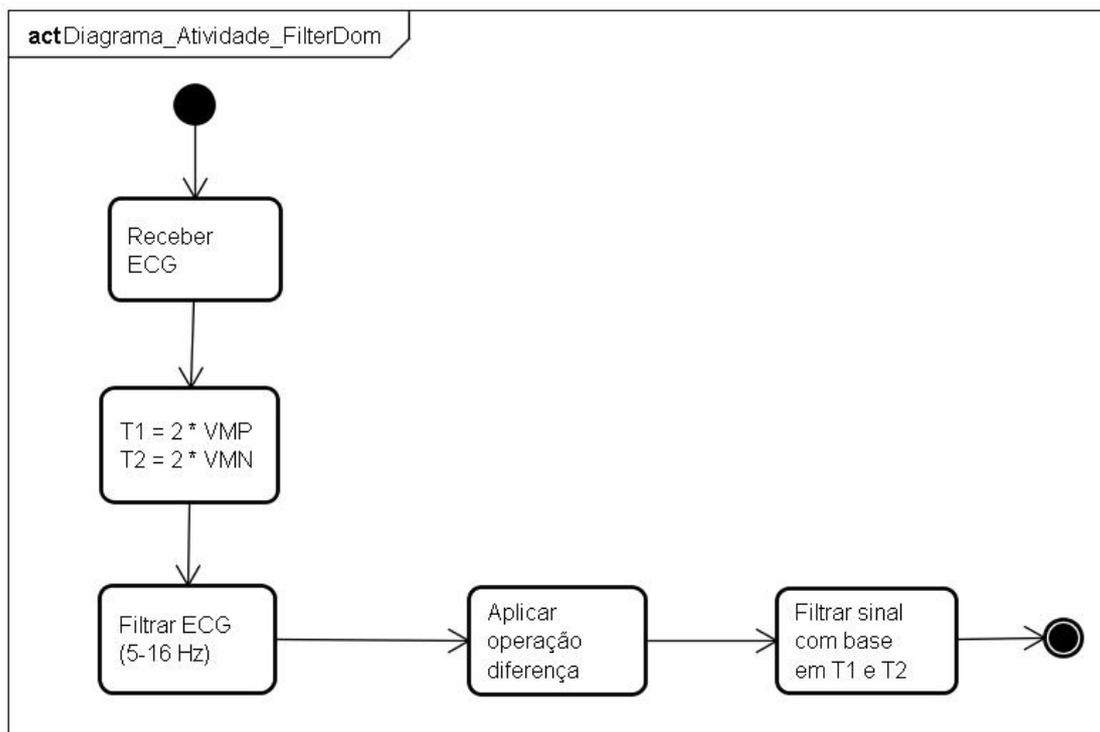


Figura 6.6 - Operações executadas pelo objeto da classe FilterDom

Primeiramente, o ECG é filtrado por um filtro passa-banda, implementado por meio de cascata de um filtro passa-altas com frequência de corte de 16 Hz e um filtro passa-baixas com frequência de corte de 5 Hz, ambos definidos pelas equações (6) e (7), respectivamente. A operação diferença é aplicada sobre o sinal filtrado:

$$y(i) = x(i+1) - x(i) \quad (12)$$

onde:  $y$  é o sinal diferencial e  $x$  é o ECG filtrado.

Em seguida, é realizada uma filtragem proposta por YEH e WANG (2008) que enfatiza os picos de amplitude máxima positiva e negativa. A filtragem é realizada sobre o sinal diferencial, por meio de dois limiares  $T1$  e  $T2$ , definidos com base na amplitude do sinal, considerando os valores negativos e positivos:

$$y'(i) = 0, \text{ Se } 0 < y(i) < T1 \text{ ou } T2 < y(i) < 0 \quad (13)$$

$$y' = y(i), \text{ Se } y(i) \geq T1 \text{ ou } y(i) \leq T2 \quad (14)$$

onde:  $T1 = 2 * MVP$  e  $T2 = 2 * MVN$ , sendo MVP o valor médio das amplitudes positivas, MVN é o valor médio das amplitudes negativas;  $y'(i)$  é a i-ésima amostra do sinal filtrado e  $y(i)$  é a i-ésima amostra do sinal na entrada deste filtro (sinal diferencial obtido anteriormente). O sinal na saída deste filtro apresenta os extremos positivos e negativos do sinal diferencial.

#### 6.4.2 Implementação do Estágio de Decisão

A classe *EcgDecision* implementa a lógica de decisão para a detecção de batimentos cardíacos e contém três especializações: *RulesPht*, *RulesEzl* e *RulesDom*. Cada especialização é instanciada por meio de um atributo da classe de enumeração *RulesType*.

*RulesPht* implementa uma combinação das regras propostas por PAN e TOMPKINS (1985) e HAMILTON e TOMPKINS (1986) sobre um objeto da classe *FilterPht*.

O detector do estágio de decisão encontra picos no sinal pré-processado, definindo um evento. O evento ocorre quando se percebe uma intersecção ascendente entre o sinal pré-processado e um limiar, definido conforme a equação:

$$LD = B * \mu \quad (15)$$

onde:  $LD$  é o limiar para a detecção,  $B$  é o coeficiente de detecção, igual a 0,25 e definido empiricamente, e  $\mu$  é o valor estimado do pico.

A estimativa do pico é realizada por meio da mediana da amplitude dos últimos oito picos detectados, caracterizando o comportamento adaptativo do estágio de decisão. Especialmente para o limiar inicial, utilizou-se como estimativa a média dos primeiros 2 s de sinal.

O relacionamento existente entre o sinal pré-processado (objeto da classe FilterPht) e o sinal original é apresentado na Figura 6.7.

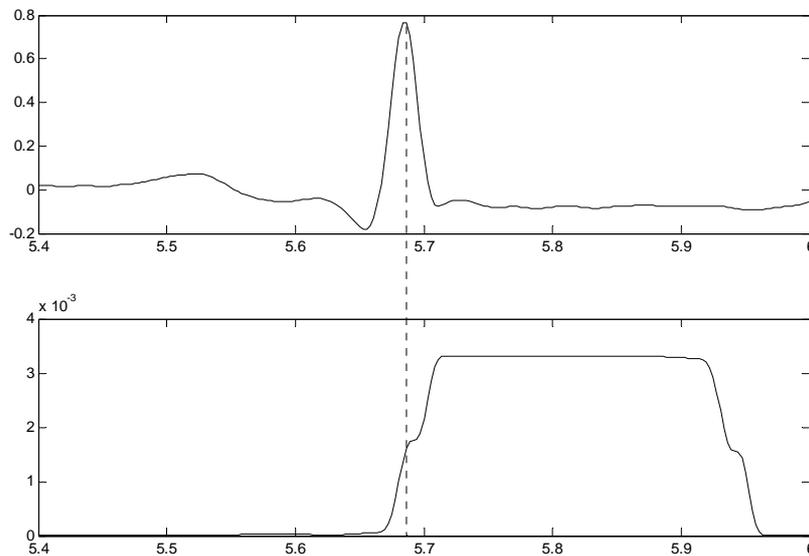


Figura 6.7 - Relacionamento entre o sinal pré-processado e o sinal original

De uma forma geral, supõe-se que um evento de detecção ocorra, aproximadamente, na metade do degrau de subida do sinal pré-processado.

Os parâmetros de detecção de picos são inicializados, com base no conhecimento de especialistas: período refratário de 200 ms, intervalo RR igual a 0,8 s e largura do complexo QRS de 120 ms.

Um tempo limite de 1,65 vezes o intervalo RR (valor definido por meio de experimentação de uma faixa de valores e considerando os parâmetros normais do ciclo cardíaco, tais como período refratário, largura do complexo QRS e intervalo RR) é definido como o intervalo de tempo máximo admitido sem detecção de picos.

Após a detecção de um evento, um cronômetro é zerado e inicia-se uma busca progressiva sobre o sinal. Esta busca prossegue até que ocorra uma das seguintes condições: se o tempo limite for ultrapassado ou se houver a ocorrência de um evento, em virtude da intersecção ascendente no limiar. Caso a busca tenha sido interrompida

pela ocorrência de um evento, este deve ser validado segundo os parâmetros de detecção. O evento é aceito como relacionado ao complexo QRS se, e somente se, tiver ocorrido após o período refratário e a uma distância em relação ao último pico detectado de, pelo menos, a largura da janela de média móvel.

Ainda, se a distância deste o último pico detectado (intervalo R-R) for menor que 360 ms, então se a amplitude do pico for menor que metade do último pico, o evento é identificado como uma onda T; caso contrário, o evento é identificado como pico da onda R. Essa abordagem elimina detecções de oscilações de alta frequência ao redor do pico da onda R, que poderiam gerar falsos positivos.

As operações associadas ao objeto da classe *RulesPht* são apresentadas na Figura 6.8.

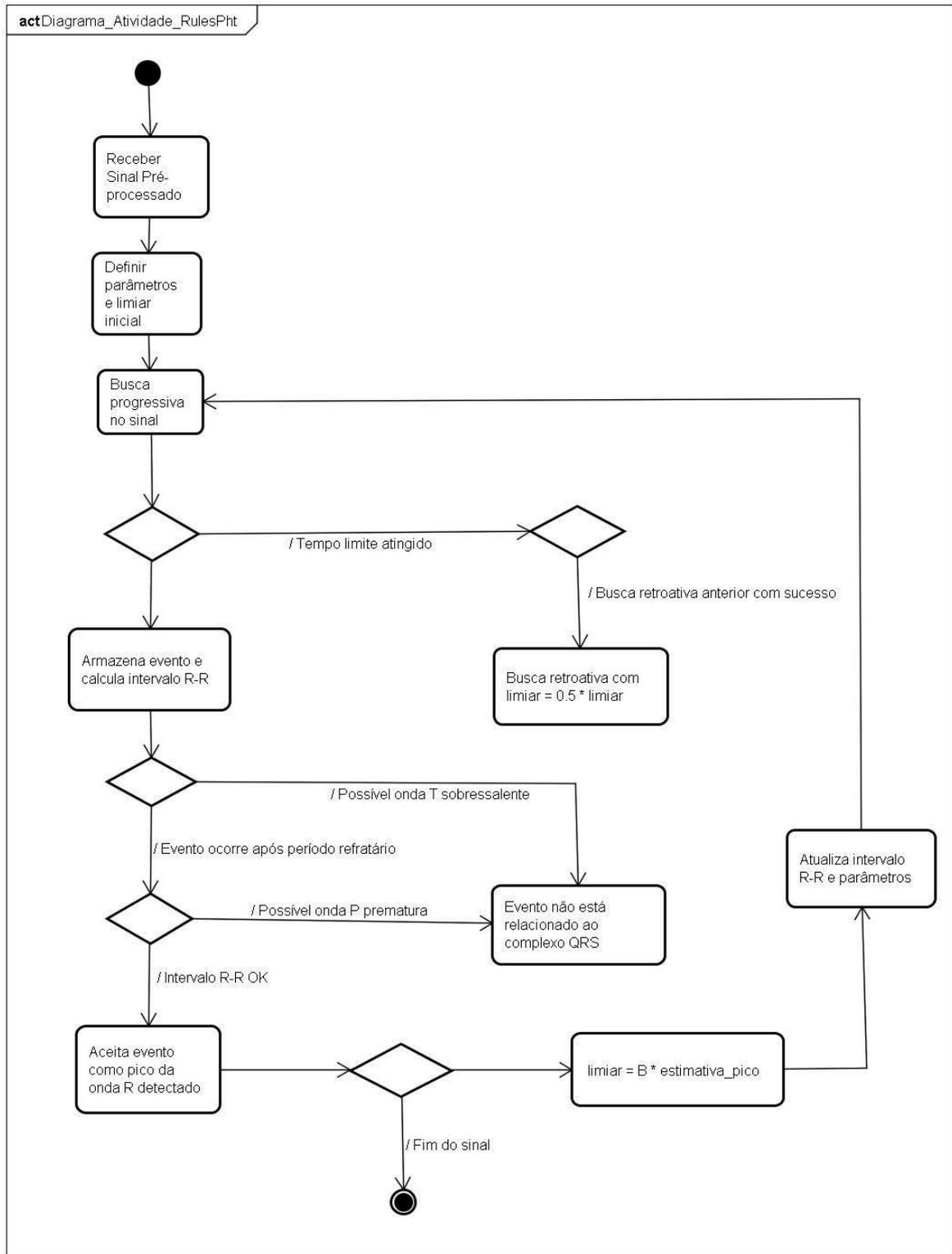


Figura 6.8 - Atividades associadas a um objeto da classe *RulePht*

Quando o ECG apresenta ondas T de amplitude anormalmente elevadas, a forma de onda do sinal pré-processado pela classe *FilterPht* contém uma combinação de ondas produzidas pelo complexo QRS e a onda T (Figura 6.9), na mesma janela. Portanto, verificar o intervalo de tempo entre a última detecção e a ocorrência de um evento é importante para a distinção do ponto fiducial.

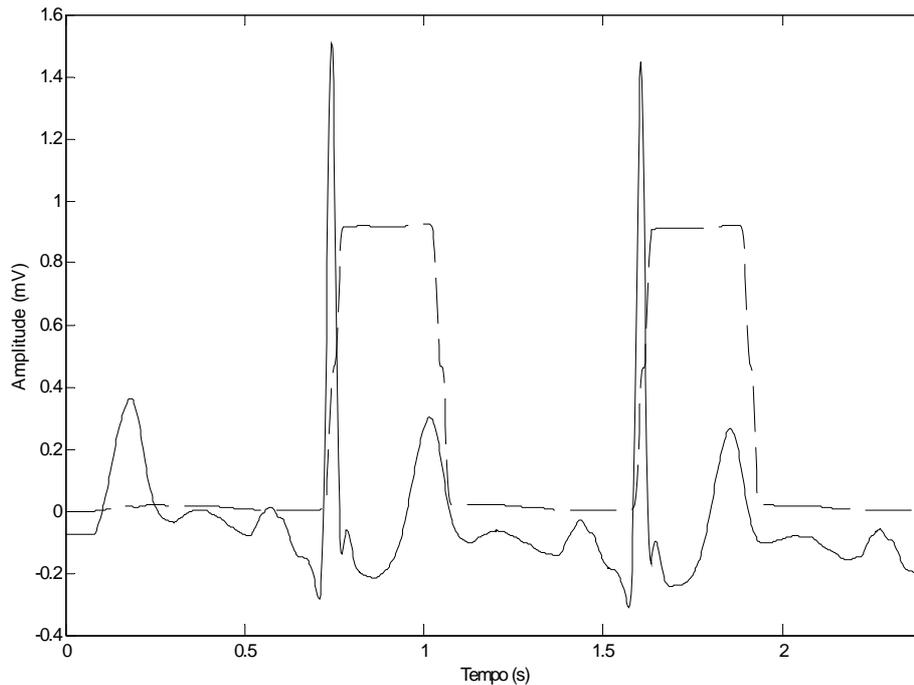


Figura 6.9 - Ondas R e T na mesma janela de detecção. Linha contínua, sinal ECG. Linha pontilhada, objeto da classe *FilterPht* (registro 103 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989)).

Caso o tempo limite seja ultrapassado sem, contudo, haver detecção de um evento, deve-se avaliar a necessidade de realizar busca retroativa no sinal. A busca retroativa utiliza limiar igual à metade do limiar atual e se inicia a uma distância de 0,25 vezes (considerando o comportamento do sinal ao longo do tempo e o período refratário ventricular) o intervalo RR em relação ao último pico detectado.

A razão pela qual o limiar é reduzido deve-se à suposição de que a busca progressiva não encontrou pico por se tratar de um trecho de ECG de baixa qualidade, apresentando ruído ou alteração na linha de base, uma extrassístole de baixa amplitude ou ainda qualquer outro componente que compromete a amplitude do sinal sobre o qual se realiza a detecção. A Figura 6.10 exemplifica essa situação.

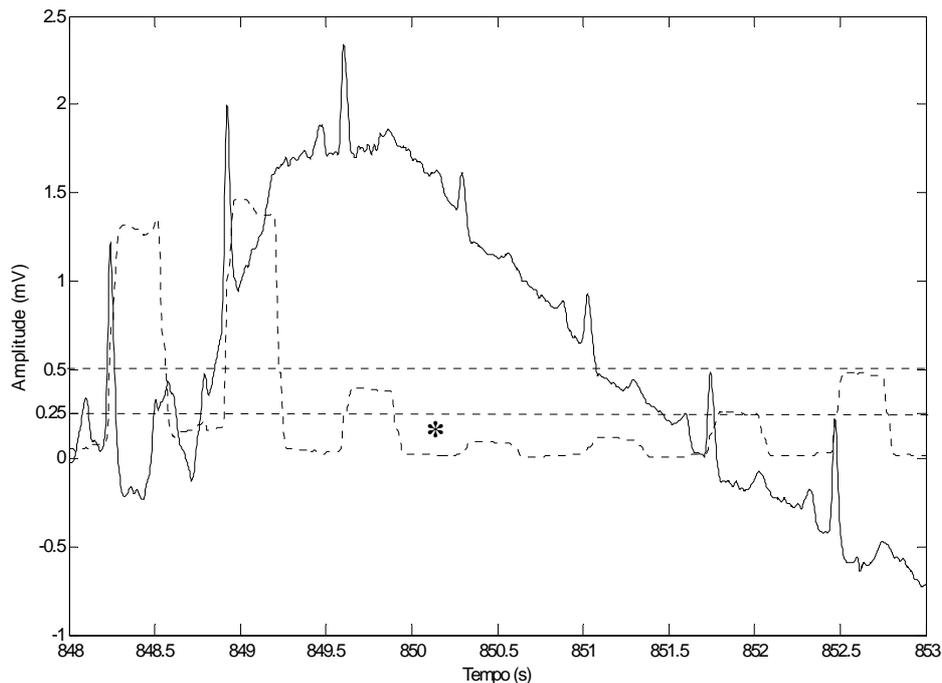


Figura 6.10 - (\*) Instante de ativação do processo de busca retroativa (registro 105 MIT-BIH(1989)). O sinal ECG (linha contínua) apresenta um trecho de oscilação da linha de base, e o objeto da classe *FilterPht*(linha pontilhada) apresenta baixa amplitude, impossibilitando a detecção do complexo QRS entre os instantes de tempo de 849,5 s e 850 s.

Caso o processo não seja bem sucedido, atingindo o tempo limite sem detecção, a busca retroativa não é ativada novamente e o fluxo de execução segue normalmente, com a busca progressiva a partir daquele instante.

Para validar um evento, é avaliado também o intervalo RR (tempo decorrido entre o evento atual e o último pico R detectado). Dessa forma, se o intervalo RR é maior que 125% do intervalo R-R atual, o evento não será aceito. Sempre que um evento é aceito como pertencente a um QRS e o pico detectado validado como pico da onda R (seja no processo de busca progressiva, seja no processo de busca retroativa), o intervalo R-R é atualizado e o limiar de detecção se adapta ao comportamento do sinal no tempo. Essas regras são importantes para evitar a detecção de ondas T anormais, como apresentado anteriormente.

Quando um evento é aceito, os parâmetros utilizados na composição das regras de decisão são reiniciados. As estimativas de pico e de intervalo R-R são calculadas com base na mediana dos últimos 8 picos R detectados. A decisão pelo uso da mediana

deve-se ao fato de este estimador não ser sensível a valores extremos, predizendo melhor os parâmetros de distribuições assimétricas. Nesse caso, a ocorrência de uma extrassístole não afeta a predição dos picos R.

*RulesEzl* combina as regras propostas por HAMILTON e TOMPKINS (1986) e ENGELSE e ZEEMBERLENG (1979), sendo estas aplicadas sobre o valor absoluto do sinal obtido quando da instanciação da classe *FilterEzl*.

Um objeto da classe *FilterEzl* produz a derivada do sinal ECG. As derivadas à esquerda e à direita da onda R são idênticas em módulo e, com boa precisão, o seu posicionamento temporal pode ser identificado. Portanto, o ponto no qual a derivada do sinal ECG passa pelo zero coincide, teoricamente, ao instante de ocorrência da onda R. Em se tratando do módulo da derivada, a onda R coincide com o ponto mínimo entre dois máximos.

O relacionamento entre o sinal ECG e um objeto dessa classe *FilterEzl* é apresentado na Figura 6.11. O ponto mínimo no módulo da derivada do sinal ECG corresponde ao instante de ocorrência da onda R.

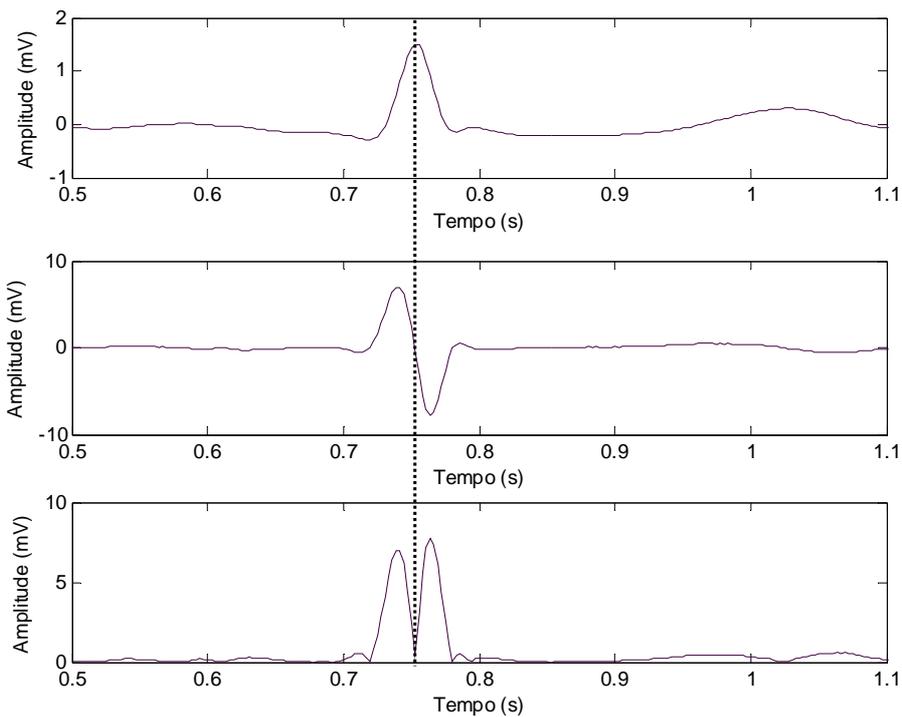


Figura 6.11 - De cima para baixo: Sinal ECG, Objeto da classe *FilterEz1* e Módulo da derivada do sinal ECG. A onda R ocorre no instante em que a derivada do sinal altera a direção.

Um limiar inicial é definido com base nos primeiros 2 s de sinal e uma busca progressiva é iniciada, computando a quantidade de intersecções ascendentes (*nslop*) e a quantidade de amostras existentes entre duas intersecções consecutivas (*na*). Quando um intervalo de tempo correspondente ao período refratário é atingido, uma decisão deve ser tomada, na tentativa de validar a ocorrência de um batimento cardíaco, ou complexo QRS, neste intervalo. A validação considera, primeiramente, a quantidade de intersecções computadas no intervalo.

A Figura 6.12 apresenta as operações envolvidas na classe *RulesEz1*.

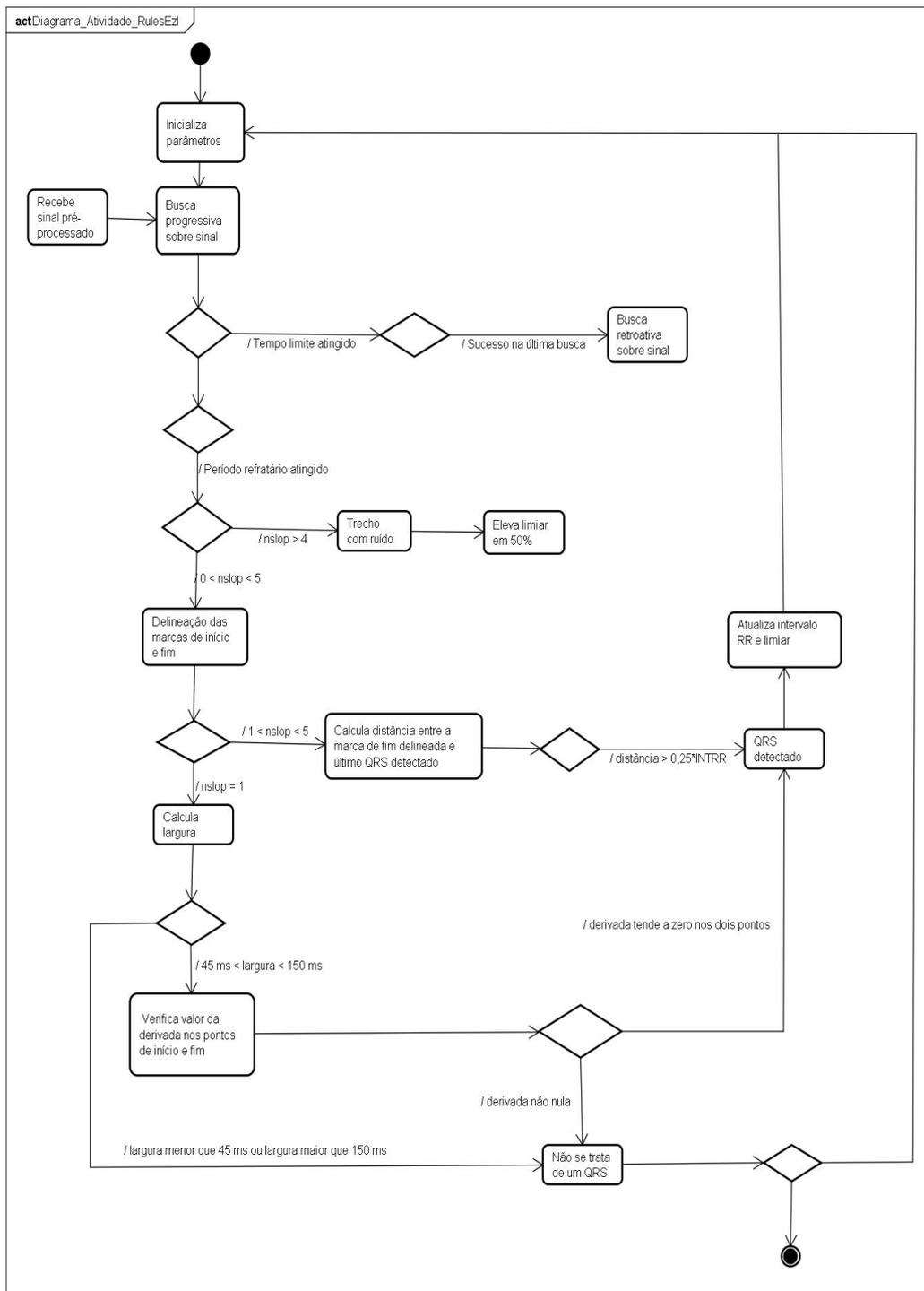


Figura 6.12 - Diagrama de Atividades da Classe *RulesEzI*

Se 5 ou mais intersecções ocorrerem (pontos A, B, C, D, E), o algoritmo decide que o trecho é ruidoso e eleva o limiar em 50%. Com o limiar maior, há maior precisão na identificação das marcas de início e fim e, conseqüentemente, facilita a validação do complexo QRS associado (Figura 6.13).

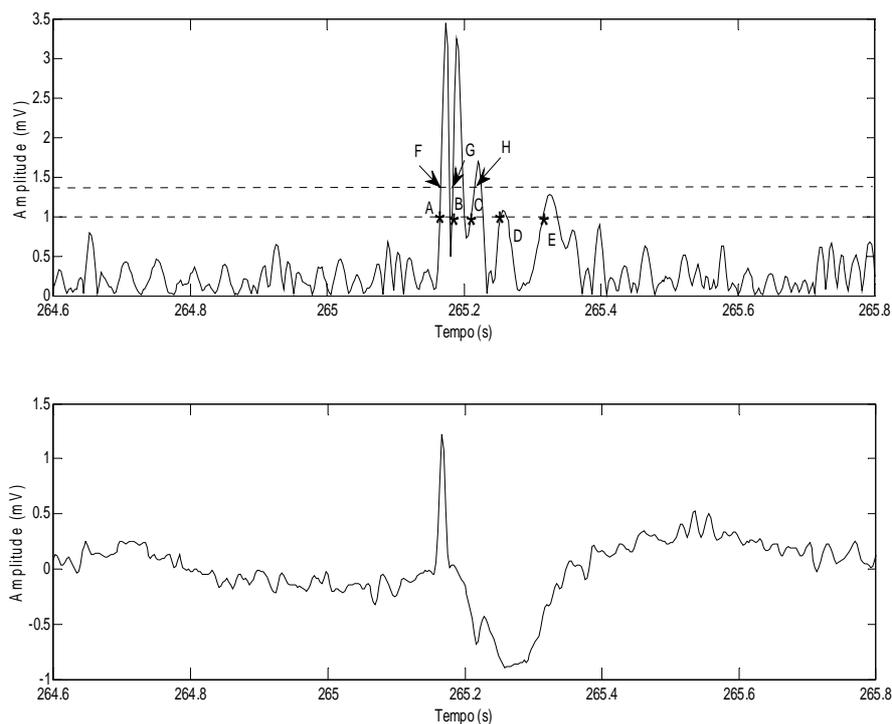


Figura 6.13 - Trecho Ruidoso do Sinal ECG (registro 104 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

Esse trecho específico suscita uma questão importante tratada pelo algoritmo implementado na classe *RulesEz1*: atingido um tempo limite, a busca retroativa é ativada, e caso nesse intervalo sem detecções tenha sido identificado trecho ruidoso ( $nslop > 4$ ), o novo limiar será de 1,5 vezes o limiar atual. Portanto, nesse caso, com limiar igual a 1,5, ocorreriam três intersecções (pontos F, G e H) e a validação seria realizada segundo a regra descrita a seguir.

Se a quantidade de intersecções está entre 2 e 4, inclusive, a rotina de delimitação também é utilizada, primeiramente para a marca provisória de início. Essa rotina verifica a quantidade de amostras menores que o limiar entre duas amostras consecutivas ( $na$ ) e a nova marca será a primeira amostra da sequência que apresentou menor quantidade.

A Figura 6.14 demonstra a aplicação dessa regra, possibilitando a delimitação do complexo QRS.

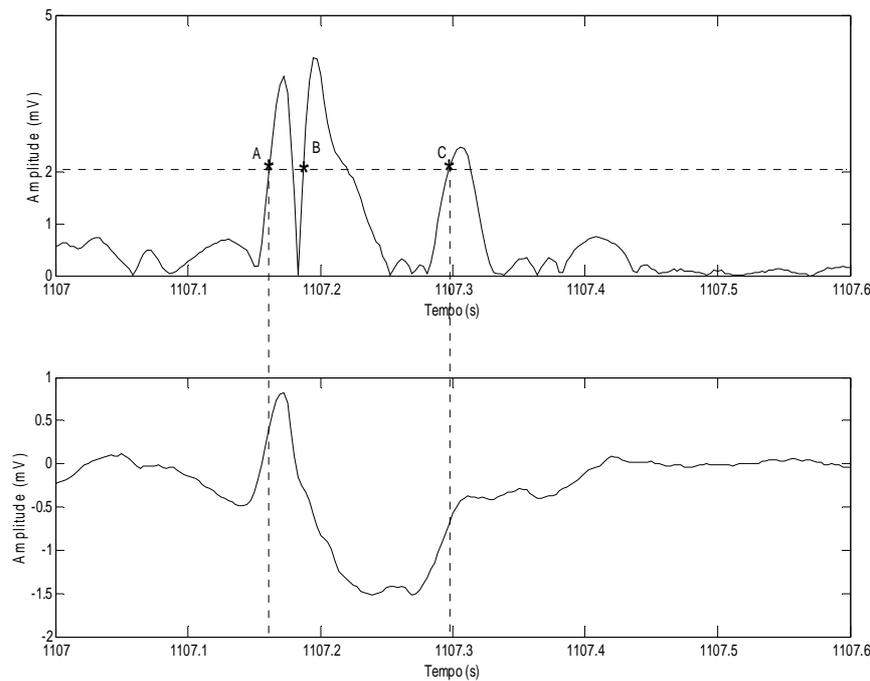


Figura 6.14 - Marcação do início e fim do complexo QRS (registro 105 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989)): entre as intersecções A e B há uma quantidade menor de amostras abaixo do limiar do que entre as intersecções B e C. Os pontos A e C são, respectivamente, o início e o fim do Q

Se apenas uma intersecção ocorreu no intervalo, um processo de delimitação é ativado para marcar o fim do possível complexo QRS, sendo o início deste a amostra na qual ocorreu a intersecção.

Para validação das marcas de início e fim, são analisados outros parâmetros: largura e derivadas nos pontos de início e fim. Se as derivadas dos pontos de início e fim são nulas e a largura do QRS está compreendida entre 45 ms e 250 ms, então um batimento é detectado.

Caso a distância entre a marca de início do possível QRS e a marca de fim do último QRS detectado seja menor que o período refratário (200 ms), então o evento só é validado se o valor máximo do módulo da derivada do sinal, entre as marcas de início e fim, for superior à metade do valor máximo do módulo da derivada do sinal no intervalo correspondente ao QRS detectado. Essa regra adicional evita a detecção de ondas T e/ou oscilações próximas ao complexo QRS que apresentam características semelhantes.

A Figura 6.15 apresenta a situação na qual o processo de busca progressiva resultou em apenas uma intersecção. Então, após delimitação do início e fim do possível complexo QRS (linhas verticais pontilhadas) é calculada a largura. Observa-se que os pontos de início e fim apresentam valores de derivadas tendendo a zero (sinal da parte superior). Logo, é validada a existência de um batimento cardíaco nesse intervalo.

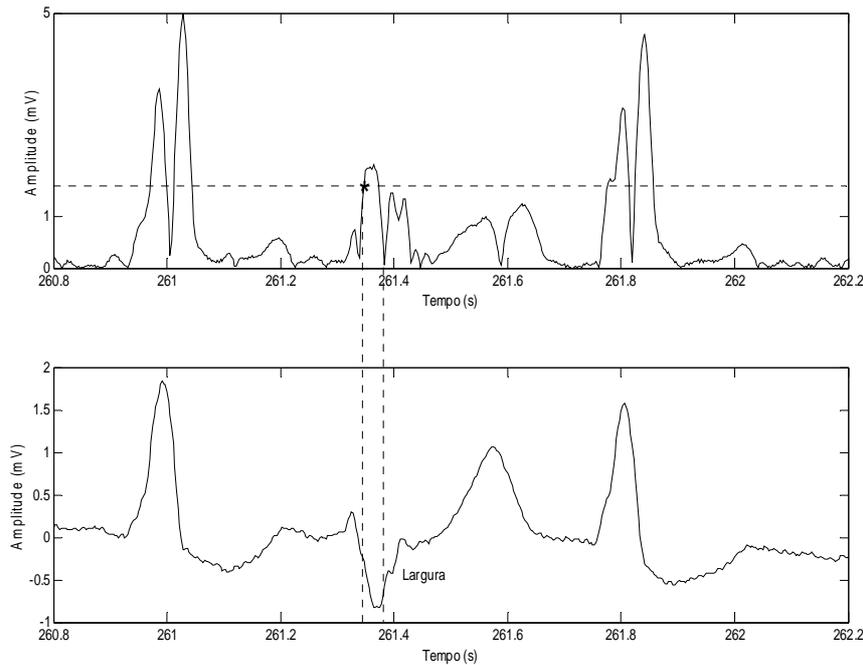


Figura 6.15 - Detecção de um batimento cardíaco, com base nos parâmetros largura e derivada mínima nos pontos correspondentes ao início e fim do complexo QRS (registro 203 do MIT-BIH (1989))

A Figura 6.16 apresenta a situação na qual o batimento é rejeitado porque a derivada no ponto de início (intersecção A) não tem valor mínimo. Tal decisão elimina falso negativo, em virtude da detecção errônea de uma onda T de amplitude anormal.

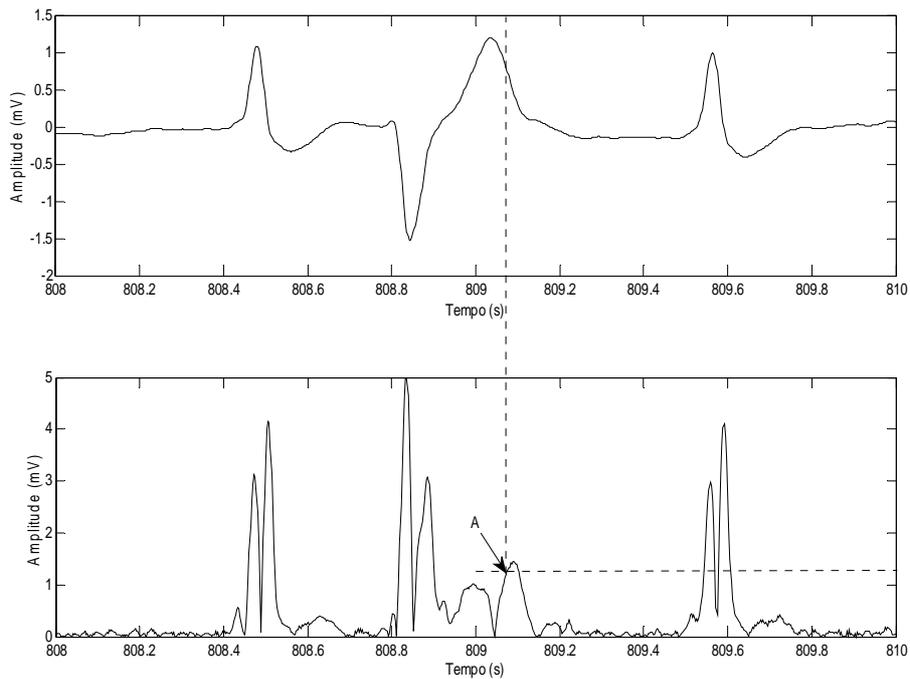


Figura 6.16 - Batimento rejeitado pelo parâmetro de derivada mínima (registro 203 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE)

A Figura 6.17 apresenta a situação na qual um evento é rejeitado porque ocorre muito próximo do último batimento detectado, ou seja, em um intervalo de tempo menor que o intervalo RR estimado.

Uma decisão é tomada quanto à aceitação do evento anterior no instante (linha pontilhada vertical), o qual apresenta as intersecções A e B. Um batimento é detectado e reinicia-se a busca, a qual apresenta outro evento com a intersecção C apenas.

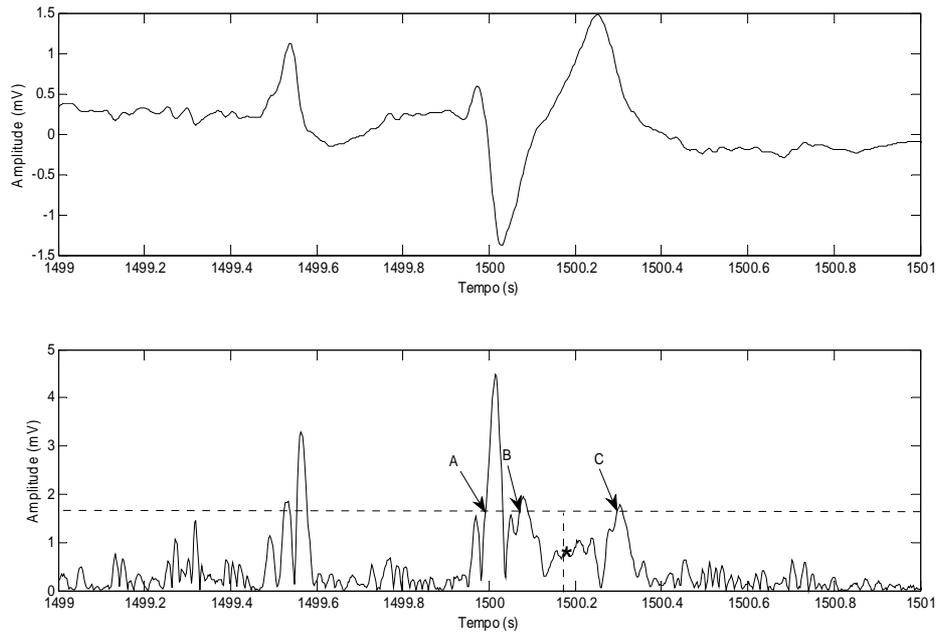


Figura 6.17 - Batimento rejeitado pelo intervalo RR (registro 203 do MIT-BIH)

Sempre que um batimento é detectado, por meio da validação das marcas de início e fim dos complexos QRS, o intervalo RR e o limiar são atualizados conforme:

$$\text{int } rr = \frac{7}{8} * \text{int } rr + \frac{1}{8} * \text{trrx} \quad (16)$$

onde:  $\text{intrr}$  é o intervalo RR e  $\text{trrx}$  a distância entre as marcas de fim do complexo QRS validado e o último complexo QRS detectado. De forma similar, o limiar de detecção é atualizado:

$$LD = \frac{7}{8} * LD + \frac{1}{8} * \left( \frac{\text{mxslp}}{2} \right) \quad (17)$$

onde: LD é o limiar de detecção e  $\text{mxslp}$  é o estimado com base no valor máximo da derivada do sinal no intervalo entre as marcas de início e fim dos últimos oito complexos QRS validados.

Essa atualização garante adaptação gradual do limiar ao sinal, não se alterando significativamente quando da ocorrência isolada de um complexo QRS de elevada amplitude em um trecho em que predomina a baixa amplitude.

*RulesDom* combina as regras de decisão propostas por YEH e WANG (2008) e HAMILTON e TOMPKINS (1986), as quais são aplicadas sobre um objeto da classe *FilterDom*. A Figura 6.18 apresenta as atividades associadas à classe *RulesDom*.

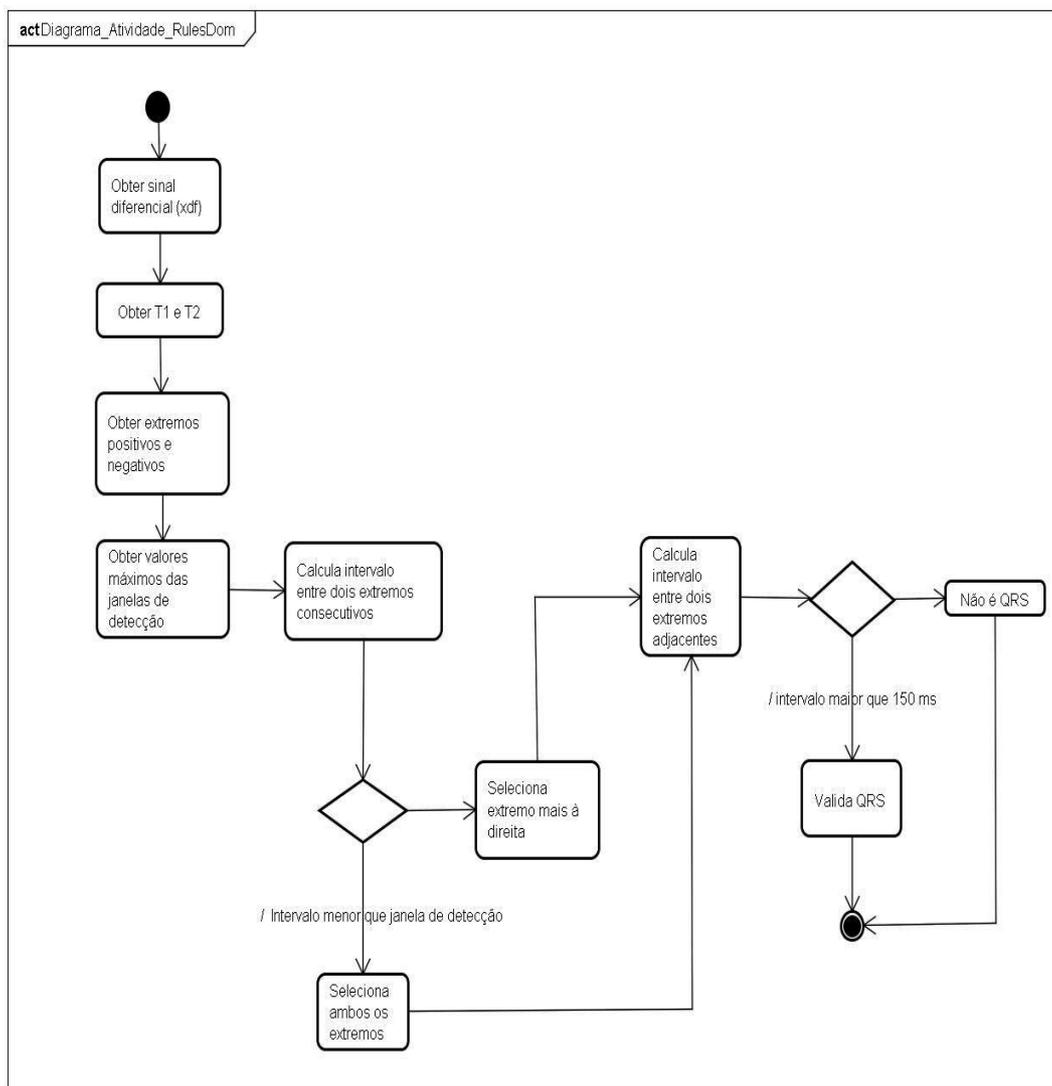


Figura 6.18 - Diagrama de Atividades da Classe *RulesDom*

A operação diferença é realizada sobre o sinal resultante da instanciação da classe *FilterDom*:

$$xdf(i) = x(i) - x(i-1) \quad (18)$$

onde  $xdf(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal diferencial e  $x(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal filtrado.

O sinal diferencial contempla as variações de alta frequência, relacionadas ao complexo QRS. Com base neste sinal, dois limiares são definidos: toma-se a mediana dos valores positivos e negativos do sinal diferencial, para transformá-lo em uma sequência de valores extremos positivos e negativos, segundo a regra de formação a seguir:

$$y(i) = 0, \quad 0 < xdf(i) < T1 \text{ ou } T2 < xdf(i) < 0 \quad (19)$$

$$y = x(i), \quad xdf(i) \geq T1 \text{ ou } xdf(i) \leq T2 \quad (20)$$

onde:  $T1 = 2 \mu p$  e  $T2 = 2 \mu n$  são, respectivamente os valores medianos das amplitudes positivas e negativas do sinal diferencial;  $xdf(i)$  é a  $i$ -ésima amostra do sinal diferencial e  $y(i)$  é um extremo positivo ou negativo do sinal.

A Figura 6.19 apresenta o relacionamento entre o sinal ECG e as transformações realizadas para obtenção dos valores extremos positivos e negativos (sinal estimado).

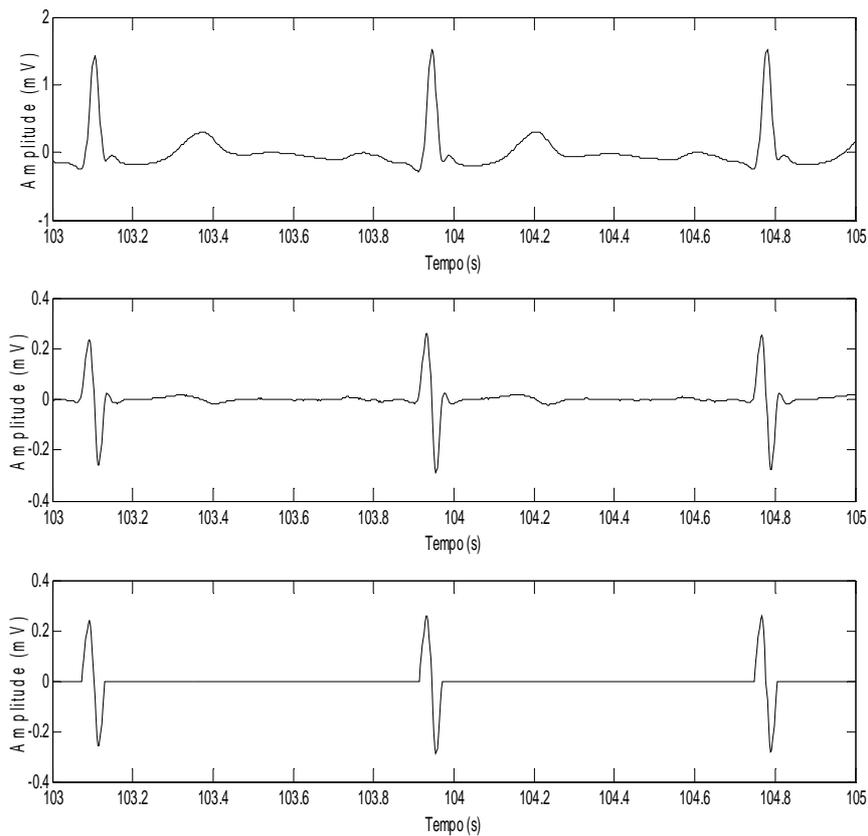


Figura 6.19 - Transformação do sinal (registro 103 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989)). De cima para baixo: sinal ECG, sinal diferencial (xdf) e sinal estimado (y) por meio de T1 e T2.

Posteriormente, uma busca progressiva é realizada sobre o sinal estimado, em janelas de detecção de duração igual a 200 ms (igual o período refratário).

Os valores diferentes de zero, de cada janela, são armazenados e tem-se como resultado dois conjuntos de dados, um com valores extremos positivos e outro com valores extremos negativos (Figura 6.20).

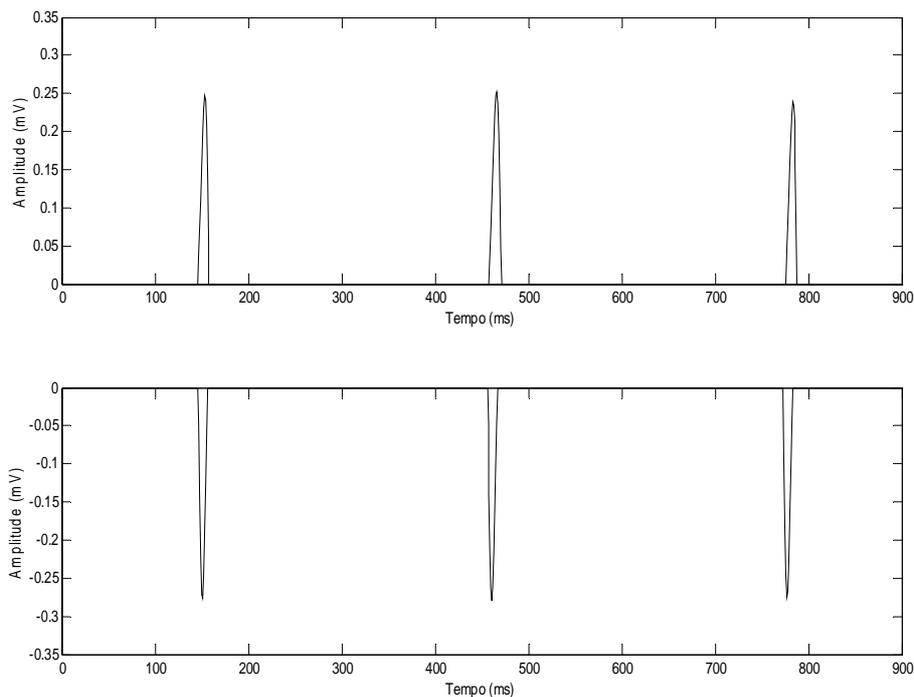


Figura 6.20 - Separação dos valores extremos positivos e negativos em janelas de 200 ms (registro 103 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

É verificada a distância entre dois extremos consecutivos e aplica-se o seguinte par condição/ ação:

**se** (distância > 200 ms)

**então** ambos os extremos são armazenados

**senão** armazena o extremo mais à direita (pertencente à janela  $i$ )

Essa regra é aplicada em ambos os conjuntos de dados e elimina extremos pertencentes a uma mesma janela. Essa regra garante que um batimento cardíaco só pode ser detectado após o período refratário e evita falsos positivos, caso exista ondas T anormais ou oscilações em torno da onda R, de amplitude elevada (extremos positivos na mesma janela).

Uma vez que a onda R é positiva na derivação bipolar DII e a derivada do complexo QRS tem um máximo positivo e um máximo negativo, simétricos, o

algoritmo investiga a possibilidade de os extremos positivos e os extremos negativos selecionados na etapa anterior estarem relacionados à ocorrência de um batimento cardíaco.

Segundo o conhecimento especialista, a duração do complexo QRS está em torno de 150 ms. Portanto, é calculada a distância entre dois extremos adjacentes (um positivo e um negativo) e a seguinte decisão é tomada:

**se** (distância  $\leq$  150 ms)

**então** os extremos avaliados formam um par correto – QRS validado

**senão** os extremos não fazem parte de um complexo QRS

Por fim, o ponto fiducial, ou instante de ocorrência da onda R, corresponde ao máximo valor positivo encontrado em cada intervalo.

A Figura 6.21 mostra a aplicação dessas regras.

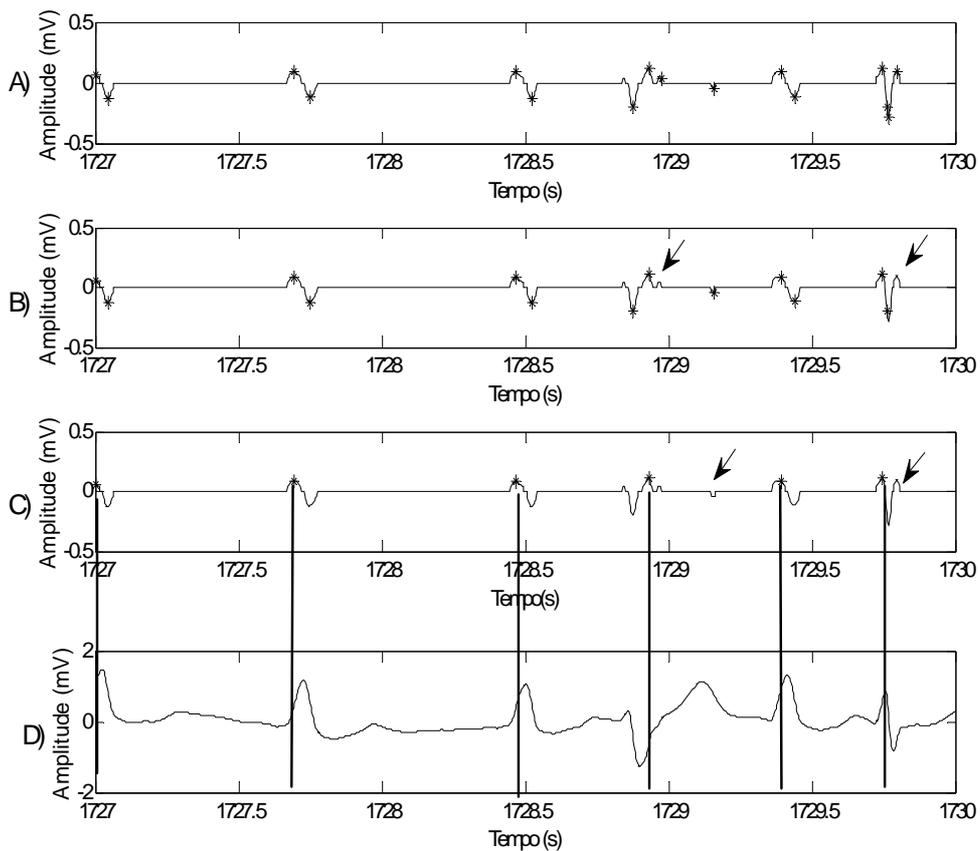


Figura 6.21 - Aplicação das regras implementadas na classe *RulesDom* (registro 203 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989)). A) Extremos positivos e extremos negativos selecionados. B) Extremos adjacentes, selecionados com base no período refratário (um extremo em cada janela de 200 ms). C) Seleção dos extremos positivos que formam par com os extremos negativos adjacentes, por estarem a uma distância menor ou igual o intervalo de duração do QRS. D) Marcação de ocorrência do pico da onda R no sinal ECG. As setas indicam os extremos retirados em cada estágio da análise por não atenderem as regras de formação (período refratário de 200 ms e largura do QRS menor ou igual a 150 ms).

## **CAPÍTULO 7**

### **RESULTADOS DA BIBLIOTECA DE BATIMENTOS CARDÍACOS**

Este capítulo apresenta os resultados obtidos na execução dos detectores, em termos de tempo médio de processamento, sensibilidade (Se), valor preditivo positivo (VPP) e percentual de falha de detecção (FD). Também é apresentado o resultado individual, em termos de falsos positivos (FP), falsos negativos (FN) e verdadeiros positivos (TP), de cada um dos detectores.

#### **7.1 Resultados Individuais dos Detectores**

Os resultados apresentados em Tabela 7.1, Tabela 7.2 e Tabela 7.3 referem-se ao desempenho dos detectores da biblioteca de software, verificado quando do processamento de toda a base de dados MIT-BIH (1989).

Tabela 7.1 - Resultados do Detector I

<b>Registro</b>	<b>TP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FD(%)</b>	<b>Registro</b>	<b>TP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FD(%)</b>
100	2265	0	0	0,0000	202	2121	2	7	0,4239
101	1859	5	1	0,3219	203	2828	1	5	0,2121
102	2180	2	0	0,0917	205	2644	1	4	0,1890
103	2074	1	4	0,2410	207	1847	5	3	0,4320
104	2178	3	7	0,4585	208	2930	13	16	0,9854
105	2542	35	23	2,2507	209	2997	7	0	0,2330
106	2012	5	9	0,6941	210	2622	6	20	0,9893
107	2126	5	5	0,4693	212	2740	3	0	0,1094
108	1721	33	36	3,9339	213	3234	1	7	0,2473
109	2519	2	5	0,2777	214	2250	10	4	0,6195
111	2075	3	1	0,1925	215	3353	4	0	0,1192
112	2531	2	0	0,0790	217	2197	15	5	0,9042
113	1789	1	0	0,0559	219	2145	1	2	0,1398
114	1870	8	2	0,5325	220	2040	1	1	0,0980
115	1946	0	0	0,0000	221	2417	0	3	0,1241
116	2380	3	24	1,1330	222	2473	11	1	0,4831
117	1530	1	0	0,0653	223	2592	1	5	0,2314
118	2271	9	0	0,3947	228	1553	11	6	1,0870
119	1981	1	0	0,0505	230	2248	3	0	0,1333
121	1854	4	2	0,3229	231	1565	1	0	0,0639
122	2468	2	0	0,0810	232	1746	6	30	2,0548
123	1513	1	0	0,0661	233	3065	1	4	0,1631
124	1613	1	0	0,0620	234	2743	1	2	0,1093
200	2590	12	3	0,5765	<b>TOTAL</b>	<b>108164</b>	<b>247</b>	<b>266</b>	<b>0,4732</b>
201	1927	3	19	1,1399					

Tabela 7.2 - Resultados do Detector II

<b>Registro</b>	<b>TP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FD(%)</b>	<b>Registro</b>	<b>TP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FD(%)</b>
100	2265	0	0	0,0000	202	2127	4	1	0,2346
101	1859	5	1	0,3219	203	2828	1	5	0,2121
102	2180	2	0	0,0917	205	2644	1	4	0,1890
103	2074	1	4	0,2410	207	1849	5	2	0,3776
104	2178	3	7	0,4585	208	2996	1	0	0,0334
105	2542	20	13	1,2881	209	2997	2	0	0,0667
106	2012	5	9	0,6941	210	2666	4	5	0,3371
107	2126	5	5	0,4693	212	2740	3	0	0,1094
108	1721	33	36	3,9339	213	3240	2	1	0,0925
109	2519	2	5	0,2777	214	2250	6	4	0,4433
111	2075	3	1	0,1925	215	3353	4	0	0,1192
112	2531	2	0	0,0790	217	2200	2	2	0,1817
113	1789	1	0	0,0559	219	2147	6	0	0,2787
114	1870	8	2	0,5325	220	2040	1	1	0,0980
115	1946	0	0	0,0000	221	2420	0	0	0,0000
116	2340	3	44	2,0060	222	2473	0	1	0,0404
117	1430	10	90	6,9444	223	2597	1	0	0,0385
118	2271	9	0	0,3947	228	1552	0	7	0,4510
119	1981	1	0	0,0505	230	2245	3	2	0,2224
121	1854	4	2	0,3229	231	1565	1	0	0,0639
122	2468	2	0	0,0810	232	1776	2	0	0,1125
123	1513	1	0	0,0661	233	3069	2	0	0,0651
124	1613	1	0	0,0620	234	2744	1	1	0,0729
200	2592	7	1	0,3078	<b>TOTAL</b>	<b>108194</b>	<b>183</b>	<b>275</b>	<b>0,4226</b>
201	1927	3	19	1,1399					

Tabela 7.3 - Resultados do Detector III

<b>Registro</b>	<b>TP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FD(%)</b>	<b>Registro</b>	<b>TP</b>	<b>FP</b>	<b>FN</b>	<b>FD(%)</b>
100	2265	0	0	0,0000	202	2127	4	1	0,2346
101	1859	5	1	0,3219	203	2818	15	1	0,5648
102	2180	2	0	0,0917	205	2660	1	1	0,0752
103	2074	1	4	0,2410	207	1849	5	2	0,3776
104	2178	3	7	0,4585	208	2996	1	0	0,0334
105	2555	32	0	1,2370	209	2997	2	0	0,0667
106	2012	5	9	0,6941	210	2666	4	5	0,3371
107	2126	5	5	0,4693	212	2740	3	0	0,1094
108	1741	23	16	2,2109	213	3240	2	1	0,0925
109	2519	2	5	0,2777	214	2250	6	4	0,4433
111	2075	3	1	0,1925	215	3353	4	0	0,1192
112	2531	2	0	0,0790	217	2200	2	2	0,1817
113	1789	1	0	0,0559	219	2147	6	0	0,2787
114	1870	8	2	0,5325	220	2040	1	1	0,0980
115	1946	0	0	0,0000	221	2420	0	0	0,0000
116	2358	23	26	2,0580	222	2473	0	1	0,0404
117	1418	10	102	7,8431	223	2597	1	0	0,0385
118	2271	9	0	0,3947	228	1552	0	7	0,4510
119	1981	1	0	0,0505	230	2245	3	2	0,2224
121	1854	4	2	0,3229	231	1565	1	0	0,0639
122	2468	2	0	0,0810	232	1776	2	0	0,1125
123	1513	1	0	0,0661	233	3069	2	0	0,0651
124	1613	1	0	0,0620	234	2744	1	1	0,0729
200	2592	7	1	0,3078	<b>TOTAL</b>	<b>108239</b>	<b>219</b>	<b>229</b>	<b>0,4131</b>
201	1927	3	19	1,1399					

A Tabela 7.3 apresenta o desempenho geral de cada detector, incluindo o tempo médio de processamento de 24h de registro de ECG.

Tabela 7.3 - Desempenho Geral e Tempo Médio de Processamento

Detector	Índices de Desempenho			Tempo Médio*(s)
	Sensibilidade (%)	Preditividade Positiva (%)	Falha de Detecção (%)	
I	99,75	99,77	0,47	15,69
II	99,74	99,83	0,42	12,23
III	99,79	99,80	0,41	6,77

\* Configurações de Hardware: Processador Intel Core Duo, 2.4 GHz, 4 GB RAM e sistema operacional Windows XP 64 bits.

A Tabela 7.4 apresenta os resultados obtidos pelos algoritmos do estado da arte de detecção de batimentos cardíacos, sobre a base de dados MIT-BIH.

Tabela 7.4 - Comparação de Resultados

Algoritmo de Detecção	Índices de Desempenho					
	TP	FP	FN	Se (%)	+P (%)	FD (%)
PT (Pan e Tompkins, 1985)	115860	507	277	99,76	99,56	0,41
HT (Hamilton e Tompkins, 1986)	108927	248	340	99,69	99,76	0,54
ABR (Abrantes, 1997)	106893	190	263	99,75	99,82	0,42
DOM (Yeh e Wang, 2008)	115971	58	166	99,86	99,95	0,19
Detector I	108164	247	266	99,75	99,77	0,47
Detector II	108194	183	275	99,74	99,83	0,42
Detector III	108239	219	229	99,79	99,80	0,41

Embora os algoritmos apresentados na Tabela 7.4 tenham sido executados sobre a mesma base de dados (MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE, 1989), há diferença na quantidade de batimentos cardíacos de cada registro, identificado pelo somatório de TP e FN. O presente trabalho contabilizou 108630 batimentos na base

de dados, contra 116137 apresentados pelos algoritmos PT e DOM, 109267 apresentados pelo algoritmo HT e 107166 apresentado pelo algoritmo ABR.

Deve-se ressaltar que a contabilização dos batimentos cardíacos em cada registro da base de dados foi realizada por meio do arquivo de anotações e envolve todos os batimentos corretamente identificados pelos cardiologistas, excluindo anotações que não dizem respeito à ocorrência de batimentos, mas outros eventos relacionados no Anexo I (alteração de ritmo, artefatos, sincronismo e outros). Esse procedimento assegura confiabilidade na contabilização de batimentos da base de dados. Os trabalhos que apresentam os algoritmos PT, HT, ABR, DOM (Pan e Tompkins, 1985, Hamilton e Tompkins, 1986, Abrantes, 1997, Yeh e Wang, 2008) não mencionam o processo utilizado para validação dos batimentos detectados.

## CAPÍTULO 8

### DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos na detecção de batimentos sobre a base de dados MIT (1989) se apresentam satisfatórios. SCHLINDWEIN *et al.* (2006) testaram 64 combinações de frequência central e banda de frequência na detecção de batimentos cardíacos sobre a base de dados MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989), considerando como critério de desempenho o filtro obtido em determinada combinação que, acoplado a um detector baseado em limiar, produzira o mínimo de erros de detecção (soma dos falsos positivos e falsos negativos). O trabalho sugere a utilização de filtros com frequência central de 19 Hz e largura de banda de 9 Hz para sinais de ritmo anormal e a frequência central de 16-17 Hz e largura de banda entre 9 e 12 Hz para sinais de ritmo normal. A biblioteca de software de detecção desenvolvida utilizou, no estágio de pré-processamento, filtros com frequência central entre 15-17 Hz e largura de banda de 9 Hz, concordando com o estudo de SCHLINDWEIN *et al.* (2006). Portanto, o resultado geral ótimo obtido no presente trabalho está relacionado à utilização apropriada dos filtros (frequência de corte de 16 Hz e banda de frequência de 9 a 11 Hz), os quais permitiram boa relação sinal/ ruído e preservaram o formato das ondas que compõe o complexo QRS.

O fato de este projeto ter sido baseado em conhecimento especialista, por meio de acoplamento deste às regras de decisão, explica o desempenho obtido pelos detectores. HAMILTON e TOMPKINS (1986) suspeitavam que a busca retroativa fosse um detalhe capaz de compensar o desempenho obtido em outros algoritmos semelhantes e citaram a necessidade de testar a independência relativa dos componentes das regras utilizadas para detecção de batimentos cardíacos.

No presente trabalho, buscou-se avaliar a contribuição individual das regras de formação no estágio de decisão e a biblioteca contempla as combinações que tiveram resultados satisfatórios.

O desempenho de detecção foi mensurado por meio de comparação entre o resultado apresentado pelo detector e as anotações do MIT e, no geral, os três

detectores que compõem a biblioteca apresentam resultados melhores que os apresentados pelos algoritmos individuais do estado da arte, especialmente em registros específicos. Para o registro 108, por exemplo, o Detector I apresentou redução de 82% nas falhas de detecção, comparado ao resultado obtido por PAN e TOMPKINS (1985). No trabalho apresentado, PAN e TOMPKINS (1985) justificaram o índice de falha (12,54%, o maior apresentado) à morfologia atípica do sinal desse registro, com grande incidência de ondas P anormais. HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentaram índice de falha de detecção de 5,67% no registro 108, não justificando a quantidade atípica de falsos positivos e falsos negativos, em relação aos demais registros. Na biblioteca desenvolvida nesse trabalho, em todos os detectores foram obtidos melhores índices para o registro 108 e tal resultado comprova a eficiência da combinação de técnicas e utilização de regras de conhecimento especialista.

No geral, todos os detectores apresentaram resultados satisfatórios em trechos com ocorrência de batimentos de marcapasso (registros 102, 104 e 107), trechos de baixa qualidade (registros 104, 105 e 119), ocorrência de ondas P e T anormais (registros 105, 108, 203 e 222) arritmias ventriculares multifocais (registro 203). As figuras 8.1, 8.2, 8.3, 8.4 e 8.5 ilustram essas situações.

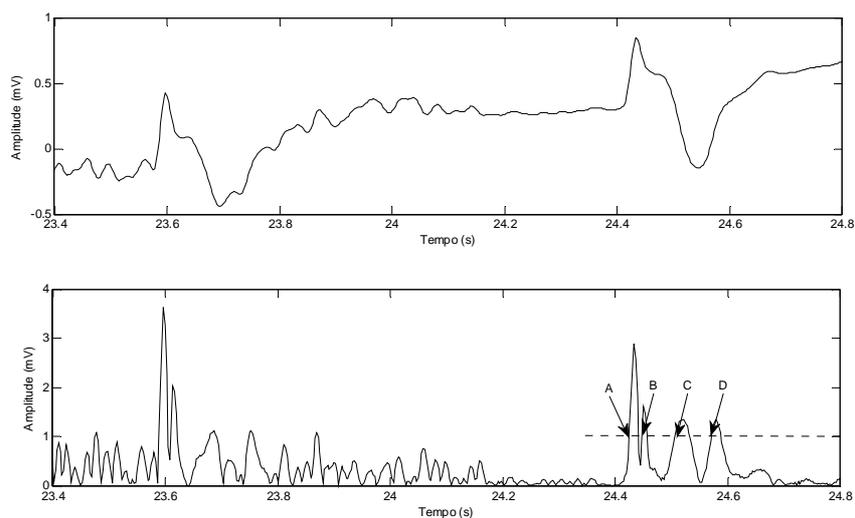


Figura 8.1 - Detecção correta em trecho ruidoso (registro 105 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989))

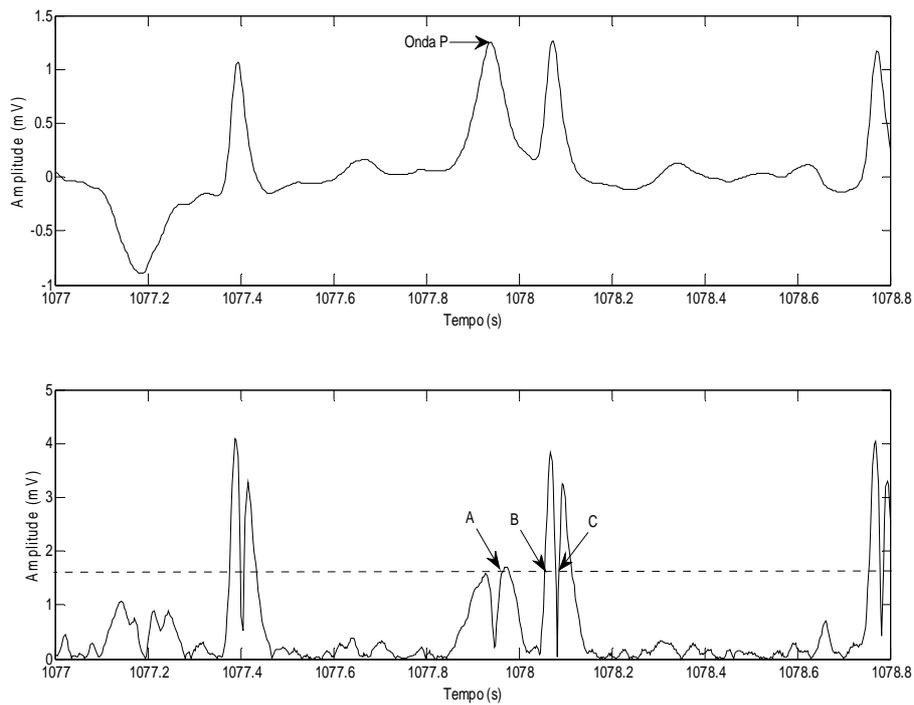


Figura 8.2 - Detecção correta, eliminando onda P anormal (registro 105 do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989), Detector II)

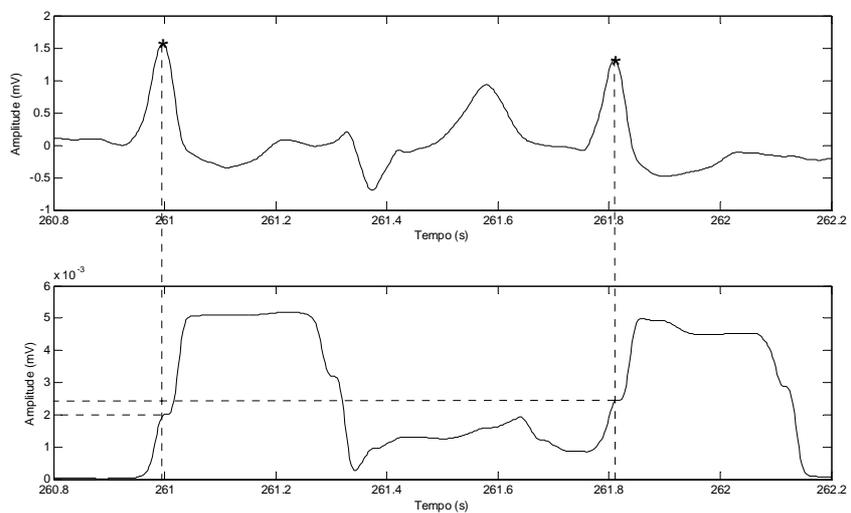


Figura 8.3 - Detecção correta, mesmo com onda T anormal (registro 203 do MIT-BIH (1989), Detector I)

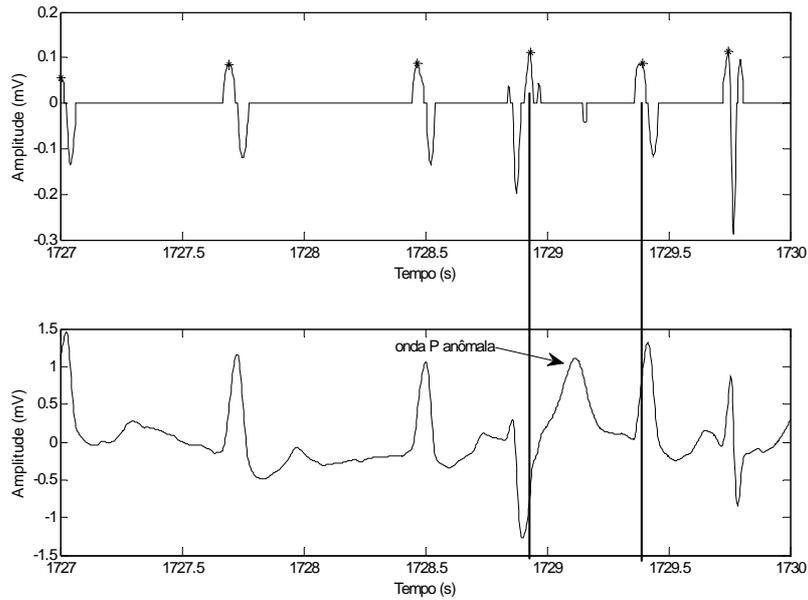


Figura 8.4 - Detecção correta, mesmo com onda P anormal (registro 203 do MIT-BIH (1989), Detector III)

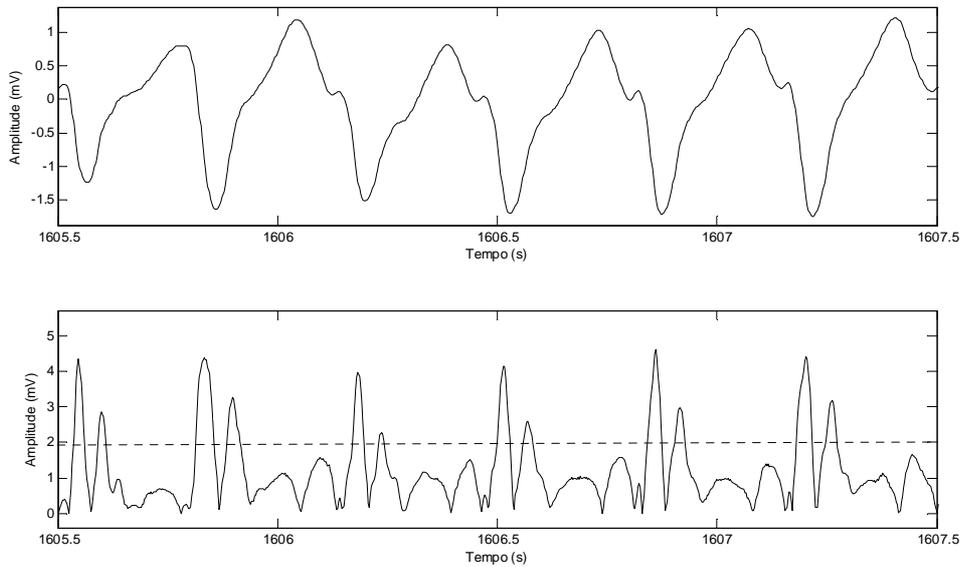


Figura 8.5- Sequência de extrassístoles corretamente detectadas (registro 203 do MIT-BIH(1989))

Os resultados atípicos de alguns registros sugeriram investigação e verificou-se que parte dos falsos negativos nos registros 116, 201 e 232 e falsos positivos nos registros 105 e 108 deve-se, respectivamente, à marcação incorreta e ausência de marcação pelo MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE. A marcação está associada a uma posição na qual não existe complexo QRS ou não existe marcação em uma

posição na qual ocorre um pico da onda R. Ambas as situações não se tratam, portanto, de um erro do detector utilizado e sim do MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE, uma vez que o desempenho é avaliado com base no arquivo de anotações. Este problema também foi relatado por ABRANTES (1997), sendo apresentado na Figura 8.6.

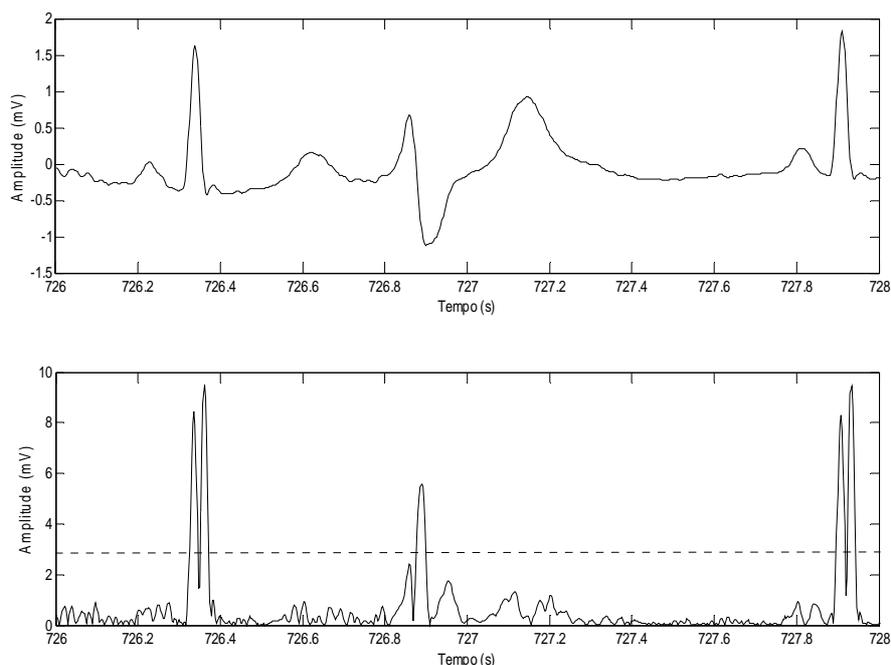


Figura 8.6 - Ausência de marcação pelo MIT, gerando falsos positivos (registro do MIT(1989)). No arquivo de anotações do MIT não há marcação de batimento no intervalo de 726 s a 728 s.

O limiar adaptativo, no Detector I, é atualizado com base no coeficiente de detecção B, o qual foi definido empiricamente com valor 0,25. Esse índice compromete o desempenho de detecção em registros de baixa amplitude, por exemplo, 108 e 201, ao mesmo tempo em que melhora o desempenho em registros que apresentam ondas P ou T de alta amplitude, por exemplo, os registros 105 e 106. Ou seja, há uma relação de compromisso entre o nível do limiar e o desempenho de detecção, a qual explica a ocorrência de falsos negativos. A combinação de técnicas melhorou a sensibilidade às variações de alta frequência em torno do complexo QRS, reduzindo a quantidade de falsos positivos.

## CONCLUSÃO

A biblioteca de software para detecção de batimentos cardíacos apresentou 0,41% de falha de detecção e 6,77 s de tempo de processamento para 24 h de registro de ECG. Os resultados são animadores e garantem a aplicabilidade em ambientes de monitoração contínua, em tempo-real.

A abordagem adotada para implementação da biblioteca de detecção de batimentos cardíacos indica que a combinação das técnicas utilizadas em algoritmos clássicos de detecção minimiza os níveis de falha de detecção, quando comparada com o desempenho individual dos detectores apresentados em PAN e TOMPKINS (1985), HAMILTON e TOMPKINS (1986), ABRANTES (1997) e YEH e WANG (2008).

A linguagem de programação Java e o uso de uma interface unificada, com base no padrão de projeto *facade*, garantem transparência ao usuário da biblioteca ao mesmo tempo em que abstrai a complexidade de cada detector, minimizando a dependência de compilação de código e proporcionando portabilidade. A inclusão de novas funcionalidades não modifica a estrutura principal da biblioteca.

Nesse trabalho, a busca retroativa foi utilizada em Detector I e Detector II e ativada, principalmente, em registros que apresentam ritmo cardíaco inconstante (232, 203 e 201). No entanto, a retirada da busca retroativa não comprometeu consideravelmente o desempenho. Verificou-se que dois componentes das regras de decisão explicam, em grande parte o desempenho obtido: o período refratário e o uso da mediana como estimador na atualização do limiar.

No projeto das regras de decisão dos detectores, a atualização do limiar quando da validação de um batimento cardíaco indica uma adaptação deste ao comportamento do sinal de ECG. Com o uso da mediana para estimar os picos da onda R, a ocorrência de extrassístoles em intervalos de tempo com predominância de ritmo normal não compromete o desempenho do processo de detecção.

As técnicas utilizadas nos detectores são compatíveis entre si, garantindo desempenho similar, como apresentado no Capítulo 8. O tempo de processamento depende da complexidade da técnica de detecção. O Detector III realiza o processo de detecção na forma de detecção busca progressiva de picos, em intervalos pré-definidos e tendo como base a derivada do sinal ECG, enquanto Detector I e Detector II implementam transformações lineares e não-lineares no sinal, ativam o processo de busca progressiva sobre o sinal ECG transformado, em intervalos pré-definidos e busca retroativa caso necessário. Portanto, Detector I e Detector II apresentam maior complexidade computacional, a qual reflete no tempo médio de processamento.

Embora o Detector III apresente melhor desempenho global, mantiveram-se os demais pela possibilidade de combinar regras, uma vez que o padrão de projeto *facade* permite isso, e dependendo da configuração, pode-se obter resultados melhores.

Por fim, as correções realizadas no arquivo de anotações do MIT, considerando apenas os códigos de marcação de batimentos e não de ritmo, foram de extrema importância na validação de desempenho dos algoritmos implementados nos detectores porque havia batimentos não identificados que geravam muitos falsos positivos e comprometiam os índices.

Como propostas de continuidade deste trabalho, destacam-se:

- A implementação de um detector cujo estágio de decisão seja baseado em sistemas formais e autômatos, na tentativa de gerar uma gramática de contexto e minimizar a sensibilidade a ruídos de alta frequência em torno o complexo QRS;
- Realizar avaliação clínica da biblioteca de software para detecção, por meio da incorporação desta a um sistema de aquisição de ECG em tempo-real;
- Integrar à biblioteca de software de detecção, funcionalidades de classificação de batimentos cardíacos. Alguns testes foram realizados, de maneira isolada, com uma rede neural artificial do tipo feedforward, obtendo bons resultados na classificação de batimentos de fusão e extrassístoles de origem ventricular.

Entende-se a necessidade de investigar outras técnicas e/ ou ferramentas de classificação de dados.

- Propõe-se a utilização dos dados de outra derivação, para melhorar o desempenho dos detectores em sinais ruidosos e em substituição à busca retroativa. Ainda, prover a possibilidade de o usuário do sistema intervir na definição de um limiar em trechos problemáticos, cuja qualidade é alertada por meio de alarmes.
- Integrar à biblioteca técnicas de estratificação do risco de morte súbita tais como Variabilidade da Frequência Cardíaca, ECG de Alta Resolução, Tilt-Test, Turbulência do Ritmo Cardíaco e Microalternância da onda T, provendo maior acurácia no diagnóstico clínico.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRANTES, A. C. S. 1997, *Sistema Computadorizado para Monitorização Cardio-Respiratória*. Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/ UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- ARAFAT, A., HASAN, K., 2009, “Automatic Detection of ECG Wave Bondaries Using Empirical Mode Decomposition”. *IEEE International Conference Acoustics, Speech and Signal Processing*, pp. 461-464.
- BEHRAH, A., FAEZ, K., 2001, “New method for QRS-wave recognition in ECG using MART neural network”. *Intelligent Information Systems Conference, The Seventh Australian and New Zealand 2001*, pp. 291-296.
- BERNE, R. M., LEVY, M. N., 1990, *Principles of Physiology*. USA, Wolfe International Student Edition.
- BOSSAN, M. C.1994, *Classificação de Batimentos Cardíacos Utilizando Redes Neurais*. Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/ UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil, RJ, 1994.
- CARNEIRO, E. F., 1991, *O Eletrocardiograma 10 Anos Depois*. 2ª. reimpressão da 1ª. Edição, Rio de Janeiro, Editora Enéas Ferreira Carneiro Ltda.
- COHEN, K. P., TOMPKINS, W. J., DJOHAN, A., *et al.*, 1995, “QRS Detection using a Fuzzy Neural Network”. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1995, IEEE 17th Annual Conference* , v. 1, pp. 189-190.
- DIHN, H. A. N., KUMAR, D. K., PAH, N. D., BURTON, P., 2001, “Wavelets for QRS detection”. *Proceedings of the 23 Annual EMBS International Conference*, pp. 1883-1887.

- ENGELSE, W. A. H., ZEELENBERG, C., 1979, “A Single Scan Algorithm for QRS Detection and Feature Extraction”. *Computers in Cardiology*, pp. 37-42.
- FLOSI, J. O. C. 1988, *Sistema de Classificação Automática dos Complexos QRS do Eletrocardiograma*. Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/ UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- FUKUDA, F. H., 2008, *Sistema Inteligente para o pré-processamento de sinais de eletrocardiogramas em plataformas de computação pervasiva*. Tese de D.Sc. em Engenharia Civil, COPPE/ UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2008.
- GUYTON, A.C., HALL, J.E., 2006, *Tratado de Fisiologia Médica*. 11 ed. Elsevier.
- HAMILTON, P. S., TOMPKINS, W. J., 1986, “Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/ BIH Arrhythmia Database”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. BME-33, n. 12, pp. 1157-1165.
- KAUATI, A. T. 1997, *Desenvolvimento e Avaliação de Método para Identificação Automática de Ritmos Cardíacos no Eletrocardiograma*. Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/ UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- KÖHLER, B., HENNING, C., ORGLMEISTER, R., 2002, “The Principles of Software QRS Detection: Reviewing and Comparing Algorithms for Detecting this Important ECG Waveform”. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, p. 42-57, Jan-Fev, 2002.
- LATHI, B. P. Sinais e Sistemas Lineares, 2ª edição, Bookman, 2004.
- MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE, 1989. Versão CD-ROM e Disponível em:  
<http://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm>  
Acesso em 10 de maio de 2010.

OMS, Organização Mundial da Saúde. Disponível em: <http://www.who.int> Acesso em: 06 de setembro de 2008.

PAN, J. TOMPINS, W. J., 1985, “A real-time QRS detection algorithm”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, n.3, pp. 230-236.

PEREIRA, W.C.A., SCHLINDWEIN, F.S., LIMA, C. E. G, 1987, “Algoritmo para Detecção e Delimitação de Complexos QRS em Tempo-Real, Utilizando duas Derivações de ECG”, *Revista Brasileira de Engenharia – Caderno de Engenharia Biomédica*, vol. 4, nr. 2, pp. 5-24.

RANGEL, H. A. L., *Metodologia para Localização de Ciclo Cardíaco a partir do Sinal Eletrocardiográfico*. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, MG, Brasil, 2006.

REAZ, M. B. I., WEI, L. S., 2004, “Detection of the R wave peak of QRS complex using neural network”. *Information and Communication Technologies: From Theory to Applications*, p. 381.

SCHLINDWEIN, F. S., YI, A. C., EDWARDS, T., BIEN, I. C. H, 2006, “Optimal frequency and bandwidth for FIR bandpass filter for QRS detection”. *Advances in Medical, Signal and Information Processing*, MEDSIP 2006, pp. 1-4.

SMITH, S. W. *Digital Signal Processing – a practical guide for engineers and scientists*, 2003. USA.

SOBRAC - EVIDÊNCIAS Científicas. *Informativo on-line da Sociedade Brasileira de Arritmias Cardíacas (SOBRAC)*. São Paulo, Julho – Setembro/ 2007. Disponível em:

[http://www.sobrac.org/editor/assets/arquivo/boletim\\_sobrac\\_06.pdf](http://www.sobrac.org/editor/assets/arquivo/boletim_sobrac_06.pdf).

Acesso em: 12 Jan. 2010 às 13h19min

- SZILÁGYI, L., BENYÓ, Z., SZILÁGYI, S. M., XZLÁVECZ, A., NAGY, L., 2001, "On-line QRS complex detection using wavelet filtering". *Proceedings of the 23 Annual EMBS International Conference*, pp. 1872-1874.
- TSIPOURAS M.G., FOTIADIS D.I., SIDERIS D., 2005. "An Arrhythmia Classification System based on the R- R Interval Signal". **Artificial Intelligence in Medicine**, v. 33, pp. 237-250.
- XUE, Q., HU, Y. H., TOMPKINS, W. J., 1992, "Neural-network-based adaptative matched filtering for QRS detection". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 39, pp. 317-329.
- YEH, Y-C., WANG, W-J., 2008, "QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method". *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, pp. 245-254.
- ZARRINI, M., SADR, A., 2009, "A Real-Time Algorithm to Detect inverted and Symmetrical T-wave". *Second International Conference on Computer and Electrical Engineering*, v. 1, pp. 318-322, Dubai, 28-30 Dezembro.

## ANEXO I

### CÓDIGOS DE ANOTAÇÕES DO MIT-BIH (1989) UTILIZADAS PARA VALIDAÇÃO DOS ALGORITMOS DE DETECÇÃO

<b>Anotações de Batimentos</b>	
<b>Código</b>	<b>Descrição</b>
N	Batimento Normal
L	Bloqueio de Ramo Esquerdo
R	Bloqueio de Ramo Direito
B	Bloqueio de Ramo (não especificado)
A	Extrassístole Atrial
a	Extrassístole de origem atrial em condução aberrante
J	Extrassístole de origem juncional
S	Extrassístole supraventricular (atrial ou ventricular)
V	Extrassístole ventricular
R	Extrassístole – onda R ou T
F	Batimento de fusão entre extrassístole ventricular e batimento normal
E	Batimento de escape atrial
J	Batimento de escape juncional
N	Batimento de escape supraventricular
E	Batimento de escape ventricular
/	Batimento de escape de origem não identificada
F	Batimento de fusão entre um batimento de escape e um batimento normal
Q	Batimento não classificado
?	Batimento não classificado durante aprendizado

<b>Anotações que não representam batimentos</b>	
<b>Código</b>	<b>Descrição</b>
[	Início de flutter e/ou fibrilação ventricular
!	Onda de flutter ventricular
]	Fim de flutter e/ou fibrilação ventricular
x	Onda P devido bloqueio
(	On set
)	Fim da onda
p	Pico da onda P
t	Pico da onda T
u	Pico da onda U
`	Junção P-Q
'	Ponto J
^	Marcapasso (não capturado)
	Artefato isolado QRS
~	Alteração na qualidade do sinal
+	Alteração de ritmo
s	Alteração do segmento S-T
T	Alteração da onda T
*	Sístole
D	Diástole
=	Anotação mensurada
"	Anotação comentada
@	Link para dados externos

## **ANEXO II**

### **DOCUMENTO DE ESPECIFICAÇÃO DE REQUISITOS**

Sistema para Monitoração de Eletrocardiograma em Tempo Real

**Versão 1.0**

## **Introdução**

### ***Objetivos do Documento***

Apresentar o sistema que será desenvolvido, sob o ponto de vista da especificação de requisitos para monitoração cardíaca. Será apresentado o comportamento geral do sistema e as funcionalidades que o mesmo deve contemplar, como forma de facilitar o entendimento do processo junto ao cliente.

### ***Definição do Escopo do Sistema***

O sistema deve permitir a monitoração de pacientes (análise *on line*), detectar e classificar batimentos cardíacos, possibilitando identificar arritmias caracterizadas por deficiências na geração e/ou condução do impulso no músculo cardíaco. Deve-se garantir a facilidade de uso (interface amigável) e a portabilidade, podendo ser integrado a outros sistemas e equipamentos (por exemplo, eletrocardiógrafos e monitores de sinais vitais), independentemente da plataforma de *hardware* e *software*.

O sistema deve também permitir a análise *off line* de sinais de eletrocardiograma, com emissão de laudo para posterior avaliação do especialista.

Adicionalmente, o sistema deve auxiliar o diagnóstico, emitir estatísticas como subsídios para o processo de tomada de decisão, reduzindo o tempo de tratamento, aumentando a qualidade no atendimento e possibilitando a prevenção de doenças.

### *Siglas, Acrônimos e Definições*

<i>Siglas e Acrônimos</i>	<i>Definição</i>
<i>EKG</i>	<i>Sinal Eletrocardiograma : registro da atividade elétrica do coração</i>
<i>UTI</i>	<i>Unidade de Terapia Intensiva</i>
<i>Stakeholders</i>	<i>Usuários do sistema</i>
<i>RF</i>	<i>Requisitos Funcionais</i>
<i>RFN</i>	<i>Requisitos Não-Funcionais</i>
<i>SGBD</i>	<i>Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados</i>
<i>EMG</i>	<i>Sinal eletromiográfico: registro da atividade das fibras musculares</i>

### *Referências Bibliográficas*

KOHLER, B., HENNIG, C., ORGLMEISTER, R. The Principles of Software QRS Detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, p. 42-57, January/ February 2002

MEYER, C., GAVELA, J.F., HARRIS, M. *Combining Algorithms in Automatic Detection of QRS Complexes in ECG Signals. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 10 n.3 p. 468-475, July 2006

PAN J., TOMPKINS, W.J. *A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32 n.3 p. 230-236, March 1985

HAMILTON, P.S., TOMPKINS, W.J. *Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIH Arrhythmia Database. IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-33 n. 12 p. 1157-1165, December 1986

## **Descrição Geral do Sistema**

### *Perspectiva do Sistema*

O sistema é parcialmente dependente de outros sistemas. A dependência se configura na obtenção de dados para processamento. A princípio, será utilizada a base de dados MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE (1989), porém espera-se que o sistema se comunique com um SGBD para obtenção de dados previamente gravados e também com um eletrocardiógrafo para operação em tempo-real.

### *Funcionalidades do Sistema*

As funcionalidades do sistema foram identificadas com base na literatura e entrevistas com médicos cardiologistas (*stakeholders*). De uma forma geral, tem-se:

- Gerenciamento de informações de pacientes
- Visualização Gráfica do Sinal de ECG
- Detecção de Batimentos Cardíacos
- Classificação de Batimentos Cardíacos (arritmias)
- Armazenamento de informações
- Emissão de parecer para tomada de decisão

- Geração de Relatórios

### ***Características dos Usuários do Sistema***

O sistema destina-se a profissionais médicos cardiologistas, detentores da capacidade de tomar decisões baseadas nas informações extraídas do sinal de ECG.

### ***Análise de Requisitos do Sistema***

- ***Identificação e Nível de Prioridade dos Requisitos***

Por convenção e para facilitar a identificação dos requisitos do sistema, a referência aos requisitos é efetuada de acordo com o esquema abaixo:

*[sigla de subseção / numeração sequencial]*

Serão especificados os requisitos funcionais (RF), não-funcionais (RNF), requisitos de desempenho (RD) e requisitos de projeto (RP). RF se caracterizam pelas funcionalidades do sistema; RNF são relacionados aos parâmetros de qualidade do software; RD trata parâmetros como tempo de resposta do sistema, estimativas de desempenho de processamento e RP parâmetros relacionados ao projeto em si, os recursos necessários em termos de hardware e software e questões técnicas envolvidas.

Para estabelecer a prioridade dos requisitos, foram adotadas as denominações: essencial, importante e desejável, sendo:

<b><i>Essencial</i></b>	É o requisito sem o qual o sistema não pode estar em funcionamento. Requisitos essenciais são requisitos imprescindíveis, que têm que ser implementados impreterivelmente.
<b><i>Importante</i></b>	É o requisito sem o qual o sistema entra em funcionamento, mas de forma não satisfatória. Requisitos importantes devem ser implementados, mas, se não forem, o sistema poderá ser implantado e usado mesmo assim.
<b><i>Desejável</i></b>	É o requisito que não compromete as funcionalidades básicas do sistema, isto é, o sistema pode funcionar de forma satisfatória sem ele. Requisitos desejáveis são requisitos que podem ser deixados para versões posteriores do sistema, caso não haja tempo hábil para implementá-los na versão que está sendo especificada.

## **Requisitos Funcionais (RF)**

### ***[RF001] Gerenciar Pacientes***

Prioridade: Desejável.

Descrição Geral: o sistema deve permitir o cadastro, exclusão, alteração e consulta de dados do paciente monitorado. Os seguintes dados do paciente são armazenados: Nome; CPF; Responsável; Data de entrada na UTI; Medicamentos Utilizados; Data de Nascimento; Tipo Sanguíneo; Status clínico: informações resultantes do processamento do ECG.

Permissões: A qualquer usuário é permitido fazer consultas sobre os pacientes e é possível gerar relatório ou salvar em arquivo qualquer consulta realizada.

### ***[RF002] Obter Sinal de ECG***

Prioridade: Essencial

Descrição Geral: O usuário do sistema deve escolher a forma pela qual o sinal de ECG será obtido. O sistema deve oferecer a opção de obtê-lo diretamente de um equipamento eletrocardiógrafo e a opção de obtê-lo por meio de um arquivo gravado e disponibilizado pelo SGBD.

### ***[RF003] Exibir Sinal de ECG***

Prioridade: Importante

Descrição Geral: O sistema deve permitir a exibição do sinal de ECG sob diversas formas, de acordo com a necessidade do usuário. Deve ser possível a exibição de um trecho do sinal, e de todo o sinal em tempo real. Deve ainda permitir a gravação da imagem correspondente, bem como a sua recuperação.

#### ***[RF004] Filtrar Sinal de ECG***

Prioridade: Essencial

Descrição Geral: O sinal de ECG deve ser pré-processado para eliminar sinais indesejáveis, tais como interferência da rede elétrica, artefatos de movimentos (EMG), oscilação de linha de base devido à respiração. Deve, ainda, enfatizar as componentes de alta frequência no sinal de ECG, relacionadas ao complexo QRS. O sistema deve permitir ao usuário escolher a configuração dos filtros, alterando parâmetros diversos, com base no conhecimento especialista e de acordo com o objetivo da avaliação.

#### ***[RF005] Detectar Batimentos Cardíacos***

Prioridade: Essencial

Descrição: O sinal de ECG, pré-processado, deve ser submetido à detecção de batimentos. O usuário deve escolher o algoritmo a ser utilizado para detecção. A detecção deve, portanto, considerar o conhecimento especialista e utilizar regras de decisão baseadas no mesmo. Os instantes de ocorrência dos batimentos e a amplitude do pico da onda R devem ser apresentados para cada batimento detectado. A funcionalidade deve permitir a gravação desses dados e apresentar uma estatística de desempenho de detecção. Portanto, para cada sinal submetido a essa funcionalidade, o sistema deve contabilizar o número de batimentos detectados e a frequência cardíaca.

#### ***[RF006] Classificar Batimentos Cardíacos***

Prioridade: Desejável

Descrição: O sistema deve classificar batimentos, identificando arritmias cardíacas como deficiências na geração e/ou condução do impulso no músculo cardíaco.

### ***[RF007] Armazenar informações***

Prioridade: Desejável

Descrição: O sistema deve gerenciar o armazenamento de informações, resultantes do processamento do sinal de ECG. Para cada paciente cadastrado no sistema, deve-se armazenar um histórico de avaliações, contendo estatísticas e um laudo técnico, o qual poderá ser revisado e avaliado por especialistas.

### ***[RF008] Análise Estatística***

Prioridade: Desejável

Descrição: O sistema deve apresentar estatísticas com base no sinal de ECG processado. Deve ser apresentado percentual de falha de detecção, especificando a quantidade de falsos positivos (FP), falsos negativos (FN) e batimentos corretamente detectados (TP). Estatísticas relacionadas ao tempo de processamento e desempenho do classificador devem ser apresentadas.

## **Diagramas de Casos de Uso**

## **Diagramas de Classes**

## **Diagramas de Atividades**

## **Diagramas de Seqüência**

## **Requisitos Não Funcionais (RNF)**

### ***[RNF001] Portabilidade***

O sistema deve ser executado com independência de plataforma; deve permitir a inclusão de novas funcionalidades ou substituição de funcionalidades de forma transparente, sem alterar o escopo.

### ***[RNF002] Aplicabilidade***

O sistema deve ser prático, reduzindo o tempo de tomada de decisão. Para isso, um módulo de ajuda (*help*) e interfaces amigáveis, com elementos gráficos como menus, botões e caixas de texto que são acionadas de forma sequencial devem ser considerados.

### ***[RNF003] Confiabilidade***

Deve ser assegurada informação confiável, com base clínica e imune a falhas do sistema.

### ***[RNF004] Coerência***

É necessário constatar que informações manipuladas pelo sistema sejam apresentadas sem erros nem modificações.

### ***[RNF005] Segurança***

Deve-se assegurar integridade, privacidade e autenticidade dos dados manipulados no sistema.

## **Requisitos de Desempenho (RD)**

### ***[RD001] Tempo de Resposta***

O sistema deve assegurar o menor tempo de resposta, independente da configuração escolhida para execução das funcionalidades. Preconiza-se a operação em tempo real, com resposta rápida.

### ***[RD002] Acurácia***

O sistema deve assegurar bom desempenho na detecção de batimentos cardíacos.

## **Requisitos de Projeto (RP)**

### ***[RP001] Atendimento às normas técnicas***

### ***[RP002] Portabilidade***

O sistema deve ser independente de plataforma de hardware e software.

## APÊNDICE

### **ABSTRACT DO ARTIGO ACEITO PARA APRESENTAÇÃO ORAL**

IWSSIP 2010 – 17 th International Conference on Systems, Signals and Image  
Processing

#### **Software Library for Real-Time Cardiac Beat Detection**

Kátia Kelvis Cassiano, Jurandir Nadal

Biomedical Engineering Program  
Federal University of Rio de Janeiro, COPPE/ UFRJ  
Rio de Janeiro, Brazil  
katia@peb.ufrj.br, jn@peb.ufrj.br

*Abstract*— This paper shows a software library with functionalities for real-time cardiac beats detection, which is defined by a facade pattern. An interface enlaces three detectors in a subsystem, all of them activated by a specific command. This design pattern assures the complexity of the software, warranting the portability and allowing changes in the subsystem components. The implemented detectors combine state-of-the-art algorithms of cardiac beats detection for improving performance. Assessments were made with the MIT-BIH Arrhythmia Database, totalizing 24 h of electrocardiogram (ECG). The results (up to 99.75% sensitivity and 99.85% positive predictivity for 0.41% detection fails) indicate better performances than the original algorithms.

Keywords- software library; facade design pattern; cardiac beat detection; real-time monitoring.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)