COPPE/UFRJ

SISTEMA INTELIGENTE PARA O PRÉ-PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAMAS EM PLATAFORMAS DE COMPUTAÇÃO PERVASIVA

Fernando Hideo Fukuda

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Civil, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Civil.

Orientador: Nelson Francisco Favilla Ebecken

Rio de Janeiro

Outubro de 2008

SISTEMA INTELIGENTE PARA O PRÉ-PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAMAS EM PLATAFORMAS DE COMPUTAÇÃO PERVASIVA

Fernando Hideo Fukuda

TESE 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 DOUTOR EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA CIVIL.

Aprovada por:

Prof. Nelson Francisco Favilla Ebecken, D.Sc.

Prof. Alvaro Luiz Gayoso de Azeredo Coutinho, D.Sc.

Prof.ª Beatriz de Souza Leite Pires de Lima, D.Sc.

Prof. Eduardo Raul Hruschka, D.Sc.

Prof. Luiz Biondi Neto, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

OUTUBRO DE 2008

Fukuda, Fernando Hideo

Sistema Inteligente para o Pré-processamento de Sinais de Eletrocardiogramas em Plataformas de Computação Pervasiva/ Fernando Hideo Fukuda. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2008.

X, 86 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Nelson Francisco Favilla Ebecken

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Civil, 2008.

Referencias Bibliográficas: p. 110-116.

1. Sistema inteligente.

2. ECG.

3. Sistema especialista.

4. Sistema de computação pervasiva.

5. Sistema móvel.

I. Ebecken, Nelson Francisco Favilla. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Civil. III. Titulo.

DEDICATÓRIA

À Deus.

Ao meu pai (*in memorian*).

À minha a mãe.

À minha esposa.

Ao meu filho.

À minha família.

A todos os meus professores.

À humanidade.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Nelson Francisco Favilla Ebecken por me aceitar como seu orientado sem qualquer restrição e pela sua inabalável confiança na minha capacidade de realizar este trabalho. Por ter sido meu professor no curso de doutorado, transmitindo os seus conhecimentos e experiências sempre com abordagens práticas e objetivas. Pela sua amizade, orientações, presteza e pronta atenção para apoio irrestrito em todos os momentos, que tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao Professor Luiz Biondi Neto por ter sido meu professor na minha graduação em bacharel em engenharia elétrica com ênfase em sistemas eletrônicos na UERJ, transmitindo os seus conhecimentos e experiências sempre de forma agradável. Pela sua amizade e companhia que cultivamos desde a minha graduação. Pela sua presteza e pronta atenção para apoio irrestrito em todos os momentos. Pelo seu reconhecimento e por me motivar a participar do meio acadêmico e científico e realizar o mestrado e o doutorado. E pelas suas contribuições que tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao Professor Eduardo Raul Hruschka por aceitar o convite para compor a banca examinadora deste trabalho e pelas suas contribuições para enriquecer este trabalho.

À Professora Beatriz de Souza Leite Pires de Lima e ao Professor Alvaro Luiz Gayoso de Azeredo Coutinho por aceitarem o convite para compor a banca examinadora deste trabalho e pelas suas contribuições para enriquecer este trabalho. E pelos reconhecimentos e valiosas orientações e incentivos no exame de qualificação deste trabalho que motivaram para que a linha de pesquisa deste trabalho fosse prosseguida.

Aos funcionários da Secretaria Acadêmica pela amizade, presteza, apoio e atenção que contribuíram para a realização deste trabalho.

À minha esposa, Hiromi Fukuda, pelo amor, carinho, companhia, amizade, felicidades e pronta atenção para apoio irrestrito em todos os momentos, que tornaram possível a realização deste trabalho. Por superar momentos inesperados e difíceis em nossas vidas. Pelo seu amor e dedicação para cuidar do nosso filho, nossa maior preciosidade, enquanto estive sempre presente, porém ocupado para realizar este trabalho.

Ao meu filho, Fernando Hiroshi Fukuda, pelo seu amor, carinho, sua alegria, inteligência e energia que motivaram a realização deste trabalho como legado para incentivar a sua educação, formação, perseverança e dedicação.

À Hitomi Suzuki pelo amor, carinho, amizade, companhia, contribuições para edição e revisão e pronta atenção para apoio irrestrito em todos os momentos, que tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao meu pai (*in memorian*), Hirotsugu Fukuda, pelo seu amor, carinho e amizade. Por ter me dado educação e formação. Por ser um exemplo de determinação, perseverança, dedicação, liderança e coragem. Por ter me transmitido os seus conhecimentos, experiências, sabedoria e filosofia. Por ter me ensinado a ter prazer e motivação para estudar, aprender, realizar e melhorar continuamente. Por ter me ensinado vários conhecimentos, inclusive a construir pessoalmente um circuito elétrico caseiro com fios e pilha para iluminar uma lâmpada extraída de uma lanterna, quando aos 10 anos de idade decidi ser engenheiro. Aspectos que contribuíram para a minha formação e tornaram possível a realização deste trabalho.

À minha mãe, Nobuko Fukuda, pelo seu amor, carinho e amizade. Por ter me dado educação e formação. Por ser um exemplo de determinação, perseverança, dedicação, paciência, disciplina, austeridade e serenidade. Por ter me transmitido os seus conhecimentos, experiências, sabedoria e filosofia. Por ter me ensinado a ter prazer e motivação para estudar, aprender, realizar e melhorar continuamente. Pela sua paciência, compreensão e apoio em todas as minhas experiências e iniciativas sem qualquer restrição. Aspectos que contribuíram para a minha formação e tornaram possível a realização deste trabalho.

A todos os meus professores que transmitiram os seus conhecimentos e experiências e contribuíram para a minha formação que tornaram possível a realização deste trabalho.

À UFRJ/COPPE pelo excelente e internacionalmente reconhecido curso de doutorado do Programa de Engenharia Civil (PEC) que tornaram possível a realização deste trabalho.

Ao governo brasileiro por fornecer suporte para que eu pudesse cursar o doutorado com gratuidade que tornou possível a realização deste trabalho.

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

SISTEMA INTELIGENTE PARA O PRÉ-PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ELETROCARDIOGRAMAS EM PLATAFORMAS DE COMPUTAÇÃO PERVASIVA

Fernando Hideo Fukuda

Outubro/2008

Orientador: Prof. Nelson Francisco Favilla Ebecken

Programa: Engenharia Civil

Este trabalho apresenta as pesquisas e o desenvolvimento de um sistema inteligente de tempo real para processamento de sinais de eletrocardiogramas em plataformas de computação pervasiva. Além disso, apresenta o desenvolvimento de técnicas de configuração dinâmica em tempo real para as diferentes morfologias encontradas nos sinais de ECG de diferentes indivíduos e do mesmo indivíduo. Este trabalho apresenta os desenvolvimentos de um algoritmo inédito e mais eficiente e de dois sistemas: um Sistema Especialista e um Sistema Híbrido baseado em Sistema Especialista e *Neuro-Fuzzy*. Os sinais de ECG do MIT-BIH *Arrhythmia Database* são utilizados nos testes dos sistemas. O desempenho do sistema especialista, com sensibilidade (Se) de 99,41% e valor preditivo positivo (+P) de 99,41%, é similar ao dos outros trabalhos e produtos comerciais no estado da arte. Este trabalho é uma contribuição à humanidade, considerando-se que a Organização Mundial da Saúde estima que as mortes por doenças cardiovasculares, crescerão mundialmente para 23,4 milhões em 2030, e prevê que a doença cardíaca continuará sendo a principal causa de mortes no mundo.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

INTELLIGENT SYSTEM FOR PRE-PROCESSING ELECTROCARDIOGRAMS SIGNALS ON PERVASIVE COMPUTING PLATFORMS

Fernando Hideo Fukuda

October/2008

Advisors: Nelson Francisco Favilla Ebecken

Department: Civil Engineering

This work presents the research and the development of a real time intelligent system for processing ECG signals on pervasive computing platforms. In addition, it presents the development of real time dynamic configuration techniques for the different morphologies found in ECG signals of different subjects and even of the same subject. This work presents the development of a new algorithm, more efficient, and two other systems: an Expert System and a Hybrid System based on Expert System and Neuro-Fuzzy. The ECG signals of MIT-BIH Arrhythmia Database are used for the tests. The performance of the algorithm, sensitivity (Se) of 99.41% and positive predictive (+P) of 99.41%, is similar to other state of the art works and commercial products. This work is a contribution to the humanity considering that World Health Organization estimates deaths from cardiovascular diseases will rise to 23.4 million in 2030 and predicts that heart disease will continue to be the primary cause of deaths in the world.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 1

1.1 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO 6

2 MOTIVAÇÕES 8

3 CARDIOLOGIA 19

3.1 FISIOLOGIA DO CORAÇÃO HUMANO 19

3.2 O CICLO CARDÍACO 20

3.3 ELETROFISIOLOGIA 20

3.4 ELETROCARDIOGRAFIA E ELETROCARDIOGRAMA 21

3.5 RITMO NORMAL 28

3.6 ARRITMIA 29

3.7 DERIVAÇÕES-PADRÃO NOS MEMBROS 29

4 SISTEMAS DE COMPUTAÇÃO PERVASIVA 31

5 SISTEMA ESPECIALISTA 34

5.1 INTRODUÇÃO 34

5.2 PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO DE UM SE 35

6 MIT-BIH ARRHYTHMIA DATABASE 39

6.1 CONFIGURAÇÃO DAS DERIVAÇÕES DE ECG 40

6.2 GRAVAÇÃO E REPRODUÇÃO ANALÓGICA 41

6.3 DIGITALIZAÇÃO 42

6.4 ANOTAÇÕES 43

6.5 BANCO DE DADOS DE CLASSE 1 45

6.6 VALIDAÇÃO ANSI E FDA 45

7 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ECG 47

7.1 INTRODUÇÃO 47

7.2 ARTEFATOS 49

7.3 TÉCNICAS DE DETECÇÃO DOS COMPLEXOS QRS 51

7.4 ESTADOS DA ARTE PARA DETECÇÃO DOS COMPLEXOS QRS 57

8 DESENVOLVIMENTO 65

8.1 RECURSOS UTILIZADOS PARA O DESENVOLVIMENTO 65

8.2 PROCESSO DE DESENVOLVIMENTO 66

8.3 RESULTADOS DO SE-FEBION 88

8.4 IMPLEMENTAÇÃO DO SISTEMA SE-NEURO-FUZZY 91

9 RESULTADOS 101

9.1 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS 102

10 CONCLUSÕES 104

LISTA DE SIGLAS

ANATEL	Agência Nacional de Telecomunicações
ANEEL	Agência Nacional de Energia Elétrica
AVC	Acidente vascular cerebral
BIH	Boston's Beth Israel Hospital (atual Beth Israel Deaconess Medical Center)
DATASUS	Departamento de Informática do SUS
ECG	Eletrocardiograma
ECGs	Eletrocardiogramas
EUA	Estados Unidos da América
FDA	Food and Drug Administration
FGV	Fundação Getúlio Vargas
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IDB	Indicadores e Dados Básicos
IPC-3i	Índice de Preços ao Consumidor da Terceira Idade
IPEA	Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada
MIT	Massachusetts Institute of Technology
MIT-BIH	Massachusetts Institute of Technology e Boston's Beth Israel Hospital (atual Beth Israel Deaconess Medical Center)
OMS	Organização Mundial da Saúde
OPAS	Organização Pan-Americana da Saúde
OSEA	*Open Source ECG Analysis Software*
PNAD	Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílio

RIPSA	Rede Interagencial de Informações para a Saúde
SIH/SUS	Sistema de Informações Hospitalares do SUS
SIM	Sistema de Informações sobre Mortalidade
SBC	Sociedade Brasileira de Cardiologia
SUS	Sistema Único de Saúde
US	United States
WPAN	*Wireless Personal Area Network*

1 INTRODUÇÃO

A Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que as mortes de pessoas por causa de doença cardiovascular crescerão mundialmente para 23,4 milhões em 2030. E prevê que muitas destas mortes, ocorrerão sem qualquer sintoma prévio de doença cardiovascular (OMS, 2008). Este aspecto potencialmente provocará uma maior demanda por sistemas processamento de sinais cardíacos para prevenção e tratamento de saúde.

As quedas das taxas de fecundidade e da mortalidade registradas no Brasil provocam mudanças rápidas da população. O mais importante de acordo com o Instituto de Pesquisa Econômica Aplicada (IPEA), é o envelhecimento da população do Brasil (IPEA, 2008). A previsão é que a partir de 2030 a população brasileira seja muito envelhecida, reproduzindo condições de países da Europa Ocidental, Rússia e Japão. O aumento da expectativa de vida causará o aumento do número de idosos na população, os quais naturalmente possuem relativamente mais dificuldades e restrições para configuração e manipulação de dispositivos eletrônicos.

Um sistema computação pervasiva é capaz de obter informações do ambiente, detectar as mudanças do contexto e, sem a intervenção do usuário, adaptar-se dinamicamente ao novo contexto. Esta capacidade é um aspecto essencial para sistemas de monitoração do estado de saúde de um indivíduo que esteja em uma situação de urgência na qual ele não tenha condições físicas ou

mentais para solicitar um auxílio por sua própria conta devido: à doença, ao efeito de medicamentos ou ao estado de inconsciência.

O eletrocardiograma (ECG) constitui o registro da atividade elétrica do coração. O ECG é um procedimento não invasivo, informativo, reproduzível e de baixo custo (LEE e WANG, 2008). Por essa razão é a ferramenta mais importante e mais utilizada para o diagnóstico da função cardiovascular (AZEVEDO, 1999, CEYLAN *et al*., 2008a, LEE e WANG, 2008, LIN *et al*., 2008, SANDHAM, 2007, YU e CHOU, 2008a). A detecção precoce de doença ou anormalidade cardíaca pode prolongar e manter a qualidade de vida de um indivíduo através de tratamento apropriado (ÜBEYLI, 2008). Os sintomas de doenças cardíacas podem se manifestar em intervalos longos e irregulares o que requer um monitoramento contínuo dos sinais cardíacos durante um longo período e como conseqüência, a análise dos sinais coletados pode ser demorada e trabalhosa, o que pode entediar o analista e levá-lo a cometer omissões e erros. Desta forma, os sistemas de computação podem auxiliar na análise porque são capazes de processar automaticamente os sinais cardíacos (CEYLAN e ÖZBAY, 2007, GÜLLER e ÜBEYLI, 2005).

O gráfico da atividade elétrica registrado por um ECG é chamado de traçado. A Figura 1.1 ilustra o modelo de um traçado típico de um ECG de um batimento cardíaco normal composto da onda P, do complexo QRS e da onda T e os respectivos intervalos P-R, QRS, ST e QT (MEHTA e LINGAYAT, 2008, LIN *et al*., 2008, TIRTOM *et al*., 2008).

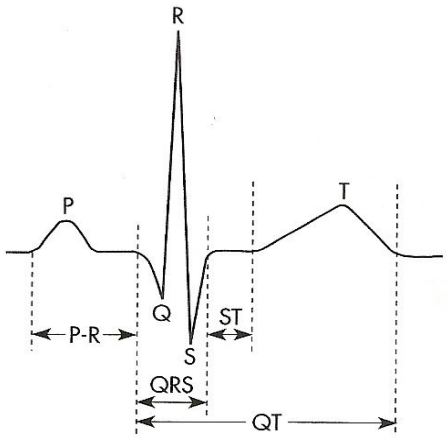

Figura 1.1 Traçado típico de ECG de batimento cardíaco normal.

O complexo QRS representa atividade elétrica dos ventrículos através das fibras de Purkinje do coração. Os complexos QRS geralmente têm amplitudes maiores do que as amplitudes das demais ondas do ECG, parcialmente devido ao grande diâmetro das fibras de Purjinke, onde a velocidade de condução de 1 a 4 m/s do impulso elétrico nessas fibras excede a de qualquer outro tipo de fibra no coração. Desta forma, muitos trabalhos científicos e produtos comerciais de aplicações reais utilizam algoritmos de detecção dos complexos QRS para obter referências no sinal de ECG a partir das quais as técnicas de análise e de classificação dos segmentos de ECG são aplicadas (KÖHLER *et al.*, 2002). Portanto, a detecção dos complexos QRS é a etapa mais importante no processamento de sinais de ECG porque a qualidade de todas as demais etapas de análise e classificação dos sinais de ECG depende desta (CVIKL *et al.*, 2007, LEE e WANG, 2008, YU e CHOU, 2008a, YU e CHOU, 2008b). No entanto, o processamento de sinais de ECG para a detecção dos complexos QRS é um

problema de alta complexidade porque a configuração do ECG varia de indivíduo para indivíduo, em um mesmo indivíduo, e conforme a localização anatômica das derivações (AZEVEDO, 1999, CEYLAN e ÖZBAY, 2007, LEE e WANG, 2008); e por causa das mudanças das linhas de base, ruídos e artefatos encontrados nos sinais de ECG (CVIKL *et al*., 2007, LEE e WANG, 2008). Um artefato refere-se à parte do sinal produzida por eventos que são estranhos ao evento biológico de interesse. Os artefatos surgem em um sinal biológico de muitas maneiras diferentes como, por exemplo, a interferência de 50/60 Hz da rede elétrica captada pelos instrumentos, as interferências causadas por outros dispositivos elétricos ou eletrônicos, o mau contato ou oxidação dos eletrodos; a respiração e a atividade muscular do indivíduo; os erros de arredondamento devidos à quantização de amostras de sinais, e em função de características e restrição dos equipamentos gravação e reprodução de sinais de ECG (AZEVEDO, 1999).

O objetivo deste trabalho é a pesquisa dos trabalhos relacionados às técnicas de pré-processamento digital de séries temporais de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS e dos estados da arte relacionados; a definição de um processo de desenvolvimento de sistemas inteligentes para o pré-processamento digital de séries temporais de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS; a análise das séries temporais dos sinais de ECG; o desenvolvimento do algoritmo FEBION inédito, baseado em técnicas de inteligência artificial para o pré-processamento digital de séries temporais de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS; o desenvolvimento, a implementação e os testes de um sistema especialista para o pré-processamento digital de séries temporais de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS

para plataformas de computação pervasiva e a apresentação dos resultados e das conclusões do trabalho.

O banco de dados utilizado para os testes de desempenho dos sistemas inteligentes desenvolvidos neste trabalho é o MIT-BIH *Arrhythmia Database*. Este banco de dados é de classe 1. Portanto é um banco de dados de referência completamente validado por cardiologistas e suportado pelo MIT-BIH (PHYSIOBANK, 2008). O MIT-BIH *Arrhythmia Database* é o banco de dados mais usado como referência para testes de desempenho de técnicas de processamento de sinais de ECG (KÖHLER *et al.*, 2002). O MIT-BIH *Arrhythmia Database* contém 48 gravações de duas derivações. Muitas destas gravações foram selecionadas, de um conjunto de 4.000 gravações, especificamente para incluir uma amostra representativa de uma variedade de traçados e artefatos que um detector de arritmia encontra em uso rotineiro, assim como anomalias de condução e complexas arritmias: ventricular, supraventricular e de fusão com o objetivo de gerar dificuldades significativas para os processadores de sinais de ECG (PHYSIONET, 2008). Desta forma, o MIT-BIH *Arrhythmia Database* é um dos requisitos para validação ANSI e validação US FDA de dispositivos de ECG, inclusive de detectores de complexos QRS (KÖHLER *et al.*, 2002). Estas validações são obrigatórias para que os dispositivos de ECG ambulatorial possam ser comercializados no mercado europeu e americano, respectivamente.

O objetivo deste trabalho foi completamente atingido e superado com o desenvolvimento adicional do sistema SE-*Neuro-Fuzzy*.

O sistema especialista com o algoritmo FEBION, SE-FEBION, é capaz de processar ECGs de diferentes indivíduos, assim como diferentes traçados

presentes no ECG de um indivíduo, de forma eficiente e com auto-adaptação dinâmica, sem qualquer intervenção do usuário para configuração, o que permite que seja utilizado para plataformas de computação pervasiva.

O desempenho do SE-FEBION é de Se igual a 99,41% e de +P igual a 99,41%. O SE-FEBION é mais eficiente do que as técnicas apresentadas nos estados da arte pesquisados, considerando-se que produz um menor atraso no processamento dos sinais de ECG e atinge este desempenho processando uma maior quantidade de batimentos cardíacos sem exclusão de episódios.

1.1 Organização do Trabalho

Este trabalho está organizado em capítulos conforme a seguir:

- O capítulo 2 apresenta as motivações.
- O capítulo 3 apresenta os fundamentos sobre cardiologia relacionados a este trabalho.
- O capítulo 4 apresenta os fundamentos sobre sistemas de computação pervasiva relacionados a este trabalho.
- O capítulo 5 apresenta os fundamentos sobre sistemas especialistas relacionados a este trabalho.
- O capítulo 6 apresenta o MIT-BIH *Arrhythmia Database*, utilizado neste trabalho.
- O capítulo 7 apresenta as técnicas de processamento de sinais de ECG para detecção de complexos QRS e os estados da arte.

- O capítulo 8 apresenta o processo de desenvolvimento de dois sistemas inteligentes para o pré-processamento de sinais de ECG para detecção de complexos QRS.
- O capítulo 9 apresenta os resultados.
- O capítulo 10 apresenta as conclusões.

2 MOTIVAÇÕES

Existe um possível potencial de demanda crescente por sistemas de processamento de sinais cardíacos para tratamento de doença cardiovascular. Tendo em vista que a Organização Mundial da Saúde (OMS) estima que 17,1 milhões de pessoas morreram por causa de doença cardiovascular em 2004 e que 17,5 milhões de pessoas morreram por causa de doença cardiovascular em 2005, representando 30% de todas as mortes no mundo. Destas mortes, 7,6 milhões foram por causa de ataques cardíacos e 5,7 milhões foram por causa de derrame e que 20 milhões de pessoas morrerão por causa de doença cardiovascular em 2015, principalmente de ataques cardíacos e derrame. E estima que as mortes de pessoas por causa de doença cardiovascular crescerão mundialmente para 23,4 milhões em 2030. A OMS indica que a doença cardíaca isquêmica é a principal causa de morte mundial em 2004, representando 12,2% das mortes. A OMS estima que, a representatividade da doença cardíaca isquêmica aumentará para 14,2% das mortes e continuará sendo a principal causa de mortes em 2030. A OMS indica que a taxa de mortalidade por doença cardiovascular é de 341 pessoas de 15 a 60 anos por 100.000 habitantes em 2002 no Brasil (OMS, 2008).

A hipertensão é uma doença silenciosa que atinge todos os grupos populacionais e pode danificar diversos órgãos do corpo humano, como: o cérebro, os rins, os olhos e, principalmente, o coração. Além da pressão alta, outros fatores associados podem levar a alguma complicação séria, sobretudo à doença cardiovascular. A hipertensão ataca cerca de 140 milhões de pessoas no

continente americano. Metade dessas pessoas desconhece ser portadora da doença. Cerca de 30% dos que conhecem ser hipertensos não realizam o tratamento adequado, por falta de motivação ou recursos. No Brasil, estima-se que, 35% da população acima de 40 anos, o que corresponde atualmente a cerca de 17 milhões de brasileiros, tenham hipertensão e 75% desses brasileiros dependem do SUS. A hipertensão e a maioria das doenças crônicas não transmissíveis têm como principais fatores de risco o sobrepeso, a obesidade e o sedentarismo. Estima-se hoje que cerca de 38 milhões de brasileiros com mais de 20 anos estão acima do peso. Dados de 2003 mostram que o excesso de peso afetava 41,1% dos homens e 40% das mulheres (IBGE, 2008). O Brasil gasta atualmente aproximadamente R$ 1,5 bilhões ao ano por conta de problemas da população com obesidade, um mal que leva a outros males como: doenças cardíacas, diabetes e diversos tipos de câncer. O sedentarismo é outro fator de risco importante para o desenvolvimento de doenças crônicas. A Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC) estima que 83% da população brasileira são sedentários (SBC, 2008).

A insuficiência cardíaca congestiva, quando estabelecida, implica em limitações físicas, prejudicando a qualidade de vida dos pacientes que progridem para morbidade e mortalidade significativas. Em 2001 houve cerca de um milhão de hospitalizações nos Estados Unidos da América (EUA) e 24,3 bilhões de dólares americanos em custos diretos e indiretos. A insuficiência cardíaca tem um prognóstico de 30% a 50% de mortalidade em um ano. Doenças das artérias coronárias são causas de insuficiência cardíaca em dois terços dos pacientes dos EUA e da Europa.

A Rede Interagencial de Informações para a Saúde[1] (RIPSA) foi criada por iniciativa conjunta do ministério da saúde e da Organização Pan-Americana da Saúde[2] (OPAS), escritório regional para as Américas da OMS. A RIPSA reúne instituições representativas dos segmentos técnico-científicos diretamente envolvidos na produção e análise de dados de interesse para a saúde no Brasil. Esta ação integrada produz os Indicadores e Dados Básicos para a saúde[3] (IDB) utilizando os dados das instituições responsáveis pelos principais sistemas de informação de base nacional como: Ministério da Saúde[4], Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística[5] (IBGE), IPEA e Ministério da Previdência Social[6].

O Departamento de Informática do SUS[7] (DATASUS) por sua vez, organiza todas as informações, produz os folhetos impressos do IDB e gera os arquivos para Internet, com os dados básicos e os indicadores calculados. O IDB é editado anualmente, incorporando aperfeiçoamentos que correspondam à progressiva melhoria das bases de dados.

A Tabela 2.1 apresenta a mortalidade por grupos de causas no período de 2005 no Brasil (IDB, 2008), que foram calculados a partir dos dados informados ao Sistema de Informações sobre Mortalidade (SIM).

---

[1] http://www.ripsa.org.br/php/index.php

[2] http://www.opas.org.br/

[3] http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/idb2007/matriz.htm

[4] http://portal.saude.gov.br/saude/

[5] http://www.ibge.gov.br/home/

[6] http://www.previdenciasocial.gov.br/

[7] http://w3.datasus.gov.br/datasus/datasus.php

A Tabela 2.2 apresenta a mortalidade por doenças do aparelho circulatório no período de 2005 no Brasil (IDB, 2008), que foram calculados a partir dos dados informados ao SIM e dos dados do IBGE.

Tabela 2.1 - Mortalidade por grupos de causas no período de 2005 no Brasil (IDB, 2008)

Grupo de causas	Número de óbitos	Proporção de óbitos (%)
Doenças do aparelho circulatório	283.927	31,46
Demais causas definidas	169.570	18,79
Neoplasias	147.418	16,34
Causas externas	127.633	14,14
Doenças do aparelho respiratório	97.397	10,79
Doenças infecciosas e parasitárias	46.628	5,17
Afecções originadas no período perinatal	29.799	3,30
Total	902.372	100,00

Tabela 2.2 - Mortalidade por doenças do aparelho circulatório no período de 2005 no Brasil (IDB, 2008)

Doenças do aparelho circulatório	Óbitos
Doenças isquêmicas do coração	84.945
Doença cerebrovascular	90.006
Demais doenças aparelho circulatório	108.976
Total	283.927

A Tabela 2.3 apresenta as internações hospitalares no SUS por grupos de causas no período de 2006 no Brasil (IDB, 2008), que foram calculados a partir

dos dados do Ministério da Saúde/SE/DATASUS - Sistema de Informações Hospitalares do SUS - SIH/SUS.

A população de internados nos hospitais do SUS foi de 11.338.039 habitantes no período de 2006 no Brasil, que foi calculada a partir dos dados do Ministério da Saúde/SE/DATASUS - Sistema de Informações Hospitalares do SUS - SIH/SUS (IDB, 2008).

Tabela 2.3 - Internações hospitalares no SUS por grupos de causas no período de 2006 no Brasil (IDB, 2008)

Grupos de doenças	Número de internações	Proporção de internações (%)
Gravidez, parto e puerpério	2.527.056	22,29
Demais causas	1.676.528	14,79
Doenças do aparelho respiratório	1.541.113	13,59
Doenças do aparelho circulatório	1.146.867	10,12
Doenças infecciosas e parasitárias	996.549	8,79
Doenças do aparelho digestivo	979.474	8,64
Causas externas	793.823	7,00
Doenças do aparelho geniturinário	745.185	6,57
Neoplasias	614.003	5,42
Transtornos mentais e comportamentais	317.441	2,80
Total	11.338.039	100,00

Existe um possível potencial de demanda crescente por sistemas de processamento de sinais cardíacos para prevenção de doenças cardíacas a serem utilizadas inclusive por uma população que não apresenta qualquer sintoma prévio de doença cardiovascular. Tendo em vista que, a OMS estima que muitas das

mortes por doença cardiovascular, ocorrerão sem qualquer sintoma prévio de doença cardiovascular (OMS, 2008).

Existe uma possível necessidade de sistemas de processamento cardíaco baseados em plataformas de menor custo para a população. O desenvolvimento de sistemas de processamento de sinais cardíacos em plataformas de computação móveis pode contribuir para a redução dos custos, pois estas plataformas apresentam, em geral, custos menores do que as plataformas convencionais como, por exemplo, computadores pessoais.

A OMS estima que mais de 150 milhões de pessoas por ano no mundo sofrem de catástrofe financeira por causa de gastos com a saúde, especialmente quando a doença é severa ou causa danos sérios. E mais de 100 milhões de pessoas estão empobrecidas porque precisam pagar pelos serviços de saúde (OMS, 2008).

O médico brasileiro, Dr. Alexandre Kalache, chefe do Programa de Envelhecimento da OMS, na Suíça, estima que 85% dos idosos no mundo estarão em países pobres em 2050 (IPEA, 2008).

A pesquisa feita pela Fundação Getúlio Vargas (FGV) identificou que, no período de 2006, a saúde foi o item com maior impacto no Índice de Preços ao Consumidor da Terceira Idade (IPC-3i), que mede o custo de vida de famílias com indivíduos acima de 60 anos e que os preços dos planos de saúde aumentaram em média em 11,20% no mesmo período.

Os dados do IBGE mostram que famílias urbanas com idosos, com renda per capita mensal de até 2,5 salários mínimos, gastam com saúde em média 6,29% do orçamento.

O portal da saúde do Ministério da Saúde do Brasil (2008) apresenta que em 2005, o SUS gastou R$ 295,8 milhões com 586,6 mil internações hospitalares por diabetes, hipertensão e agravos associados, como: doença cardíaca e renal hipertensiva, infarto e acidente vascular cerebral (AVC).

O SUS gastou aproximadamente R$ 11 bilhões por ano com internações e cirurgias, incluindo transplantes, por conta de doenças crônicas não transmissíveis.

Existe um possível potencial de demanda crescente por sistemas de processamento de sinais cardíacos baseados em computação pervasiva. Um sistema de computação pervasiva é capaz de obter informações do ambiente, detectar as mudanças do contexto e, sem a intervenção do usuário, adaptar-se dinamicamente ao novo contexto. A computação pervasiva é adequada para muitos usuários de dispositivos eletrônicos que, em geral, são consumidores que não possuem habilidade e conhecimento técnico para configuração e manipulação dos dispositivos eletrônicos.

O aumento da expectativa de vida causará o aumento do número de idosos na população, os quais naturalmente possuem relativamente mais dificuldades e restrições para configuração e manipulação de dispositivos eletrônicos. Além disso, muitos idosos podem sofrer de doenças degenerativas que comprometem a capacidade cognitiva deles (RAHAL *et al*., 2008). A computação pervasiva facilita a vida dos idosos porque permite que eles utilizem os sistemas e os dispositivos sem a intervenção deles para configurações e manipulações a cada mudança de contexto.

A expectativa de vida do brasileiro é de 76 anos para as mulheres e de 68 anos para os homens (IPEA, 2008).

As quedas das taxas de fecundidade e da mortalidade registradas no Brasil provocam mudanças rápidas da população. A mais importante, de acordo com o IPEA, é o envelhecimento da população do Brasil (IPEA, 2008).

A queda teve início na segunda metade dos anos 60. A taxa de fecundidade média foi de 2,1 filhos em 2005 e de 2 filhos em 2006. A Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílio (PNAD) 2007, divulgada em 07/10/2008, mostra que a taxa de fecundidade média foi de 1,83 filhos por mulher em 2007. A média foi inferior a taxa de reposição, que é a taxa mínima de 2,1 filhos por mulher por ano para que, no período de trinta anos, a população total do país seja mantida.

A previsão é que a partir de 2030 a população brasileira seja "super envelhecida", reproduzindo condições de países da Europa Ocidental, Rússia e Japão.

A demógrafa do IPEA, Ana Amélia Camarano, prevê que, de 2025 a 2030, a taxa de fecundidade baixará para 1,5 filhos e a taxa de crescimento populacional reduzirá para 0,5%.

A projeção é que a população brasileira irá atingir o seu máximo em 2030, com um contingente de aproximadamente 204,3 milhões de habitantes. A expectativa é de redução para 200,1 milhões de habitantes em 2035.

Ana Amélia Camarano estima que, o Brasil, começará a perder população entre 2035 e 2040, caso seja mantido o atual ritmo de redução da taxa de fecundidade.

A queda de fecundidade, aliada ao aumento da expectativa de vida, fez crescer a população de idosos, tendência acentuada desde a década de 90.

A população de 60 anos ou mais correspondia a 7,9% em 1992, e passou para 9,9% em 2005, 10,3% em 2006 e 10,6% em 2007, o que representa um universo de 15,5 milhões de pessoas. O IPEA estima que, o número de idosos aumentará para 32 milhões em 2032, tornando o Brasil na sexta nação com mais idosos no mundo.

A proporção de idosos com idade superior a 80 anos também está aumentando. O percentual de brasileiros neste grupo passou de 1% em 1992 para 1,4% em 2007, o que representa um universo de 1,6 milhões de pessoas.

O Censo 2007 do IBGE mostra que o Brasil tem 11.000 pessoas com mais de 100 anos.

A energia elétrica e os sistemas de telecomunicações são os requisitos básicos necessários para que a população brasileira tenha possibilidade de uso de sistemas de processamento de sinais cardíacos baseados em plataformas de computação móvel.

O acesso à energia elétrica contribuirá possibilitará que as regiões atendidas se beneficiem de serviços básicos de saúde, educação, abastecimento de água e sistemas de telecomunicação (ANEEL[8], 2008).

O programa Luz para Todos tem o objetivo de levar energia elétrica para mais de 19,2 milhões de pessoas até o fim do mandato do presidente da República.

---

[8] Agência Nacional de Energia Elétrica.

As obras do programa começaram em 2004 e mais de 8 milhões de pessoas que não tinham energia elétrica em casa foram beneficiadas até julho de 2008.

A instalação da energia elétrica até os domicílios é gratuita para as famílias de baixa renda e para os consumidores residenciais, com ligação monofásica, consumo mensal inferior a 80 KWh/mês e tarifas reduzidas.

Existe uma base crescente de celulares em operação que possivelmente podem ser usados como plataformas móveis de processamento de sinais cardíacos.

A agência Reuters[9] estima um total de 3,3 bilhões de celulares em operação em novembro de 2007 (REUTERS, 2008).

O Gartner[10] estima que, as vendas mundiais de celulares alcançarão 1,28 bilhões de unidades em 2008, representando uma taxa de crescimento de 11% em relação às vendas de 2007 (GARTNER, 2008).

A Agência Nacional de Telecomunicações (ANATEL) divulgou em 15 de outubro de 2008 que o Brasil atingiu, em setembro de 2008, um total de 140,78 milhões de assinantes de celulares em operação. Foram habilitados 2,37 milhões de novas linhas de celulares em setembro de 2008, e 19,8 milhões de novas linhas nos nove primeiros meses de 2008. Houve uma elevação de 25% sobre o total de 112,75 milhões de celulares em setembro de 2007. A relação entre pré-pagos e

[9] www.reuters.com

[10] www.gartner.com

pós-pagos não sofreu alteração, sendo que 81% (114,1 milhões) do total de celulares são acessos pré-pagos e 19% (26,6 milhões) são acessos pós-pagos.

3 CARDIOLOGIA

3.1 Fisiologia do Coração Humano

O coração é um músculo que pesa aproximadamente 250 g em homens adultos e realiza em média 100.000 batimentos por dia e bombeia aproximadamente 7.500 litros de sangue por dia para todo o corpo humano através do sistema cardiovascular (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

O sistema cardiovascular ou circulatório agrupa os órgãos destinados à circulação do sangue e da linfa. É constituído pelo coração e por uma rede fechada de canais distribuídos por todo o organismo humano que são: os vasos arteriais, os vasos venosos e os vasos linfáticos (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

O coração é divido na metade direita e na metade esquerda. A metade direita chamada de coração direito ou venoso é onde circula o sangue sem oxigênio. A metade esquerda chamada de coração esquerdo ou arterial é onde circula o sangue oxigenado. Cada metade do coração subdivide-se em duas partes: o átrio e o ventrículo. Assim temos quatro cavidades no coração: o átrio direito, o ventrículo direito, o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al.*, 2004).

3.2 O Ciclo Cardíaco

Os átrios e os ventrículos contraem-se em tempos diferentes. Quando os ventrículos encontram-se contraídos (sístole ventricular), as válvulas átrio-ventriculares (tricúspide e mitral) estão fechadas e as válvulas das artérias aorta e pulmonar estão abertas. A partir deste momento, os ventrículos começam a relaxar-se (diástole ventricular), as válvulas átrio-ventriculares se abrem, as válvulas das artérias aorta e pulmonar se fecham e os átrios se contraem (sístole atrial) provocando a passagem do sangue dos átrios para os ventrículos. Após o enchimento dos ventrículos, ocorre a contração destes (sístole ventricular) e fecham-se as válvulas átrio-ventriculares, abrem-se as válvulas das artérias aorta e pulmonar e o sangue é impulsionado para os pulmões através das artérias pulmonares e para o organismo, através da artéria aorta. A sístole ventricular ocorre ao mesmo tempo em que ocorre a diástole atrial quando o sangue das veias cavas e das veias pulmonares flui para os átrios direito e esquerdo. As propriedades de automaticidade (capacidade de iniciar seu próprio batimento) e ritmicidade (regularidade na atividade de marcapasso) permitem a um coração bater e produzir o ciclo cardíaco (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

3.3 Eletrofisiologia

O corpo humano é constituído de aproximadamente 60% de água distribuída pelos vasos sanguíneos, pelas células e por entre as células. Esta água é composta de substâncias químicas dissolvidas como: proteínas, glicose, gordura, uréia, sais, etc. Alguns desses sais como cloreto de sódio, cloreto de potássio e

cloreto de cálcio, quando dissolvidos na água, têm seus elementos constituintes dissociados e carregados de energia eletroquímica. Esses sais constituem os íons, alguns carregados positivamente e outros negativamente. Os principais íons do corpo humano são: o sódio, o cloro, o potássio e o cálcio (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al.*, 2004).

A água e os íons se deslocam entre os compartimentos do corpo humano, atravessando as membranas de suas células. O movimento da água e dos íons entre esses compartimentos é determinado por diferenças elétricas, osmóticas, oncóticas e mecanismos biológicos. O deslocamento dos íons, através das membranas das células cardíacas, produz corrente elétrica de natureza eletroquímica. Mudanças na permeabilidade da membrana celular alteram o deslocamento desses íons através da membrana. A permeabilidade da membrana a um determinado íon, a diferença de concentração dele e a diferença de potencial transmembrana definem a quantidade resultante deste íon a ser deslocada através dela (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

3.4 Eletrocardiografia e Eletrocardiograma

A eletrocardiografia é o estudo da atividade elétrica do coração. As atividades elétricas do coração de um animal foram descritas por Carlo Matteucci em 1847 (AZEVEDO, 1999).

O eletrocardiograma (ECG) constitui o registro da atividade elétrica do coração (AZEVEDO, 1999). Augustus Desiré Walter registrou o primeiro eletrocardiograma (ECG) de um coração humano em 1887 (AZEVEDO, 1999).

Em eletrocardiografia, uma derivação é a conexão elétrica da pele de um indivíduo através de eletrodos ao aparelho chamado eletrocardiógrafo. O eletrocardiógrafo é um galvanômetro que amplifica, mede e registra a intensidade da corrente elétrica gerada pela diferença de potencial elétrico entre os eletrodos. Os sistemas de derivações usados para registro do ECG de rotina são orientados em certos pontos do corpo. O ECG detecta alterações temporais do potencial elétrico, entre um ponto na superfície da pele e um ponto indiferente, ou entre pares de pontos na superfície da pele (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

Dutchman Willem Einthoven designou as deflexões P, Q, R, S e T, padronizou a velocidade de registro, a técnica de padronização e a tomada de derivações, empregando, nesse primeiro período, a derivação mão direita - mão esquerda (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004). Einthoven inventou o galvanômetro de corda para registrar a eletrografia do coração e publicou o artigo "Um novo galvanômetro" em 1901 (SBC, 2008). O galvanômetro foi aperfeiçoado durante três anos para poder ser utilizado por fisiologistas. Einthoven estudou diversos aspectos do eletrocardiograma com seus alunos e cientistas visitantes. E recebeu o Prêmio Nobel da Fisiologia ou Medicina em 1924 (NOBELPRIZE, 2008).

O estudo da cardiologia se baseou em registrar ECGs de vários pacientes ao longo dos anos para correlacionar mudanças no traçado do sinal com as diferentes anomalias do coração (AZEVEDO, 1999).

O ECG é um procedimento não invasivo, informativo, reproduzível e de baixo custo. Por essa razão é a ferramenta mais importante e mais utilizada para o diagnóstico da função cardiovascular. O ECG registra aspectos da atividade do

coração que não podem ser vistos, sentidos ou ouvidos, sendo a única técnica que permite explorar a atividade elétrica do coração (AZEVEDO, 1999, SANDHAM, 2007).

O ECG possibilita ao clínico inferir a propagação do impulso cardíaco pelo registro das variações no potencial elétrico em vários locais na superfície do corpo. Analisando detalhes dessas flutuações do potencial elétrico, o clínico obtém informações sobre: (1) orientação anatômica do coração; (2) tamanhos relativos de suas câmaras; (3) distúrbios do ritmo e da condução; (4) a extensão, localização e progresso de dano isquêmico ao miocárdio; (5) efeitos de concentrações eletrolíticas alteradas; e (6) a influência de certas drogas (AZEVEDO, 1999, SANDHAM, 2007).

A configuração do ECG varia de indivíduo para indivíduo, em um mesmo indivíduo, e conforme a localização anatômica das derivações. Além disso, como uma mesma alteração eletrocardiográfica pode ser ocasionada por mais de uma causa, o ECG apresenta sensibilidade e especificidade que variam conforme a patologia (AZEVEDO, 1999, LEE e WANG, 2008).

O gráfico da atividade elétrica registrado por um ECG é chamado de traçado. A Figura 3.1 ilustra o modelo de um traçado típico de um ECG de batimento cardíaco normal (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al.*, 2004).

O impulso elétrico origina-se no nódulo sinoatrial ou sinusal (SA) e propaga-se pelo átrio direito, através de fibras miocárdicas atriais formais, a uma velocidade de condução aproximadamente 1m/s. Uma via especial, o feixe miocárdico interatrial anterior (ou feixe de Bachmann) conduz a impulso do nódulo SA diretamente para o átrio esquerdo. A onda de excitação, que se

propaga através do átrio direito, alcança por fim o nódulo atrioventricular (AV), situado no plano inferior, e que atua como conexão entre os átrios e ventrículos, e normalmente é a única via de entrada do impulso cardíaco nos ventrículos (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004). O SA é constituído de tecido muscular especializado que mede de 8 a 20 mm de comprimento, de 2 a 3 mm de largura e 2mm de espessura. O SA é o principal marcapasso cardíaco (BERNE *et al*., 2004).

A onda P, ilustrada na Figura 3.1, representa a atividade elétrica do coração que produz a contração dos átrios (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

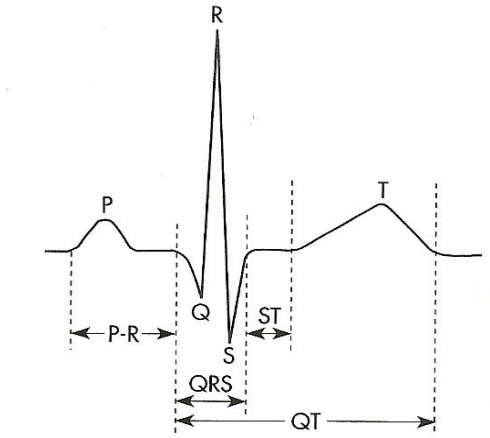

Figura 3.1 Traçado e intervalos de um típico ECG escalar.

O estímulo elétrico alcança o nódulo AV, que o retém durante aproximadamente 0,1 s para que o sangue ejetado pelos átrios tenha tempo de encher os ventrículos. Portanto a largura da onda P é de aproximadamente 0,1 s. Este nódulo, em humanos adultos, tem aproximadamente 15 mm de comprimento

10 mm de largura e 3 mm de espessura. Normalmente, o nódulo AV e o feixe de His são as únicas vias através dos quais o impulso passa do átrio para os ventrículos. O tempo de condução através das regiões do nódulo AV contribui para o atraso entre o início da onda P (a manifestação elétrica da excitação atrial) e o início do complexo QRS (a manifestação elétrica da excitação ventricular) no ECG, representado pelo intervalo P-R, ilustrado na Figura 3.1. O nódulo AV conduz o estímulo para o feixe de His e seus ramos direito e esquerdo (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

O feixe de His passa na região subendocárdica, no lado direito do septo interventricular, e estende-se por cerca de 1 cm antes de se dividir em ramos direito e esquerdo. O ramo direito, que é uma continuação direta do feixe de His, prossegue em direção inferior, no lado direito do septo interventricular. O ramo esquerdo, que é consideravelmente mais grosso que o direito, emerge quase perpendicularmente ao feixe de His e perfura o septo interventricular. Na superfície subendocárdica do lado esquerdo do septo interventricular, o ramo esquerdo se divide em um ramo fino anterior e outro espesso posterior (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

O ramo direito e as duas divisões do ramo esquerdo subdividem-se finalmente em uma complexa rede de fibras condutoras, denominadas fibras de Purjinke, que se espalham pela superfície subendocárdica dos dois ventrículos. As fibras de Purjinke são as maiores células do coração. Elas têm 70 a 80 mm de diâmetro enquanto, por exemplo, as células dos miócitos ventriculares têm diâmetros de 10 a 15 mm. A velocidade de condução de 1 a 4 m/s nessas fibras excede a de qualquer outro tipo de fibra no coração, parcialmente devido ao

grande diâmetro das fibras de Purjinke. Esta velocidade permite uma rápida ativação de toda a superfície endocárdica dos ventrículos. As fibras de Purkinje transmitem o impulso elétrico às fibras miocárdicas dos ventrículos, fazendo com que estes se despolarizem e se contraiam de forma simultânea (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al.*, 2004).

A onda Q, ilustrada na Figura 3.1, é a primeira deflexão para baixo (negativa) do complexo QRS, o traçado sobe formando a onda R (positiva). No entanto, nem sempre há onda Q. O início da onda Q coincide com a fase de despolarização originada pela entrada de sódio na célula miocárdica (BERNE *et al.*, 2004).

O intervalo entre o início da onda P e o início da onda Q, ilustrado como P-R na Figura 3.1, é a medida do tempo no início da ativação atrial até o início da ativação ventricular; os valores normais estão entre 0,1 e 0,2 s. Uma fração considerável deste tempo envolve a passagem do impulso através do sistema AV (BERNE *et al*., 2004).

A onda S, ilustrada na Figura 3.1, é uma deflexão para baixo (negativa) precedida de uma onda R (positiva) (BERNE *et al*., 2004).

O complexo QRS, ilustrado na Figura 3.1, representa atividade elétrica dos ventrículos através das fibras de Purkinje e descreve a despolarização e posterior contração dos ventrículos. Os complexos QRS geralmente têm amplitudes maiores do que as amplitudes das demais ondas do ECG por causa das características das fibras de Purkinje. Por esta razão, muitos trabalhos científicos e produtos comerciais utilizam algoritmos de detecção dos complexos QRS para obter referências no sinal de ECG para que a partir destas referências, as técnicas

de análise e classificação dos segmentos de ECG possam então ser aplicadas (KÖHLER *et al.*, 2002).

A configuração e a amplitude do complexo QRS variam consideravelmente entre os indivíduos. A duração, ilustrado como intervalo QRS na Figura 3.1, é geralmente de 0,06 a 0,10 s. Algumas arritmias podem prolongar o complexo QRS em uma largura de aproximadamente 0,141 s (DUBIN e LINDNER, 1999). O complexo QRS é seguido de uma pausa.

A onda T, ilustrada na Figura 3.1, representa a repolarização dos ventrículos, que uma vez repolarizados, ao final da onda T, ocorre o relaxamento dos ventrículos (diástole ventricular) e estão prontos para responder novamente a um impulso elétrico (BERNE *et al*., 2004).

Na maioria das derivações, a onda T está defletida na mesma direção do complexo QRS, em relação à linha isoelétrica, embora ondas T bifásicas sejam normais em certas derivações. A onda T e complexo QRS em lados opostos em relação à linha isoelétrica indicam que o processo de repolarização procede em direção contrária àquela da despolarização. Ondas T anormais, em direção ou em amplitude, podem indicar dano miocárdico, distúrbios eletrolíticos ou hipertrofia cardíaca (BERNE *et al*., 2004).

A curva de repolarização dos átrios é pequena e fica envolvida pelo complexo QRS ao coincidir com a despolarização dos ventrículos (BERNE *et al*., 2004).

O segmento ST, ilustrado na Figura 3.1, compreende o intervalo entre o final do complexo QRS e o início da onda T. O miocárdio ventricular está todo despolarizado durante o segmento ST. Portanto, o segmento ST normalmente está

na linha isoelétrica ou de base. Qualquer desvio apreciável deste segmento da linha isoelétrica pode indicar dano isquêmico ao miocárdio. O segmento ST ocorre simultaneamente com o fluxo de íons de potássio para o exterior das células miocárdicas (BERNE *et al.*, 2004).

O intervalo QT é geralmente de aproximadamente 0,4 s, mas depende dos fatores idade e sexo do indivíduo, de 0,30 s a 0,39 s em homens e de 0,30 s a 0,44 s em mulheres, e varia inversamente com a freqüência cardíaca, porque a duração do potencial de ação das células miocárdicas varia inversamente com a freqüência cardíaca (BERNE *et al.*, 2004).

O ciclo cardíaco é representado pela onda P, pelo complexo QRS e pela onda T, que se repetem continuamente nessa ordem (AZEVEDO, 1999, BERNE *et al*., 2004).

A célula miocárdica não pode estimular-se até que esteja totalmente despolarizada, que coincide com o final da onda T. Esse período é denominado período refratário absoluto (BERNE *et al*., 2004).

3.5 Ritmo Normal

O ritmo cardíaco comandado pelo nódulo SA, onde cada ciclo cardíaco tem a mesma duração e todas as ondas do registro sucedem-se de forma regular é classificado como ritmo normal (AZEVEDO, 1999).

A detecção e a classificação de ritmo não é parte do escopo deste trabalho.

3.6 Arritmia

Arritmia cardíaca é um distúrbio caracterizado por batimentos cardíacos em ritmo irregular que engloba ritmos desordenados ou a interrupção de um ritmo normal (AZEVEDO, 1999).

A detecção e a classificação de arritmia não é parte do escopo deste trabalho.

3.7 Derivações-Padrão nos Membros

O sistema de derivações original do ECG foi concebido por Dutchman Willem Einthoven. Neste sistema de derivações, a soma dos vetores de toda a atividade elétrica cardíaca, a qualquer momento, é chamada vetor cardíaco resultante. Considera-se que esta força elétrica está no centro de um triângulo eqüilátero, cujos vértices estão localizados no ombro esquerdo, no ombro direito e na região púbica. Este triângulo, chamado de Triângulo de Einthoven, está orientado no plano frontal do corpo. Os eletrodos são, por conveniência, conectados aos antebraços direito e esquerdo. De modo similar, a perna representa uma extensão do sistema de derivações do púbis, e desta forma, o terceiro eletrodo é usualmente conectado ao tornozelo esquerdo (AZEVEDO, 1999).

Certas convenções ditam como essas derivações-padrão nos membros são conectadas ao galvanômetro.

A derivação ML I registra a diferença de potencial entre o braço esquerdo (BE) e o braço direito (BD). As conexões no galvanômetro são tais que, quando os potenciais no BD (V_{BD}) excedem os potenciais no BE (V_{BE}), o registro do

galvanômetro é defletido acima da linha isoelétrica. Esta distribuição das conexões do galvanômetro para a derivação ML I é designada por um (+) no BE e por um (-) no BD (AZEVEDO, 1999).

A derivação ML II registra a diferença de potencial entre BD e a perna esquerda (PE), e o registro é defletido para cima quando V_{PE} excede V_{BE} (AZEVEDO, 1999).

A derivação ML III registra a diferença de potencial entre BE e PE, e o registro é defletido para cima quando V_{PE} excede V_{BE}. Estas conexões foram arbitrariamente escolhidas, de forma que os complexos QRS fiquem acima da linha isoelétrica em todas as três derivações-padrão nos membros, na maioria dos indivíduos normais (AZEVEDO, 1999).

Outras derivações dos membros, também orientadas no plano frontal, são registradas em adição às derivações dos membros ML I, ML II e ML III (AZEVEDO, 1999).

O ECG é registrado com dispositivos que reproduzem 1, 3, 6 ou 12 derivações (DUBIN e LINDNER, 1999).

Os mais freqüentes são os que reproduzem 3 ou 6 derivações. O ECG padrão faz-se com registro de três derivações: ML I a ML III; V1 a V3, V4 a V6, ou AVR (braço direito positivo), AVL (braço esquerdo positivo) e AVF (perna esquerda positiva) (DUBIN e LINDNER, 1999).

O registro das derivações precordiais, V1 a V6, se faz com seis eletrodos positivos que se fixam da direita (V1) para a esquerda (V6) sobre o tórax do indivíduo (DUBIN e LINDNER, 1999).

4 SISTEMAS DE COMPUTAÇÃO PERVASIVA

Um sistema computação pervasiva é capaz de obter informações do ambiente, detectar as mudanças do contexto e, sem a intervenção do usuário, adaptar-se dinamicamente ao novo contexto. Isto significa que um sistema de computação pervasiva deve estar continuamente monitorando o seu ambiente que pode mudar a qualquer tempo. As mudanças de contexto podem ser provocadas por alterações das entidades do ambiente ou pela mudança do próprio ambiente. Esta mudança de ambiente pode, por exemplo, ser causada pelo deslocamento do usuário.

No entanto, um sistema de computação pervasiva pode ser móvel ou fixa e não precisa ser imperceptível ao usuário.

Um exemplo é um aparelho de telefonia celular que muda automaticamente o modo de conexão digital para analógico, sem a intervenção do usuário, em função do deslocamento do usuário e da cobertura do sinal digital. Outro exemplo é a comutação dinâmica das conexões, em função do deslocamento do usuário, entre o aparelho de telefonia celular e as estações rádio base de forma transparente ao usuário durante a conversação deste.

Os dispositivos de sistemas de computação pervasiva móvel costumam ser caracterizados por seu tamanho reduzido, pela alimentação por bateria e pela conexão sem fio.

Uma nova classe de sistemas pervasivos importante que está começando a fazer sucesso é a relacionada aos serviços de saúde e cuidado da saúde pessoal.

Em razão do aumento da capacidade de: processamento, armazenamento e comunicação; a redução relativa de custos das plataformas móveis; o aumento do custo de serviços e tratamentos médicos; a reduzida disponibilidade das pessoas para se deslocarem até o local das consultas médicas por falta de tempo; o consumo elevado de tempo no trânsito por causa de congestionamentos nas grandes cidades; ou restrições físicas impostas pela idade ou doença; estão sendo desenvolvidos novos dispositivos para monitorar o estado de saúde de indivíduos em seu ambiente de convívio e, quando necessário, entrar automaticamente em contato com médicos e serviços de saúde.

Neste novo mercado, a computação pervasiva é adequada considerando-se que muitos usuários destes dispositivos são consumidores em geral que não possuem habilidade e conhecimento técnico para configuração e manipulação dos dispositivos.

O aumento da expectativa de vida causará o aumento do número de idosos na população, os quais naturalmente possuem relativamente mais dificuldades e restrições para configuração e manipulação de dispositivos eletrônicos.

A capacidade de detecção de mudança no contexto e reação automática dos sistemas de computação pervasiva é um aspecto essencial para sistemas de monitoração do estado de saúde de um indivíduo principalmente se o usuário estiver em uma situação de urgência em que ele não tenha condições físicas ou mentais para solicitar um auxílio por sua própria conta devido: à doença, ao efeito de medicamentos ou ao estado de inconsciência.

Sistemas para tratamento pessoal de saúde costumam ser equipados com sensores e podem ser organizados em uma rede de comunicações denominada

Wireless Personal Area Network (WPAN - Rede de Área Pessoal sem Fio) (DAGTAS *et al*., 2008).

Esta WPAN geralmente é centralizada em uma plataforma de computação móvel que coleta, processa e armazena os dados dos sensores e estabelece comunicações remotas.

A ARM apresenta que mais de 75% das plataformas de computação móvel comerciais são fornecidas com modelos de microprocessadores RISC de 32 bits da ARM. Ela consegue atingir esta escala de mercado porque fornece as licenças da propriedade intelectual dos seus microprocessadores para mais de 200 fábricas de semicondutores. E estas fábricas, por sua vez, desenvolvem e produzem as suas versões de microprocessadores ARM.

Os microprocessadores da ARM e similares para plataformas de computação móvel operam em freqüências da ordem de centenas de MHz, desta forma as aplicações para estas plataformas devem ser implementadas objetivando eficiência e baixo custo computacional.

5 SISTEMA ESPECIALISTA

5.1 Introdução

Um SE é um programa de computador que tem sua execução baseada em fatos (dados) referentes ao conhecimento sobre um determinado domínio de aplicação (PASSOS, 1997).

Os SEs usam heurísticas e regras para chegar a conclusões ou apresentar soluções de apoio à tomada de decisões (FUKUDA, 2000a).

Uma característica valiosa de um SE é a capacidade de explicar de forma explícita, através das regras de produção, como e por que uma decisão ou solução foi atingida (FUKUDA, 2000b). Os SEs podem avaliar relacionamentos complexos para atingir conclusões e resolver problemas (FUKUDA, 2000c). Um SE é composto basicamente de uma base de conhecimento e um motor de inferência (MI).

O processo de desenvolvimento de um SE é composto das seguintes etapas:

- Definição do objetivo
- Aquisição do conhecimento
- Interpretação do conhecimento
- Representação do conhecimento
- Implementação do SE
- Testes para validação do SE

5.2 Processo de desenvolvimento de um SE

5.2.1 Definição do objetivo

A primeira etapa do processo é a definição do objetivo para a resolução de um problema, determinando as características do problema a ser resolvido.

5.2.2 Aquisição do conhecimento

Nesta etapa é realizado um estudo no domínio da aplicação e a coleta dos fatos.

5.2.3 Interpretação do conhecimento

É feita a análise e o mapeamento dos fatos (dados).

5.2.4 Representação do conhecimento

A representação do conhecimento deve ser completa, concisa, transparente e computacionalmente eficiente para ser tratada pelo motor de inferência (MI) (PASSOS, 1997).

As representações de conhecimentos usadas em inteligência artificial são:

- Representação por lógica matemática;
- Representação por regras de produção;
- Representação por redes semânticas;
- Representação por quadros e roteiros (*frames* e *scripts*).

O SE deste trabalho utiliza a representação do conhecimento por regras de produção.

Representação por regras de produção

É a representação do conhecimento mais utilizada nos SEs existentes no mercado mundial (PASSOS, 1997).

Os conhecimentos são representados através de pares **condição** e **ação**.

As regras (base de conhecimento) têm duas partes: antecedente e componente ou condição e ação.

SE **condição**

ENTÃO **ação**.

Por exemplo, pode-se citar uma regra de um SE para detecção de complexos QRS em sinais de ECG:

- SE amplitude da amostra do sinal de ECG > limiar

  ENTÃO processar o início de um complexo QRS.

Durante a execução do SE, se a condição de uma regra de produção for satisfeita, ela dispara a ação indicada.

5.2.4.1 O motor de inferência (MI)

O MI pode ser construído de diversas formas dependendo do tipo de representação de conhecimento utilizado.

Neste trabalho o MI é construído utilizando-se regras de produção.

5.2.5 Base de conhecimento

Uma base de conhecimento é composta por uma base de regras e uma base de fatos (TURBAN, 2005).

O MI utiliza a base de conhecimento para inferir um conhecimento.

A base de regras é onde estão armazenadas as regras obtidas através da aquisição de conhecimento.

A base de fatos possui os fatos que serão utilizados em conjunto com a base de regras para obter-se um "conhecimento".

A Figura 5.1 ilustra um esquema funcional de SE destacando os seus componentes.

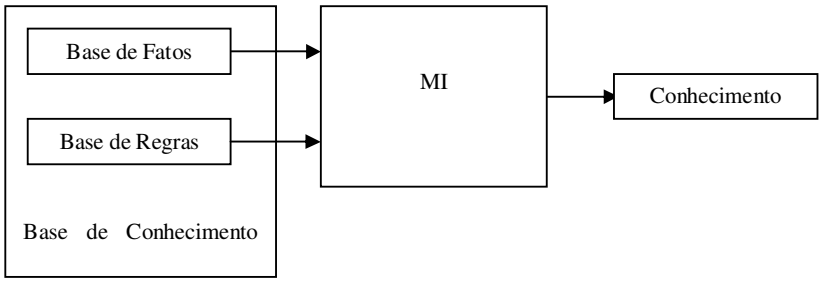

Figura 5.1 - Esquema Funcional de um SE

5.2.6 Implementação do SE

A implementação de um SE deve basear-se num protótipo para realização de simulações de resoluções de problemas e verificação de desempenho. A versão final do SE é construída após a validação do protótipo.

5.2.7 Testes do SE

Os testes devem ser realizados durante todo o processo de desenvolvimento do SE, buscando encontrar redundâncias ou contradições no conhecimento adquirido. Nesta etapa deve-se verificar o desempenho do sistema como um todo, não só com relação às respostas encontradas, mas também em relação o tempo necessário para atingi-las.

Uma resposta deve ser precisa e satisfazer o tempo para sua obtenção. Testes reais com respostas conhecidas devem ser realizados para medir o desempenho do SE. Os testes podem provocar reformulações para refinamentos no SE.

6 MIT-BIH *ARRHYTHMIA DATABASE*

O Boston's Beth Israel Hospital (BIH), atual Beth Israel Deaconess Medical Center e o Massachusetts Institute of Technology (MIT) têm suportado pesquisas em análises de arritmias e assuntos relacionados desde 1975. O MIT-BIH *Arrhythmia Database* é um dos primeiros resultados destes esforços, que começou a ser distribuído em 1980 (PHYSIONET, 2008).

O MIT-BIH *Arrhythmia Database* contém 48 gravações de duas derivações (PHYSIONET, 2008). O BIH apresenta que cada gravação tem duração de 30 minutos. No entanto, algumas gravações têm duração um pouco maior do que 30 minutos (LIN *et al.*, 2008). As gravações foram extraídas de um conjunto de mais de 4.000 gravações Holter de longa duração, de uma população de aproximadamente 60% de pacientes internos e 40% de pacientes externos, obtidas pelo BIH entre 1975 e 1979. Destas gravações de longa duração, 23 gravações numeradas entre 100 a 124 foram escolhidas aleatoriamente e 25 gravações numeradas entre 200 a 234 foram selecionadas para incluir uma variedade de fenômenos clínicos importantes que, por serem raros, não teriam representatividade se fossem escolhidos aleatoriamente.

O primeiro subconjunto (100 a 124) serve com uma amostra representativa de uma variedade de traçados e artefatos que um detector de arritmia encontra em uso rotineiro. A escolha foi realizada através de uma tabela de números aleatórios para selecionar as gravações e posteriormente para selecionar segmentos de 30 minutos das gravações selecionadas. Os segmentos escolhidos que não

apresentavam qualidade adequada nas duas derivações para a análise dos especialistas foram excluídos

O segundo subconjunto (200 a 234) foi selecionado para incluir anomalias de condução e complexas arritmias: ventricular, supraventricular e de fusão. Muitas destas gravações foram selecionadas porque características de ritmo, variação da morfologia do complexo QRS e da qualidade do sinal geram uma expectativa de dificuldade significativa para os detectores de arritmia.

As gravações foram obtidas de 47 indivíduos. Sendo 25 indivíduos masculinos com 32 a 89 anos de idade e 22 indivíduos femininos com 23 a 89 anos de idade. As gravações 201 a 202 são do mesmo indivíduo masculino.

6.1 Configuração das Derivações de ECG

O sinal de ECG superior é uma derivação ML II na maioria das gravações. O sinal de ECG inferior é geralmente uma derivação ML VI e ocasionalmente V2 ou V5 e em um caso V4 (LIN *et al*., 2008, PHYSIONET, 2008). Os eletrodos foram colocados no peito em ambas as derivações. Esta configuração é usada rotineiramente no BIH. Os complexos QRS são mais acentuados no sinal de ECG superior (ML II/V5). Os batimentos normais são freqüentemente mais difíceis de serem detectados no sinal de ECG inferior, no entanto os batimentos ectópicos são geralmente mais acentuados como, por exemplo, na gravação 106. No entanto, há exceções como, por exemplo, a gravação 104 que tem características reversas às gerais. Os detectores de arritmia devem suportar esta situação, porque ocasionalmente ocorre na prática clínica. A derivação V5 foi utilizada nas

gravações 102 e 104 porque a derivação ML II não foi possível de ser obtida por causa dos artefatos cirúrgicos usados pelos pacientes.

6.2 Gravação e Reprodução Analógica

As gravações analógicas originais foram realizadas usando nove gravadores Del Mar Avionics modelo 445 de dois canais.

As gravações analógicas foram reproduzidas no reprodutor Del Mar Avionics modelo 660 durante a digitalização. Em algumas gravações analógicas foram encontrados desvios fixos entre os dois sinais maiores do que 40 ms causados por diferenças extremamente pequenas entre as orientações dos cabeçotes dos gravadores e do reprodutor. Além dos desvios fixos, foram encontrados desvios variáveis de magnitude comparável aos desvios fixos, causados por oscilação da fita. Este problema pode apresentar dificuldades para certos métodos de análise de dois canais para aplicações de tempo real (PHYSIONET, 2008).

A Tabela 6.1 apresenta os artefatos no domínio da freqüência que foram produzidos pelos componentes mecânicos específicos do gravador e do reprodutor.

Tabela 6.1 – Exemplos de artefatos no domínio da frequência produzidos nos processos de gravação e reprodução

Freqüência (Hz)	Origem
0,042	Rolo pressor do gravador
0,083	*Capstan* do reprodutor (no dobro do tempo real)
0,090	*Capstan* do gravador
0,167	*Capstan* do reprodutor (em tempo real)
0,18 a 0,10	Rolo de destino
0,20 a 0,36	Rolo de origem

6.3 Digitalização

As saídas analógicas do reprodutor foram filtradas usando um filtro passa banda de 0,1 a 100 Hz para limitar a saturação e o anti-alisasing do conversor analógico-digital (*Analog-to_Digital Converter* - ADC). O sinal filtrado foi amostrado a 360 Hz por sinal usando um hardware construído no MIT Biomedical Engineering Center e no BIH Biomedical Engineering Laboratory. A maioria dos ruídos de 60 Hz presentes nos sinais do banco de dados foi introduzida durante a reprodução, já que os gravadores eram energizados por baterias. As aquisições das amostras de cada sinal foram realizadas praticamente simultaneamente considerando que o desvio entre sinais amostrados foi da ordem de alguns microsegundos.

O ADC utilizado foi unipolar com resolução de 11 bits para uma faixa de ± 5 mV. A faixa de valores é de 0 a 2.047 com o valor 1.024 correspondendo a zero Volt.

As amostras de 11 bits foram originalmente gravadas no formato de diferença dos oito primeiros bits, conhecido como formato 212, por causa da limitação da capacidade de armazenamento.

6.4 Anotações

O primeiro conjunto de anotações foi produzido por um simples detector de QRS, que marcou cada batimento detectado como normal. Foram impressos dois ECGs idênticos de cada gravação de 30 minutos com as anotações iniciais na margem. Os eletrocardiogramas de cada gravação foram entregues a dois cardiologistas, que trabalharam independentemente. Os cardiologistas adicionaram os batimentos não detectados pelo detector, eliminaram as falsas detecções e mudaram as anotações para todos os batimentos anormais. Eles adicionaram também anotações de ritmo, qualidade do sinal e comentários.

As anotações foram transcritas do eletrocardiograma impresso para o banco de dados.

Após a transcrição e verificação das anotações, um novo eletrocardiograma foi impresso. Este eletrocardiograma apresentava as anotações dos dois cardiologistas com todas as divergências destacadas. Cada divergência foi analisada e resolvida por consenso. As correções foram transcritas e as anotações foram analisadas por um programa de auditoria, que verificou a

consistência e a localização dos dez maiores e menores intervalos R-R (entre ondas R consecutivas) em cada gravação para identificar batimentos falsos positivos ou falsos negativos.

O MIT-BIH apresenta que a maioria das anotações na versão inicial do banco de dados foi posicionada no pico da onda R, mas que as anotações adicionadas manualmente não estavam sempre posicionadas corretamente. O MIT-BIH apresenta que as anotações estão posicionadas corretamente desde a versão de 1983. O MIT-BIH apresenta que para posicionar cada anotação de batimento no pico da onda R, usou-se um filtro passa banda para enfatizar os complexos QRS, em geral do ECG superior e que alguns batimentos foram reposicionados manualmente por causa da presença de ruídos. O MIT-BIH apresenta que este processo foi executado em todas as gravações em 1983, exceto a gravação 117. E que as anotações desta gravação não haviam sido reposicionadas até março de 1998.

O MIT-BIH apresenta que as anotações estão geralmente posicionadas no pico da onda R com suficiente acurácia para serem usadas como referência para estudos de freqüência cardíaca.

O MIT-BIH apresenta que o banco de dados contém aproximadamente 109.000 anotações. E que foram corrigidas 16 anotações, nas gravações 104, 108, 114, 203, 207, 217 e 222, em sete anos, após a liberação em 1980. Apresenta ainda que, todos os batimentos com as anotações LBBB (*Left Bundle Branch Block*) na gravação 214 estavam com anotações erradas de batimento normal.

Conforme apresenta o MIT-BIH, as anotações de ritmo também foram revisadas. As anotações de ritmo na gravação 203 foram corrigidas em outubro de

1998. Foram descobertos e corrigidos pelo BIH, erros nas anotações na gravação 209 em outubro de 2001. 26 anotações de PVC (*Premature Ventricular Contraction*) foram reposicionadas manualmente em até 74 ms em abril de 2003. Foi descoberta e corrigida pelo BIH, mais uma anotação na gravação 214 em maio de 2003. Muitos episódios previamente anotados como "(AFIB" (*Atrial Fibrillation*) na gravação 222, foram corrigidos para "(AFL" (*Atrial Flutter*). Duas anotações na gravação 108 e uma na gravação 215 foram corrigidas em abril de 2008 (PHYSIONET, 2008).

Este trabalho utiliza os arquivos do MIT-BIH *Arrhythmia Database* obtidos em 27/04/2008 e os arquivos das gravações 108 e 215 obtidos em 22/10/2008.

6.5 Banco de dados de classe 1

O MIT-BIH *Arrhythmia Database* é um banco de dados de classe 1. Portanto é um banco de dados de referência completamente validado por cardiologistas e suportado pelo MIT-BIH (PHYSIOBANK, 2008).

O MIT-BIH *Arrhythmia Database* é o banco de dados mais usado como referência para testes de desempenho (KÖHLER *et al.*, 2002).

6.6 Validação ANSI e FDA

O teste de desempenho com o MIT-BIH *Arrhythmia Database* é um dos requisitos para validação ANSI e validação US FDA de dispositivos de ECG ambulatorial (KÖHLER *et al.*, 2002). Estas validações são obrigatórias para que

os dispositivos possam ser comercializados no mercado europeu e americano, respectivamente.

7 TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DE SINAIS DE ECG

7.1 Introdução

Conforme apresentado no capítulo 3, a configuração do traçado do ECG varia de indivíduo para indivíduo, em um mesmo indivíduo, e conforme a localização anatômica das derivações.

Uma mesma alteração eletrocardiográfica pode ser ocasionada por mais de uma causa. Por outro lado, uma patologia pode produzir diferentes configurações de traçado do ECG em diferentes indivíduos e em um mesmo indivíduo. Portanto, o processamento de sinais de ECG é considerado um problema de alta complexidade (AZEVEDO, 1999).

Um sinal é formalmente definido como uma função de uma ou mais variáveis, a qual veicula informações sobre a natureza de um fenômeno físico (RAMOS, 2002).

A meta do processamento de sinais biomédicos é extrair informações de um sinal biológico que nos auxilie no diagnóstico ou tratamento de uma condição médica. A geração de muitos sinais biológicos encontrados no corpo humano vem da atividade elétrica de grandes grupos de células nervosas ou células musculares.

Independentemente da origem do sinal, o processamento de sinais biomédicos inicia-se com um registro temporal do evento biológico de interesse. Por exemplo, a atividade elétrica do coração é representada por um ECG, descrito no capítulo 3.

As seguintes operações são realizadas para converter um sinal da forma analógica para a forma digital:

- **Amostragem,** a qual converte o sinal da mensagem em uma seqüência de números, com cada número representando a amplitude do sinal da mensagem em um instante de tempo particular.
- **Quantização**, a qual envolve representar cada número produzido pelo amostrado no nível mais próximo escolhido dentre um número finito de níveis de amplitude discreta.
- **Codificação**, que representa cada amostra quantizada por meio de uma palavra de código composta de um número finito de símbolos.

O processamento de sinal digital tem as seguintes vantagens sobre o processamento de sinal analógico:

- **Flexibilidade**, pela qual o mesmo *hardware* pode ser usado para implementar diferentes versões de uma operação de processamento de sinal de interesse simplesmente fazendo-se modificações no *software*. Por outro lado, no caso de uma máquina analógica, o sistema tem de ser re-projetado todas as vezes que as especificações de processamento de sinal são modificadas.
- **Repetitividade**, a qual se refere ao fato de que uma operação de processamento de sinal pode ser repetida de maneira exata muitas vezes quando ela é implementada por meios digitais. Em contrapartida, os sistemas analógicos sofrem variações de parâmetros, as quais podem

surgir, por exemplo, devido a mudanças na tensão da fonte de energia ou na temperatura ambiente.

7.2 Artefatos

Uma importante questão no processamento de sinais biomédicos no contexto do ECG é a detecção e a supressão de artefatos.

Um artefato refere-se à parte do sinal produzida por eventos que são estranhos ao evento biológico de interesse. Surgem artefatos em um sinal biológico em diferentes etapas do processamento, e de muitas maneiras diferentes, como:

- **Artefatos instrumentais**, gerados pelo uso de um instrumento. Como, por exemplo, a interferência de 50/60 Hz da rede elétrica captada pelos instrumentos, as interferências causadas por outros dispositivos elétricos ou eletrônicos, o mau contato ou oxidação dos eletrodos.
- **Artefatos biológicos**, nos quais um sinal biológico contamina ou interfere nos sinais de ECG. Como, por exemplo, a respiração, a atividade muscular do indivíduo.
- **Artefatos de análise**, os quais podem surgir no decorrer do processamento do sinal biológico para produzir uma estimativa do evento de interesse. Artefatos de análise são de certa forma controláveis. Por exemplo, erros de arredondamento devidos à quantização de amostras de sinais, que surgem da utilização de processamento digital de sinais, uso de números inteiros

ou de ponto fixo, ao invés de ponto flutuante, em função de restrições do *hardware*.

Um método comum de reduzir o efeito dos artefatos é a filtragem.

Um **filtro** é um sistema que executa uma operação desejada em um sinal ou mais sinais. Ele passa sinais que contêm freqüências de uma faixa de freqüência, denominada faixa de passagem do filtro, e remove sinais que contêm freqüências de outras faixas de freqüência.

Projeta-se então um filtro, cuja faixa de passagem corresponde às freqüências do sinal de interesse, e os artefatos que possuem componentes de freqüência fora desta faixa de passagem são removidos pelo filtro.

Diz-se que um sinal x(t) é um sinal de tempo contínuo se ele for definido para todo o tempo t.

Os sinais de tempo contínuo surgem naturalmente quando uma forma de onda física como, por exemplo, a atividade do coração é convertida em um sinal elétrico.

Por outro lado, um sinal de tempo discreto é definido somente em instantes isolados de tempo. Desta forma, a variável independente, neste caso, tem somente valores discretos, os quais no geral são uniformemente espaçados. Um sinal de tempo discreto freqüentemente é derivado de um sinal de tempo contínuo fazendo-se uma amostragem do mesmo a uma taxa uniforme. Digamos que $\mathcal{T}$ denote o período de amostragem e n denote um número inteiro que possa assumir valores positivos e negativos. A amostragem de um sinal de tempo contínuo x(t) no instante $t=n\mathcal{T}$ produz uma amostra de valor x ($n\mathcal{T}$).

$$x[n] = x(n\mathcal{T}), \quad n = 0, \pm 1, \pm 2, \ldots \tag{7.1}$$

Desta forma, um sinal de tempo discreto é representado pelos números da seqüência..., *x [-2], x [-1], x [0], x [1], x [2],* ..., os quais podem assumir uma seqüência de valores. Esta seqüência de números é chamada série temporal, escrita como $\{x[n], n = 0, \pm 1, \pm 2, ...\}$ ou simplesmente *x [n]*.

Um sinal periódico *x(t)* é uma função que satisfaz a condição

$$x(t) = x(t + T) \text{ para todo } t \tag{7.2}$$

onde: T é uma constante positiva, se esta condição for satisfeita para, digamos, $T = T_0$, ela também será satisfeita para $T = 2T_0, 3T_0, 4T_0, \ldots$, O menor valor de T que satisfaz a equação é chamado período fundamental de x(t). Conseqüentemente, o período fundamental T define a duração de um ciclo completo de x(t). O inverso do período fundamental T é chamado freqüência fundamental do sinal periódico x(t); ela descreve quão freqüentemente o sinal periódico x (t) se repete. Dessa forma, escrevemos formalmente:

$$f = \frac{1}{T} \tag{7.3}$$

A freqüência f é medida em Hertz (Hz) ou ciclos por segundo.

7.3 Técnicas de detecção dos complexos QRS

7.3.1 Métricas de desempenho de detecção dos complexos QRS

As métricas mais utilizadas para avaliação de desempenho de técnicas de detecção de complexos QRS são (KAHRAMANLI e ALLAHVERDI, 2008, YU e CHOU, 2007):

7.3.1.1 Sensibilidade

A sensibilidade (Se) é a fração dos batimentos cardíacos verdadeiros detectados corretamente, definida pela equação 7.4.

$$Se = \frac{VP}{VP + FN} \tag{7.4}$$

onde: *VP* é o total de batimentos cardíacos verdadeiros positivos

FN é o total de batimentos cardíacos falso negativos

7.3.1.2 Valor Predito Positivo

O valor preditivo positivo (+P) é a fração de detecções que são batimentos cardíacos verdadeiros, definido pela Equação 7.5.

$$+P = \frac{VP}{VP + FP} \tag{7.5}$$

onde: *VP* é o total de batimentos cardíacos verdadeiros positivos

FP é o total de batimentos cardíacos falso positivos

7.3.2 Classificação das Técnicas

Os complexos QRS geralmente têm amplitudes maiores do que as amplitudes das demais ondas do ECG por causa das características apresentadas no capítulo 3. Por esta razão, muitos trabalhos científicos e produtos comerciais

utilizam algoritmos de detecção dos complexos QRS para obter referências no sinal de ECG para que as técnicas de análise dos segmentos de ECG possam então ser aplicadas (KÖHLER *et al.*, 2002).

Deste modo a detecção dos complexos QRS é o processamento mais importante para a análise de sinais de ECG (CVIKL *et al*., 2007, LEE, C., WANG, M., 2008).

SUKANESH e HARIKUMAR (2008) apresentam a revisão e a classificação das técnicas de classificação de sinais biológicos.

KÖHLER *et al.* (2002) apresentam a revisão e a comparação das principais técnicas utilizadas para processamento de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS.

As técnicas para detecção dos complexos QRS apresentadas por SUKANESH e HARIKUMAR (2008) e KÖHLER *et al.* (2002) são:

- Algoritmos baseados em filtros digitais
- Algoritmos baseados em derivação
- Bancos de filtros
- Redes neurais
- Redes Bayesianas
- Algoritmo genético
- Detecção de cruzamentos (perfurações) no nível zero
- Transformada de Hilbert
- Transformadas de wavelets
- Modelos e equações caóticas
- Métodos de predição auto regressiva

- Modelos de Markov
- Processamento matemático da morfologia
- Métodos sintáticos

Além destas técnicas, DARRINGTON (2006) apresenta uma técnica para detecção dos complexos QRS baseada no algoritmo de Kupeev. E OH (2004) apresenta uma técnica para detecção dos complexos QRS baseada na transformada de Karhunèn-Loéve.

KÖHLER *et al.* (2002) apresentam a classificação das técnicas por:

- Complexidade do algoritmo
  - Baseado em filtros digitais ou transformadas não lineares
  - Baseado em *wavelet*
  - Baseado em redes neurais
  - Baseado em outras técnicas.
- Desempenho de Se e de +P
  - > 99%
  - de 95% a 99%
  - de 90% a 95%
  - < 90%
- Bancos de dados para teste de desempenho
  - Banco de dados de referência completo
  - Banco de dados de referência parcial
  - Outros

Os algoritmos baseados em filtros digitais são os mais utilizados e podem ser encontrados nas implementações tanto em *hardware* quanto em *software* (KÖHLER *et al.*, 2002). Estes algoritmos dividem o processo de busca em duas etapas (MEHTA e LINGAYAT, 2008):

1. Etapa de pré-processamento
2. Etapa de decisão

A etapa de pré-processamento consiste de filtros passa baixa e passa banda para reduzir os artefatos e evidenciar os complexos QRS; e de filtros não lineares, através de derivação, função quadrática e integração para evidenciar os complexos QRS a fim de maximizar a possibilidade de detecção (BOBBIE, 2004).

A etapa de decisão aplica regras de busca onde a amplitude do complexo QRS candidato é comparada com um limiar para encontrar sinais de pico e uma decisão é tomada para determinar se o complexo QRS candidato é ou não um complexo QRS. CVIKL *et al*. (2007) apresentam que o melhor algoritmo neste grupo é o *Open Source ECG Analysis Software* (OSEA), de código aberto, com Se de 99,80% e +P de 99,80%. No entanto, considerando-se os dados apresentados por eles neste mesmo trabalho, observou-se que este algoritmo considera apenas 91.284 batimentos cardíacos, ou seja, há uma ausência de 17.866 batimentos cardíacos, entre os 109.150 batimentos considerados neste trabalho, que se fossem considerados como falsos negativos, resultariam em uma Se de apenas aproximadamente 83,47%. CVIKL *et al*. (2007) apresentam que o algoritmo de Afonso *et al.* tem uma Se de 99,59%, porém observou-se que somente 90.535 batimentos cardíacos são considerados, ou seja, há uma ausência de 18.615 batimentos cardíacos, entre os 109.150 batimentos considerados neste

trabalho, que se fossem considerados como falsos negativos, resultariam em uma Se de apenas aproximadamente 82,66%. Portanto, estes dois trabalhos não foram considerados para investigação.

CVIKL *et al*. (2007) apresentam que os algoritmos baseados em filtros digitais são os mais adequados para serem implementados em sistemas embarcados porque usualmente produzem um menor custo computacional.

Considerando-se os critérios de classificação definidos por CVIKL *et al*. (2007) e KÖHLER *et al.* (2002), foram escolhidos os seguintes critérios para seleção dos algoritmos para investigação entre os trabalhos pesquisados e citados por estes:

- Baixa complexidade, ou seja, baseados em filtros digitais ou transformadas não lineares.
- Usam como referência o MIT-BIH *Arrhythmia Database* completo para testes de desempenho.
- Desempenhos de Se e de +P superiores a 95% .
- Adequados para implementação em plataformas de computação móvel.

Os trabalhos de HAMILTON e TOMPKINS (1986), KURNZMANN *et al*. (2002) e VON WAGNER *et al.* (2003) foram selecionados, aplicando-se os critérios escolhidos, para investigação e implementação.

Além destes trabalhos, foi escolhido o produto comercial no estado da arte, chamado Kinetic QRS, da empresa Monebo, como referência comparativa dos desempenhos (MONEBO, 2008).

7.4 Estados da arte para detecção dos complexos QRS

7.4.1 Algoritmo de Hamilton & Tompkins

HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam o algoritmo para detecção dos complexos QRS composto de duas etapas:

1. Etapa de pré-processamento
    a. Filtragem
        i. Filtro Passa Baixa
        ii. Filtro Passa Alta
    b. Derivação
    c. Função quadrática
    d. Integração com janela móvel
2. Etapa de decisão

7.4.1.1 Etapa de pré-processamento

É composto das sub-etapas de: filtragem; diferenciação, função quadrática e integração de janela móvel.

Filtragem

A filtragem tem a função de excluir os ruídos e os artefatos frequentemente presentes nos sinais de ECG e atenuar as ondas P e T. Os complexos QRS possuem maior potência relativa na faixa de 5 a 15 Hz. Esta filtragem passa faixa é feita por uma composição de um filtro passa baixa e um filtro passa alta.

A filtragem deste algoritmo é composta de um filtro passa baixa e um filtro passa alta em série.

A função de transferência de 2ª. ordem para um filtro passa baixa é dada pela Equação 7.1.

$$Hb\ (z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \qquad (7.1)$$

Este filtro pode ser implementado pela equação diferencial 7.2.

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T) \qquad (7.2)$$

onde: T é o período da amostragem, n é um número inteiro arbitrário de amostragem, a frequência de corte é de aproximadamente 11 Hz, o atraso é de 5 amostras e o ganho para este filtro é 36. Assim, os termos são divididos por 36 para eliminar o ganho, dada pela Equação 7.3.

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + (x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T))/36 \qquad (7.3)$$

A função de transferência para um filtro passa alta é dada pela Equação 7.4

$$Ha(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1 - z^{-32}}{1 - z^{-1}} \qquad (7.4)$$

onde o ganho para este filtro é 32. Os termos são divididos por 32 para eliminar o ganho. Este filtro pode ser implementado pela equação diferencial 7.5 e.

$$y(nT) = y(nT - T) + (x(nT) - x(nT - 32T))/32 \quad (7.5)$$

Derivação

A derivação dos sinais filtrados tem a função de evidenciar as transições rápidas de amplitude dos complexos QRS.

A função de transferência de derivação é dada pela Equação 7.6.

$$H(z) = 0.1\ (-2\ z^{-2} - z^{-1} + z^{1} + 2z^{2}) \quad (7.6)$$

Este filtro pode ser implementado pela equação diferencial 7.7.

$$y(nT) = \frac{2x(nT) + x(nT - T) - x(nT - 3T) - 2x(nT - 4T)}{8} \quad (7.7)$$

Função quadrática

A função quadrática tem a finalidade de retificar as amostras tornando-as todas com valores positivos e realizar a amplificação não linear do sinal para enfatizar os sinais de frequências mais altas.

A função quadrática é dada pela Equação 7.8.

$$y(nT) = [x(nT)]^{2} \quad (7.8)$$

Integração com janela móvel

A integração com janela móvel tem a função de minimizar a quantidade de picos e transientes para facilitar a detecção dos complexos QRS.

A integração de janela móvel é dada pela Equação 7.9.

$$y(nT) = \frac{1}{N} [x(nT - (N - 1)T) + x(nT - (N - 2)T) + \ldots + x(nT)] \qquad (7.9)$$

onde N é a largura da janela de integração em quantidade de amostras. O valor recomendado por HAMILTON e TOMPKINS (1986) para N é 32.

7.4.1.2 Etapa de decisão

A etapa de decisão aplica regras para comparar a saída do integrador de janela móvel com dois limiares adaptativos para detecção dos complexos QRS.

HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam que as regras para adaptar os limiares são:

SE PEAKI é um pico de sinal

ENTÃO SPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 SPKI

SE PEAKI for um pico de ruído

ENTÃO NPKI = 0.125 PEAKI + 0.875 NPKI

THRESHOLD I1 = NPKI + 0.25 (SPKI – NPKI)

THRESHOLD I2 = 0.5 THRESHOLD I1

SPKI = 0.25 PEAKI + 0.75 SPKI

HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam que o algoritmo usa também regras de busca regressiva em função de:

Média dos intervalos RR dos 8 últimos batimentos:

$$RR\ AVERAGE1 = 0.125\ (RR_{n-7} + RR_{n-6} + ... + RR_{n})$$

Média dos intervalos RR dos 8 últimos batimentos em que o intervalo RR esteja dentro de uma faixa:

$$RR\ AVERAGE2 = 0.125\ (RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + ... + RR'_{n}$$

Os intervalos RR são intervalos RR que se estão dentro dos limites:

$$RR\ LOW\ LIMIT = 92\% \times RR\ AVERAGE2$$

$$RR\ HIGH\ LIMIT = 116\% \times RR\ AVERAGE2$$

HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam que uma frequência cardíaca normal é aquela em que os intervalos RR se encontram dentro dos limites.

Hamilton e Tompkins (1986) apresentam um limite máximo do intervalo RR.

$$RR\ MISSED\ LIMIT = 166\ \% \times RR\ AVERAGE2$$

7.4.2 Multiplicação das Diferenças Regressivas (*Multiplication of the Backward Difference* - MOBD)

Esta técnica também é composta de duas etapas:

1. MOBD
2. Etapa de decisão

7.4.2.1 MOBD

A MOBD é uma transformação não linear que foi inicialmente descrita por SUPPAPPOLA e SUN (1991) para detectar os complexos QRS nos sinais de ECG. Este trabalho é expandido por KUNZMANN *et al*. (2002). VON WAGNER *et al*. (2003) apresentam um trabalho de implementação da MOBD para plataformas móveis.

Este algoritmo conjuga alto desempenho e elevada sensibilidade. Produz um atraso de processamento dependente do número N de amostras utilizadas na regressão. VON WAGNER *et al*. (2003) e KÖHLER *et al.* (2002) estabelecem em seus trabalhos a ordem N = 4 amostras. Este algoritmo tem como fatores chave a derivada pontual do sinal de ECG u e a função *sign*, assegurando a detecção estável e rápida de acordo com as Equações 7.10 e 7.11:

$$x[n] = u[n] - u[n-1] \tag{7.10}$$

$$y[n] = \begin{cases} 0, \; se \; sign(x[n-k]) \neq sign(x[n-(k+1)]) \; com \; k = 0, \ldots, N-2 \\ \prod_{K=0}^{N-1} x[n-k] \end{cases} \tag{7.11}$$

Este processo de cálculo produz picos onde os sinais de ECG apresentam subidas ou descidas rápidas, como no caso dos complexos QRS.

7.4.2.2 Etapa de decisão

Para que seja detectado um complexo QRS, pelo método de SUPPAPPOLA e SUN (1991), KUNZMANN *et al*. (2002) e VON WAGNER *et al*. (2003), o sinal MOBD terá de apresentar pelo menos dois picos que são validados com o auxílio de dois limiares, respectivos aos valores mínimo (*Low Thresh*) e máximo (*High Thresh*) de amplitude. Estes limiares são utilizados para distinguir, no sinal MOBD, os segmentos verdadeiramente associados um complexo QRS, de eventuais segmentos provenientes de artefatos com a evolução temporal semelhante. A detecção de um complexo QRS é considerada apenas se pelo menos um dos picos ultrapasse *High Thresh* e o outro pico ultrapasse pelo menos *Low Thresh*. Uma vez que a amplitude do sinal MOBD varia significativamente ao longo do tempo é necessária a implementação de um processo adaptativo de atualização dos limiares.

As regras utilizadas para este processo de adaptação são:

Intervalo RR médio ($\overline{RR}$):

Caso a distância ao último complexo QRS detectado seja

$> \frac{3}{2} \cdot \overline{RR}$, atualiza-se

High Thresh = $\frac{1}{2}$. High Thresh

Caso o intervalo RR actual seja $< \frac{1}{4} \cdot \overline{RR}$, atualiza-se

High Thresh = $\frac{5}{4}$. High Thresh

Amplitude média MOBD ($\overline{MOBD}$):

Caso High Thresh $< \frac{1}{100} \cdot \overline{MOBD}$, atualiza-se

High Thresh = $\frac{1}{100} \cdot \overline{\text{MOBD}}$

7.4.3 Kinetic QRS

A Monebo[11] é uma empresa privada focada exclusivamente no desenvolvimento e fornecimento de tecnologias, produtos, *softwares* e serviços para processamento de sinais de ECG.

A Monebo fornece uma família de *softwares* proprietária chamada *The Kinetic ECG Algorithm Family*, composta por: Kinetic QRS, Kinetic Rhythms, Kinetic, AF, Kinetic ST, conforme informações fornecidas pela Monebo por *e-mail* para o autor.

Ela fornece o Kinetic QRS, que é especializado exclusivamente para detecção de complexos QRS, a partir de uma licença de U$ 50.000,00 (dólares americanos) e uma taxa adicional de *royalties* por unidade vendida com o seu *software*, conforme informações fornecidas pela Monebo por *e-mail* para o autor.

O Kinetic QRS é customizado para cada hardware em particular após o licenciamento.

O Kinetic QRS é baseado em filtros e apresenta desempenho para detecção dos complexos QRS do MIT-BIH *Arrhythmia Database* de Se de 99,45% e +P de 99,45%, conforme documento de validação US FDA 510K Clearance fornecido pela Monebo para o autor.

---

[11] http://www.monebo.com.br

8 DESENVOLVIMENTO

Este trabalho apresenta o desenvolvimento de dois sistemas inteligentes de para o pré-processamento de sinais de ECG para detecção de complexos QRS para plataformas de computação pervasiva:

1. SE-FEBION e
2. SE-*Neuro-Fuzzy*

8.1 Recursos utilizados para o desenvolvimento

Os recursos de *hardware* utilizados para o desenvolvimento foram:

- 1 *notebook* Toshiba Portégé R205 com Pentium M de 1.8 GHz, 1GB de RAM e HD de 60 GB
- 1 impressora HP Photosmart 7260

Os recursos de *softwares* utilitários utilizados para o desenvolvimento foram:

- MATLAB R2008a
- Microsoft Windows XP Professional
- Microsoft Office 2003
- Google Gmail
- Google Docs
- Adobe Reader 8
- Mozilla Firefox 3.0.3

O desenvolvimento dos dois sistemas foi realizado em MATLAB R2008a por causa da facilidade e rapidez na depuração dos códigos, porque a linguagem é interpretada e desta forma não necessita de compilações a cada alteração dos códigos, além de possuir uma extensa biblioteca de funções e ferramentas como, por exemplo, o *Adaptative Network-based Fuzzy Inference System* (ANFIS) do *Fuzzy Logic Toolbox* utilizado neste trabalho.

8.2 Processo de Desenvolvimento

O processo de desenvolvimento utilizado neste trabalho é descrito no capítulo 5 que trata de sistemas especialistas.

8.2.1 Definição do Objetivo

Desenvolvimento de um sistema inteligente para o pré-processamento de sinais de ECG para detecção de complexos QRS para plataformas de computação pervasiva.

8.2.2 Aquisição do Conhecimento

8.2.2.1 Estudos no Domínio da Aplicação

Os estudos no domínio da aplicação foram realizados baseados nas bibliografias e nos trabalhos relacionados. Os principais fundamentos estudados são apresentados nos capítulos 3 a 7.

Os algoritmos para detecção dos complexos QRS selecionados foram implementados em MATLAB para investigação.

8.2.2.2 Coleta dos dados

O banco de dados de sinais de ECG escolhido para testes de desempenho dos algoritmos de detecção dos complexos QRS é o MIT-BIH *Arrhythmia Database*, descrito no capítulo 6.

A coleta do MIT-BIH *Arrhythmia Database* foi realizada através do portal Physionet[12] do BIH.

8.2.2.3 Conversão do banco de dados

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_PB_EXPORTAR.m que é adaptado do programa PhysioNet_ECG_Exporter.m do James Lamberg, para converter o Banco de Dados MIT-BIH *Arrhythmia Database* no formato de compressão 212 para o formato das matrizes do MATLAB (PHYSIONET, 2008).

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_DS_CARREGAR.m para obter as anotações dos sinais de ECG e gravar na coluna 4 das respectivas matrizes.

A execução destes programas consome aproximadamente 12 horas e 5 minutos para converter todo o MIT-BIH *Arrhythmia Database* no *notebook* utilizado neste trabalho.

---

[12] http://www.physionet.org

8.2.3 Interpretação do conhecimento

8.2.3.1 Análise e mapeamento dos dados

O MIT-BIH *Arrhythmia Database* possui anotações de batimentos cardíacos e anotações que não são de batimentos cardíacos.

O MIT-BIH determina que somente as anotações relacionadas na Tabela 8.1, são de batimentos cardíacos.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_DS_ID_ARRITMIA.m para obter as anotações de batimento cardíaco anormal, em formato de letra ou símbolo, conforme apresentado na Tabela 8.1, e atribuir 1 à quinta coluna da matriz para cada amostra de batimento cardíaco com anotação de batimento cardíaco anormal e atribuir 0 caso contrário. As anotações de batimento cardíaco normal estão representadas na coluna 4 da matriz com valor igual a 1, o qual foi atribuído no processo de conversão do banco de dados.

Este programa cria um mapa com a quantidade de cada uma das anotações de batimentos cardíacos para cada uma das 48 gravações e o total de cada tipo de anotação de batimentos cardíacos.

Este mapa de anotações é gravado na matriz FUKUDA_ECG_MAPA_ANOT.mat.

Foram identificados no total 109.463 batimentos cardíacos no MIT-BIH *Arrhythmia Database*, conforme apresentado na Tabela 8.2.

Verificou-se que algumas gravações têm duração superior aos 30 minutos especificados pelo MIT-BIH.

Considerou-se neste trabalho, somente as primeiras 648.000 amostras de cada um dos ECGs, superior e inferior, de cada gravação, que correspondem aos 30 minutos iniciais de cada gravação especificados pelo MIT-BIH, a uma taxa de amostragem de 360 Hz utilizada pelo MIT-BIH. Assim, este trabalho processa no total 62.208.000 amostras.

Tabela 8.1 - Anotações de batimentos cardíacos no MIT-BIH *Arrhythmia Database*

Anotação	Código	Descrição
N	1	*Normal beat*
L	2	*Left bundle branch block beat*
R	3	*Right bundle branch block beat*
B	25	*Bundle branch block beat (unspecified)*
A	8	*Atrial premature beat*
a	4	*Aberrated atrial premature beat*
J	7	*Nodal (junctional) premature beat*
S	9	*Supraventricular premature or ectopic beat (atrial or nodal)*
V	5	*Premature ventricular contraction*
r	41	*R-on-T premature ventricular contraction*
F	6	*Fusion of ventricular and normal beat*
e	34	*Atrial escape beat*
j	11	*Nodal (junctional) escape beat*
n	35	*Supraventricular escape beat (atrial or nodal)*
E	10	*Ventricular escape beat*
/	12	*Paced beat*
f	38	*Fusion of paced and normal beat*
Q	13	*Unclassifiable beat*
?	30	*Beat not classified during learning*

Tabela 8.2 – Quantidade de batimentos cardíacos no MIT-BIH *Arrhythmia Database*

Código	Batimentos	Descrição
1	75.028	*Normal beat*
2	8.073	*Left bundle branch block beat*
3	7.257	*Right bundle branch block beat*
25	0	*Bundle branch block beat (unspecified)*
8	2.546	*Atrial premature beat*
4	150	*Aberrated atrial premature beat*
7	83	*Nodal (junctional) premature beat*
9	2	*Supraventricular premature or ectopic beat (atrial or nodal)*
5	7.129	*Premature ventricular contraction*
41	0	*R-on-T premature ventricular contraction*
6	803	*Fusion of ventricular and normal beat*
34	16	*Atrial escape beat*
11	229	*Nodal (junctional) escape beat*
35	0	*Supraventricular escape beat (atrial or nodal)*
10	106	*Ventricular escape beat*
12	7.026	*Paced beat*
38	982	*Fusion of paced and normal beat*
13	33	*Unclassifiable beat*
30	0	*Beat not classified during learning*

O banco de dados convertido para o formato de matrizes do MATLAB tem um tamanho de 165 MB (173.202.597 bytes). Os dados são gravados em arquivos com as nomenclaturas: FUKUDA_ECG_1NN.mat e FUKUDA_ECG_2NN.mat.

Foram encontrados 109.150 batimentos cardíacos considerando-se os 30 minutos iniciais de cada gravação.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_TURBO_ CONTAR.m para validar a contagem de batimentos cardíacos nos sinais de ECG do banco de dados convertido para o formato de matrizes do MATLAB.

Verificou-se que algumas anotações não estão posicionadas no pico máximo do complexo QRS, embora o MIT e o BIH tenham feito esforços para procurar posicioná-los manualmente nos picos dos complexos QRS. A Figura 8.1 ilustra o ECG superior da gravação 100 com o exemplo de uma posição de uma anotação de batimento cardíaco, indicada pela linha vertical contínua, diferente da posição do pico máximo do correspondente complexo QRS.

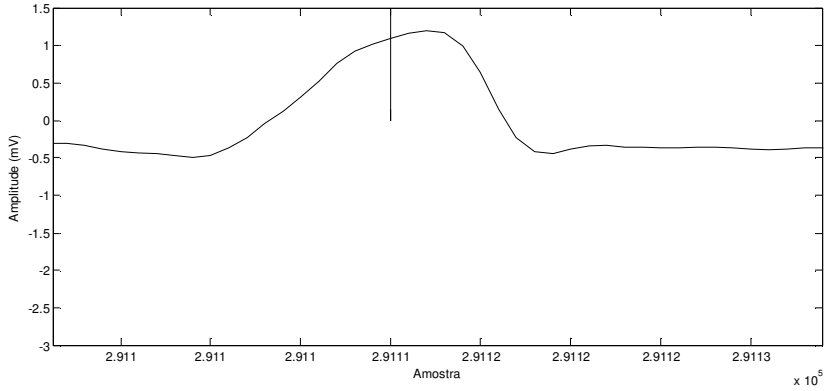

Figura 8.1 - ECG superior da gravação 100 com o exemplo de uma posição de uma anotação de batimento cardíaco, indicada pela linha vertical contínua, diferente da posição do pico máximo do correspondente complexo QRS.

Desta forma, desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_QRS_ POSICIONAR.m para posicionar cada anotação de batimento cardíaco na posição do pico máximo do correspondente complexo QRS. A Figura 8.2 ilustra o ECG

superior da gravação 100 com o exemplo de uma posição original de uma anotação de batimento cardíaco, indicada pela linha vertical contínua, e a nova posição da anotação, indicada pela linha vertical pontilhada, na posição do pico máximo do complexo QRS.

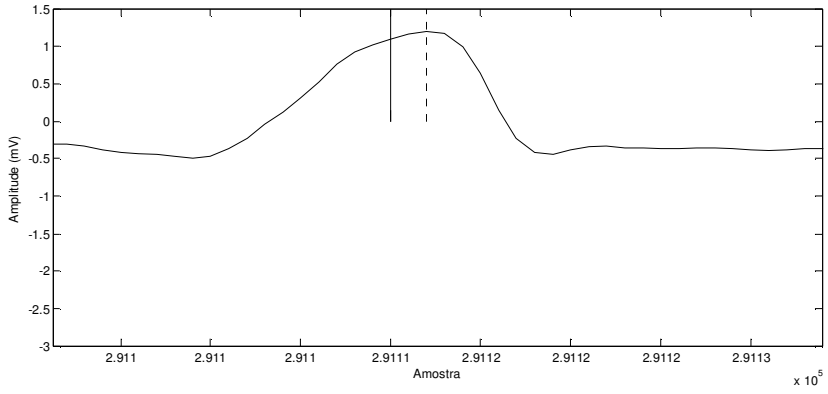

Figura 8.2 - ECG superior da gravação 100 com o exemplo de uma posição original de uma anotação de batimento cardíaco, indicada pela linha vertical contínua, e a nova posição da anotação, indicada pela linha vertical pontilhada, na posição do pico máximo do complexo QRS.

Neste trabalho, a técnica de MOBD foi escolhida por ser mais simples e mais eficiente porque produz um atraso menor do que o atraso produzido pelo algoritmo de HAMILTON e TOMPKINS (1986). VON WAGNER *et al*. (2003) apresentam que o algoritmo da MOBD de ordem N = 4 produz um atraso de aproximadamente 16 ms, a uma taxa de amostragem de 250 Hz. Enquanto que o algoritmo de HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresenta um atraso de aproximadamente 2,3 s, a uma taxa de amostragem de 200 Hz.

Investigou-se o uso das ordens N = 2, 3 e 4, embora VON WAGNER *et al*. (2003) e e KÖHLER *et al.* (2002) estabeleçam em seus trabalhos a ordem N = 4. Verificou-se que as amplitudes são extremamente atenuadas pela MOBD de ordem N = 4 ou superior. Decidiu-se escolher a ordem N = 2 ao invés das ordens N = 3 ou 4. Esta decisão foi tomada porque a ordem N = 2:

- Produz um custo computacional relativamente menor, pois processa apenas duas amostras ao invés de quatro amostras para gerar a saída.
- Produz um atraso relativamente menor, pois gera um valor de saída a cada duas amostras ao invés de quatro amostras.
- Estrategicamente maximiza a detecção dos complexos QRS porque os picos correspondentes aos complexos QRS são gerados com amplitudes maiores.

Verificou-se que a saída gerada pela transformada MOBD de ordem N = 2, MOBDN2, apresenta picos entre as posições das anotações e as posições das anotações geralmente estão em declives entre os picos. A Figura 8.3 ilustra o ECG superior da gravação 100 após a MOBDN2 com a posição de uma anotação, indicada pela linha vertical contínua, entre dois picos e em um declive. Esta configuração dificulta a detecção dos complexos QRS.

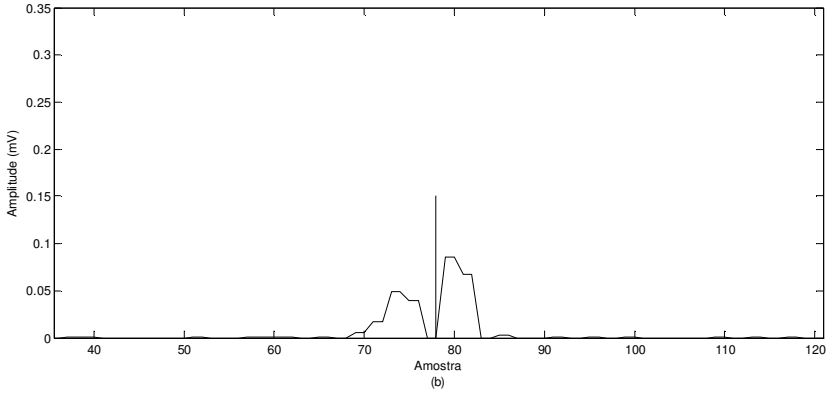

Figura 8.3 - ECG superior da gravação 100 após a MOBDN2 com a posição de uma anotação, indicada pela linha vertical contínua, entre dois picos.

Decidiu-se utilizar um integrador de janela móvel dinâmica após a saída da MOBDN2 para eliminar os declives e transformar os dois picos, correspondentes a um complexo QRS, em apenas um pico. O integrador de janela móvel dinâmica gera zero na saída para a primeira amostra de ECG e calcula a média das n amostras de ECG, onde n varia de 2 a 7. A partir da oitava amostra do ECG, calcula a média das últimas 8 amostras. Desta forma, esta técnica permite gerar a saída em função das amostras de ECG, com atraso de apenas duas amostras a partir da segunda amostra.

Investigou-se o uso de um integrador com janela móvel dinâmica de largura L = 2, 3, 4, 5, 6, 7 e 8 amostras. Decidiu-se utilizar o integrador com janela móvel dinâmica de largura L = 8, IL8, porque elimina consideravelmente o declive e não houve melhora significativa na eliminação do declive com a largura L = 9.

A Figura 8.4 ilustra o modelo do algoritmo de pré-processamento do sinal de ECG, MOBDN2-IL8, composto da transformada MOBD de ordem N = 2, MOBDN2, e do integrador com janela móvel dinâmica de largura L = 8, IL8.

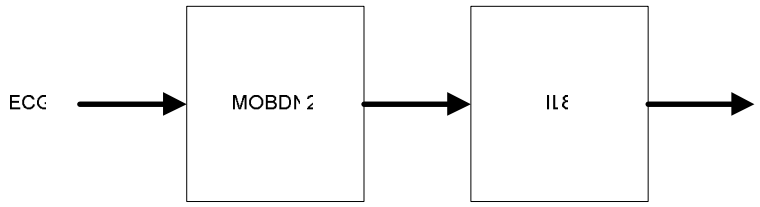

Figura 8.4 - Modelo do algoritmo de pré-processamento do sinal de ECG, MOBDN2-IL8, composto da transformada MOBD de ordem N = 2, MOBDN2, e do integrador com janela móvel dinâmica de largura L = 8, IL8.

A Figura 8.5 ilustra o ECG superior da gravação 100 após a MOBDN2-IL8 sem o declive na posição da anotação, indicada pela linha vertical contínua.

Cada uma das 48 gravações possui dois sinais de ECG, superior e inferior, conforme descrito no capítulo 6. Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_QRS_PICOS_ANALISAR.m para analisar: os picos máximos, os picos mínimos, as médias, as medianas e os desvios padrões da saída após a MOBDN2-IL8.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_QRS_ESTATISTICAS_ PLOTAR.m para desenhar as figuras com as faixas entre o pico mínimo e o pico máximo, e a média das amplitudes dos picos, de cada ECG de cada gravação, conforme ilustrados nas Figuras 8.6, 8.7, 8.8, 8.9. Comprovou-se, através das

estatísticas e das Figuras 8.6, 8.7, 8.8, 8.9 geradas, que os complexos QRS do ECG superior possuem amplitudes maiores do que os do ECG inferior, conforme apresentado pelo MIT-BIH e descrito no capítulo 6. Decidiu-se, desta forma, usar o ECG superior (derivação ML II/V5) neste trabalho porque complexos QRS com amplitudes maiores se evidenciam das amplitudes das outras amostras o que maximiza a possibilidade de detecção dos complexos QRS.

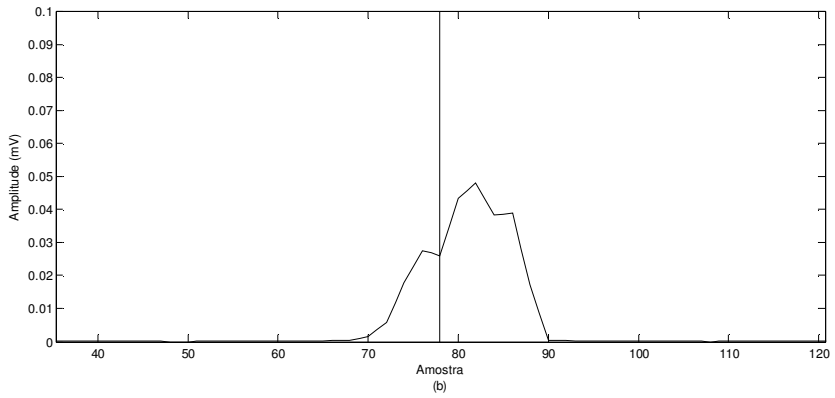

Figura 8.5 - ECG superior da gravação 100 após a MOBDN2-IL8 sem o declive na posição da anotação, indicada pela linha vertical contínua.

Verificou-se que as saídas da MOBDN2-IL8 apresentam variações relativas significativas de amplitude entre gravações. Verificou-se também a presença de diversos artefatos e episódios cardíacos nos ECGs do banco de dados que dificultam a detecção dos complexos QRS porque geram picos de ruído em

alguns casos com amplitude maior do que os picos correspondentes aos complexos QRS.

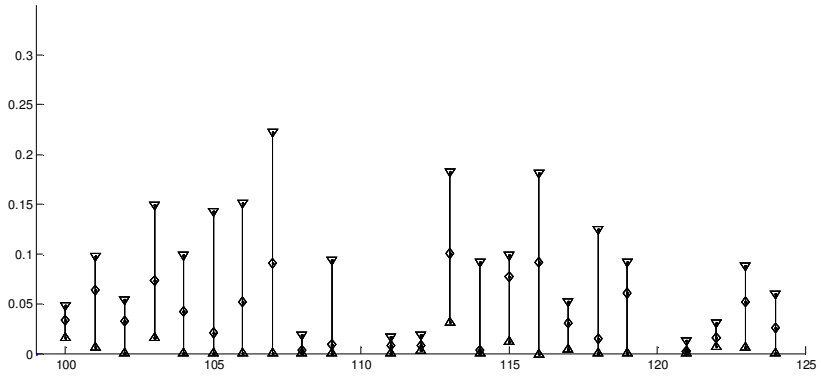

Figura 8.6 – Faixas entre o pico mínimo e o máximo e a média das amplitudes dos picos do ECG superior das gravações 100 a 124

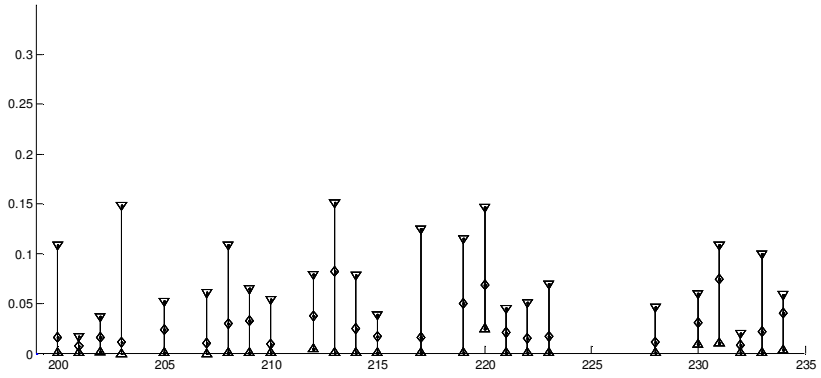

Figura 8.7 – Faixas entre o pico mínimo e o máximo e a média das amplitudes dos picos do ECG superior das gravações 200 a 234

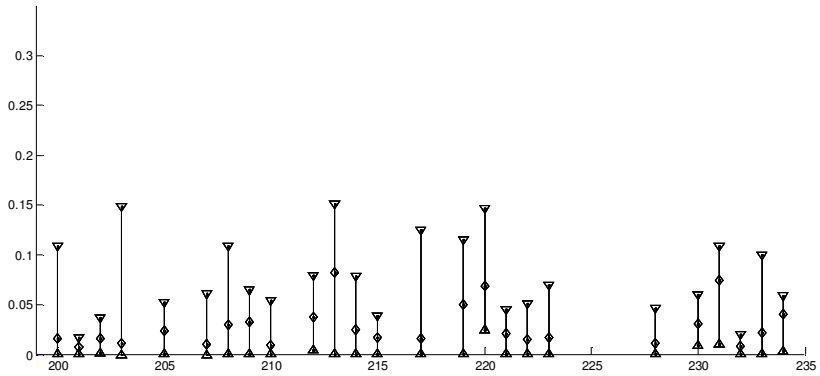

Figura 8.8 – Faixas entre o pico mínimo e o máximo e a média das amplitudes dos picos do ECG inferior das gravações 100 a 124

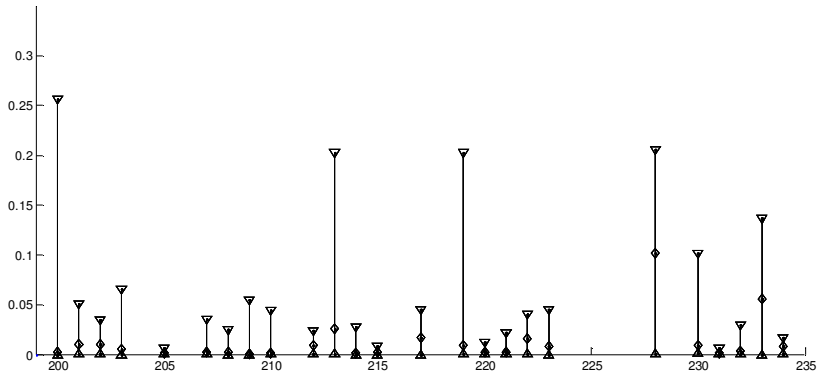

Figura 8.9 – Faixas entre o pico mínimo e o máximo e a média das amplitudes dos picos do ECG superior das gravações 200 a 234

A Figura 8.10 ilustra como exemplo o ECG superior da gravação 223 após a MOBDN2-IL8 com picos alternados de amplitudes relativamente altas e baixas, 0,12 mV, 0,06 mV e 0,1 mV, por causa do episódio de arritmia. Concluiu-se, desta forma, que é necessário desenvolver um algoritmo com limiar de nível adaptativo para detecção dos complexos QRS porque não é possível utilizar um limiar de detecção de nível fixo para detecção dos complexos QRS.

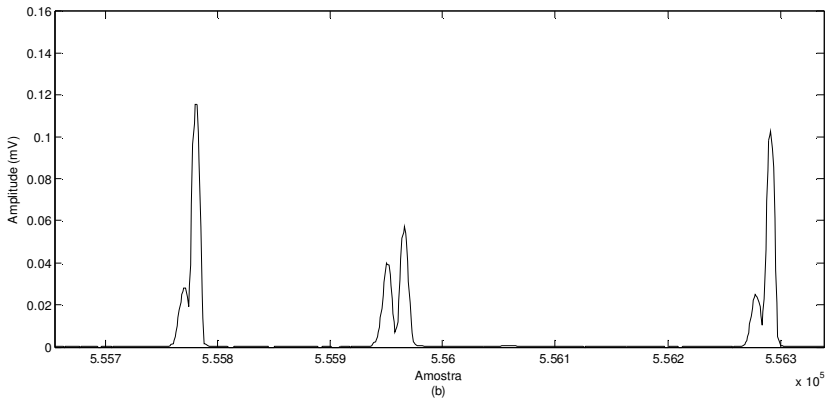

Figura 8.10 – ECG superior da gravação 223 após a MOBDN2-IL8 com picos alternados de amplitudes relativamente altas e baixas por causa do episódio de arritmia.

8.2.4 Representação do conhecimento

Decidiu-se desenvolver regras de produção para representar o conhecimento para o processamento adaptativo e dinâmico do limiar com o objetivo de detectar os complexos QRS.

Decidiu-se, usar heurísticas, técnicas de prototipações e experimentos empíricos para a busca das melhores regras de produções.

8.2.4.1 SE com o algoritmo FEBION (Fukuda-Ebecken-Biondi)

Parâmetros do SE com o algoritmo FEBION

O SE calcula e avalia os parâmetros apresentados na Tabela 8.3.

Tabela 8.3 – Parâmetros do SE com o algoritmo FEBION

Parâmetro	Descrição
limiar	Limiar para detecção de um complexo QRS candidato
r_pico_med	Amplitude média de ruídos
rr_med	Intervalo médio entre os 8 últimos picos das ondas R
r_dist	Distância corrente em relação a última onda R
ruido_pico	Maior amplitude dos picos de ruídos

O algoritmo FEBION é composto de duas etapas:

1. Etapa de pré-processamento (MOBDN2-IL8)
2. Etapa de decisão
   a. Período de busca de um complexo QRS
   b. Período do intervalo do complexo QRS
   c. Período refratário

Etapa de pré-processamento do algoritmo FEBION do SE

A etapa de pré-processamento do algoritmo FEBION executa o algoritmo MOBDN2-IL8.

Etapa de decisão do algoritmo FEBION do SE

A etapa de decisão do algoritmo FEBION é dividida em três períodos:

1. Período de busca de um complexo QRS
2. Período do intervalo do complexo QRS
3. Período refratário

Período de busca de um complexo QRS

Neste período o SE realiza a busca de um complexo QRS através das regras de produção e a adaptação dinâmica do limiar.

Período do intervalo do complexo QRS

Neste período o SE realiza a busca do pico do complexo QRS detectado e dos picos de ruídos.

No final do período, o SE calcula os parâmetros e o limiar através das regras de produção.

Período refratário

Neste período o coração humano não produz batimento cardíaco, conforme descrito no capítulo 3.

Este período é de aproximadamente 200 ms, o que equivale a 72 amostras a uma taxa de 360 Hz. Desta forma, consideram-se as amostras deste período como ruído.

Durante este período continua-se a realizar a adaptação dinâmica do limiar.

Regras de produção para o período de busca de um complexo QRS:

```
se (período = 1)          % período de detecção do complexo QRS
        se (amostra > limiar)
                % encontrou um complexo QRS
                r_pico = amostra;
                q_dist = 0; % início do intervalo do complexo QRS
                % fim do período de busca do complexo QRS
                periodo = 2;   % para período do intervalo do complexo. QRS
                intervalo_qrs_detectado = 1;  % indica intervalo do complexo QRS
        senão
        % é um ruído ou o começo de um complexo QRS abaixo do limiar
                % realiza a adaptação dinâmica do limiar
                limiar = limiar - limiar * 0.002;
        fim-se
        se (amostra > ruido_pico)
                % atualiza a amplitude de pico do ruído
                ruido_pico = amostra;
        fim-se
        se (ruido_pico > r_pico)
                % atualiza a maior amplitude de pico encontrado
                % seja de uma onda R ou de um ruído
                r_pico = ruido_pico;
        fim-se
fim-se
```

Regras de produção para o período do intervalo de um complexo QRS:

```
se (período = 2)        % período do intervalo do complexo QRS
        %  se a distância corrente é menor do que intervalo máximo de um
        %  complexo  QRS:  0,141  s  conforme  descrito  no  capítulo  3,
        %  o que equivale a 51 amostras a 360 Hz.
        se (q_dist < qrs_intervalo)
                se (amostra > r_pico)
                        % atualiza amplitude máxima de pico
                        r_pico = amostra;
                fim-se
                se (amostra > ruido_pico)
                        % atualiza amplitude máxima de pico de ruído
                        ruido_pico = amostra;
                fim-se
                se (ruido_pico > r_pico)
                        % atualiza amplitude máxima de pico encontrado
                        r_pico = ruido_pico;
                fim-se
        senão
        % terminou o intervalo do complexo QRS
                % calcula a amplitude média dos últimos 4 ou menos picos
                %  e atribui em r_pico_med
                % calcula o intervalo médio das últimas 8 ou menos ondas R
                %  e atribui em rr_med
```

```
                % se a distância corrente não está muito além da média
                se (r_dist < (.75 * rr_med))
                        limiar = 0,125 * r_pico_med + 0,3 * ruido_pico;
                senão
                % a distância corrente está muito acima da média
                % reduz o limiar para maximizar a chance de
                % encontrar um complexo QRS
                        limiar = 0,125 * r_pico_med + 0,125 * ruido_pico;
                fim-se
                % se o limiar está abaixo do limite mínimo
                se (limiar < 0.003)
                        % coloca o limiar no limite mínimo para evitar a produção
                        % de falsos positivos
                        limiar = 0.003;
                fim-se
                % inicializa a distância da "onda R"
                r_dist = 0;
                % indica que o intervalo do complexo QRS terminou
                intervalo_qrs_detectado = 0;
                % passa para o período refratário
                periodo = 3;
        fim-se
fim-se
```

Regras de produção para o período refratário

```
se (período = 3)          % período refratário
        limiar = limiar - limiar * 0.002;
        se (amostra > ruido_pico)
                ruido_pico = amostra;
        fim-se
        se (ruido_pico > r_pico)
                % r_pico detectado no intervalo QRS e falso (ruido)
                r_pico = ruido_pico;
        fim-se
        % se final do periodo refratario
        se (r_dist > intervalo_periodo_refratario)
                ruido_pico = 0;
                % ativa período de busca de um complexo QRS
                periodo = 1;
        fim-se
fim-se
```

8.2.5 Implementação do SE com o algoritmo FEBION (SE-FEBION)

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_SE_DETECTOR_QRS.m, que é a implementação do SE com o algoritmo FEBION.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_SE_DETECTOR_QRS_PLOT.m para exibir o desempenho do SE com o algoritmo FEBION.

A Figura 8.11 ilustra o exemplo da eficácia do SE-FEBION para detecção dos complexos QRS de um batimento cardíaco do ECG superior da gravação 100 pelo SE-FEBION, onde a linha pontilhada horizontal indica o nível do limiar com adaptação dinâmica calculado pelo SE-FEBION; a linha vertical tracejada a esquerda indica o início do complexo QRS detectado; a linha vertical tracejada a direita indica o final do complexo QRS detectado e a linha vertical contínua indica a posição da anotação do batimento cardíaco que está na posição do pico do complexo QRS do sinal de ECG original. A linha vertical contínua, que indica a posição do pico do complexo QRS, dentro do intervalo delimitado pelas linhas tracejadas que indicam o intervalo do complexo QRS detectado, determina um complexo QRS verdadeiro positivo.

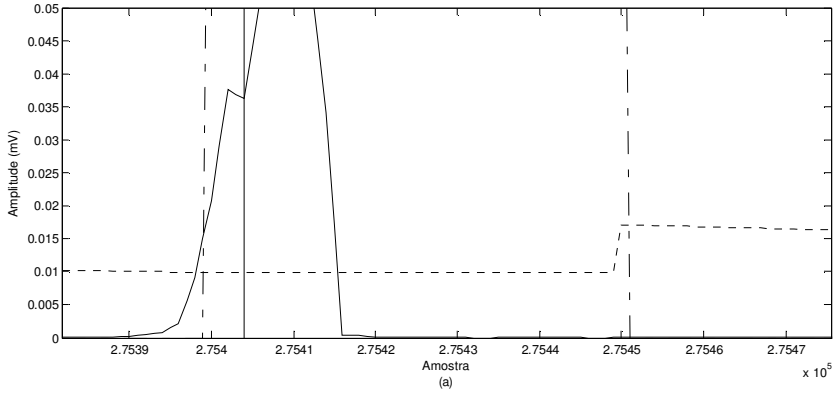

Figura 8.11 – Exemplo de detecção de um complexo QRS de um batimento cardíaco do ECG superior da gravação 100 pelo SE-FEBION

A Figura 8.12 ilustra o exemplo da eficácia do SE-FEBION para detecção dos três complexos QRS verdadeiros positivo do ECG superior da gravação 223 com batimentos cardíacos anormais. A variação do nível do limiar, indicado pela linha horizontal pontilhada, mostra a capacidade do SE-FEBION na adaptação dinâmica do limiar. A Figura 8.12 (a) ilustra o ECG superior da gravação 223 original com três complexos QRS de batimentos cardíacos anormais. A Figura 8.12 (b) ilustra a saída do SE-FEBION com três exemplos de detecções dos complexos QRS verdadeiro positivo do EGC superior da gravação 223 com batimentos cardíacos anormais pelo SE-FEBION.

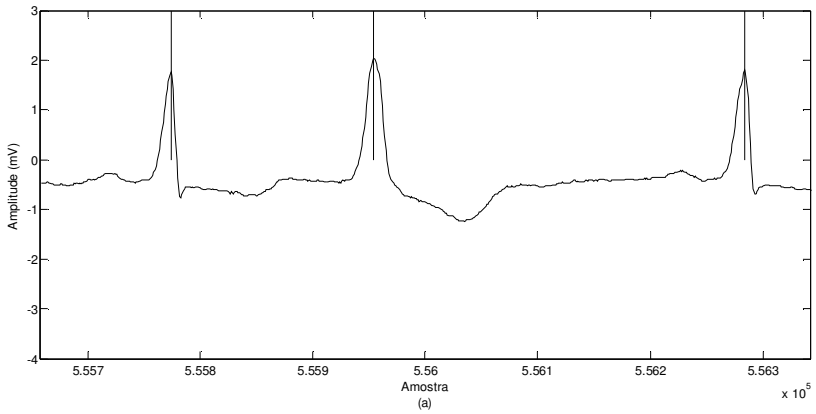

Figura 8.12 – (a) ECG superior da gravação 223 original com três complexos QRS de batimentos cardíacos anormais

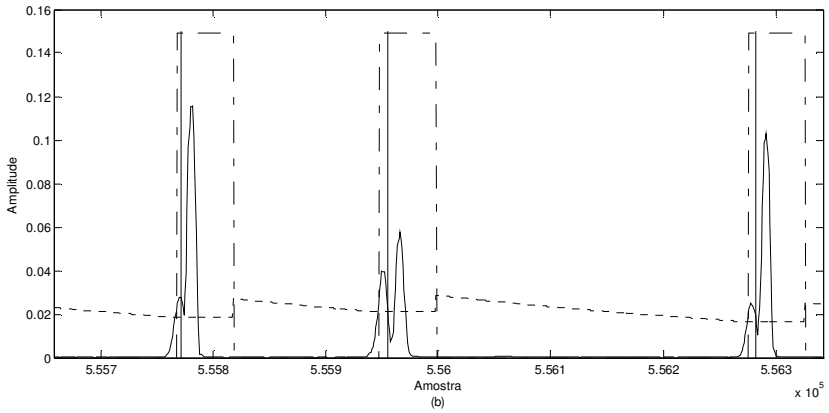

Figura 8.12 – (b) Saída do SE-FEBION com três exemplos de detecções dos complexos QRS verdadeiro positivo do EGC superior da gravação 223 com batimentos cardíacos anormais pelo SE_FEBION.

8.3 Resultados do SE-FEBION

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_SE_DETECTOR_QRS_AVALIAR.m para avaliar o desempenho do SE com o algoritmo FEBION.

O desempenho do SE com o algoritmo FEBION é medido pelas métricas Se e +P, descritas na seção 8.3.1. O SE-FEBION tem Se de 99,41% e +P de 99,41%.

A Tabela 8.4 apresenta os resultados de desempenho do SE com o algoritmo FEBION desenvolvido neste trabalho. Esta tabela apresenta: o código da gravação, a quantidade de batimentos, a quantidade de falsos positivos (FP), a quantidade de falsos negativos (FN), a sensibilidade (Se), o valor preditivo positivo (+P) para o sinal de ECG de cada gravação e os totais.

Tabela 8.4 – Desempenho do SE com o algoritmo FEBION

Gravação	Batimentos	FP	FN	Se (%)	+P (%)
100	2.265	0	0	100,00	100,00
101	1.860	0	3	100,00	99,84
102	2.178	2	0	99,91	100,00
103	2.078	0	0	100,00	100,00
104	2.222	0	47	100,00	97,93
105	2.561	4	28	99,84	98,92
106	1.975	46	1	97,72	99,95
107	2.124	7	0	99,67	100,00
108	1.748	9	110	99,49	94,08
109	2.519	5	5	99,80	99,80
111	2.117	1	5	99,95	99,76
112	2.531	0	0	100,00	100,00
113	1.789	0	0	100,00	100,00
114	1.872	0	6	100,00	99,68
115	1.946	0	0	100,00	100,00
116	2.387	17	2	99,29	99,92
117	1.530	0	1	100,00	99,93
118	2.271	0	3	100,00	99,87
119	1.981	0	0	100,00	100,00
121	1.855	1	1	99,95	99,95
122	2.468	0	0	100,00	100,00
123	1.510	3	0	99,80	100,00
124	1.613	0	1	100,00	99,94

Tabela 8.4 – Desempenho do SE com o algoritmo FEBION

(continuação)

200	2.589	4	36	99,85	98,63
201	1.900	59	0	96,99	100,00
202	2.123	5	1	99,77	99,95
203	2.925	48	65	98,39	97,83
205	2.644	4	0	99,85	100,00
207	1.838	12	226	99,35	89,05
208	2.900	46	4	98,44	99,86
209	2.997	0	2	100,00	99,93
210	2.610	32	14	98,79	99,47
212	2.740	0	0	100,00	100,00
213	3.237	4	0	99,88	100,00
214	2.250	4	3	99,82	99,87
215	3.351	2	0	99,94	100,00
217	2.198	4	1	99,82	99,95
219	2.145	2	0	99,91	100,00
220	2.041	0	0	100,00	100,00
221	2.364	56	2	97,69	99,92
222	2.474	0	6	100,00	99,76
223	2.412	185	0	92,88	100,00
228	1.980	67	58	96,73	97,15
230	2.248	0	0	100,00	100,00
231	1.565	0	0	100,00	100,00
232	1.776	0	8	100,00	99,55
233	3.062	7	0	99,77	100,00
234	2.742	3	0	99,89	100,00
Todas	108.511	639	639	99,41	99,41

8.4 Implementação do sistema SE-*Neuro-Fuzzy*

ALMEIDA e EVSUKOFF (2005), EVSUKOFF e ALMEIDA (2005), GÜLLER e ÜBEYLI (2004) e JANG (1997) apresentam excelentes textos detalhados sobre lógica *fuzzy*, neuro-*fuzzy* e *Adaptative Network-based Fuzzy Inference System* (ANFIS).

Decidiu-se, além do escopo estabelecido, implementar o sistema híbrido, SE-*Neuro-Fuzzy*, composto do SE-FEBION, apresentado na seção anterior, e do sistema *Neuro-Fuzzy* para investigar a capacidade do sistema *Neuro-Fuzzy* em produzir regras de produções adicionais que possam refinar a adaptação dinâmica do limiar para reduzir as quantidades de falso negativo e falso positivo.

Decidiu-se utilizar o ANFIS do *Fuzzy Logic Toolbox* do MATLAB porque é o produto comercial de sistema neuro-*fuzzy* mais difundido (EVSUKOFF e ALMEIDA, 2005).

A Figura 8.13 ilustra o diagrama em blocos do sistema híbrido, SE-*Neuro-Fuzzy*, composto do SE-FEBION e do *Neuro-Fuzzy* (ANFIS).

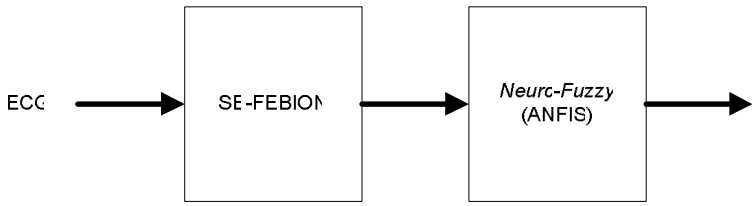

Figura 8.13 – Diagrama em blocos do sistema híbrido, SE-*Neuro-Fuzzy*, composto do SE-FEBION e do *Neuro-Fuzzy* (ANFIS).

Realizou-se a seleção das gravações 108, 203, 207, 223 e 228 porque o SE- FEBION produz relativamente elevadas quantidades de falso positivo e falso negativo nestas gravações, conforme apresentadas na Tabela 8.5, por causa dos artefatos e dos episódios de batimentos cardíacos anormais que dificultam o processamento. Os trabalhos pesquisados também apresentam dificuldade para processamento de gravações com artefatos e episódios de batimentos cardíacos anormais.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_MOBD_SE_DETECTOR_QRS_ FN_PLOTAR.m para desenhar as posições dos falso negativo produzidos pelo SE-FEBION das gravações 108, 203, 207 223 e 228, conforme ilustrado na Figura 8.14.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_MOBD_SE_DETECTOR_QRS_ FP_PLOTAR.m para desenhar as posições dos falso positivo produzidos pelo SE-FEBION das gravações 108, 203, 207 223 e 228, conforme ilustrado na Figura 8.15.

Realizou-se a análise das faixas de amostras em cada uma destas gravações em que o SE-FEBION produz elevada densidade de falso positivo e falso negativo.

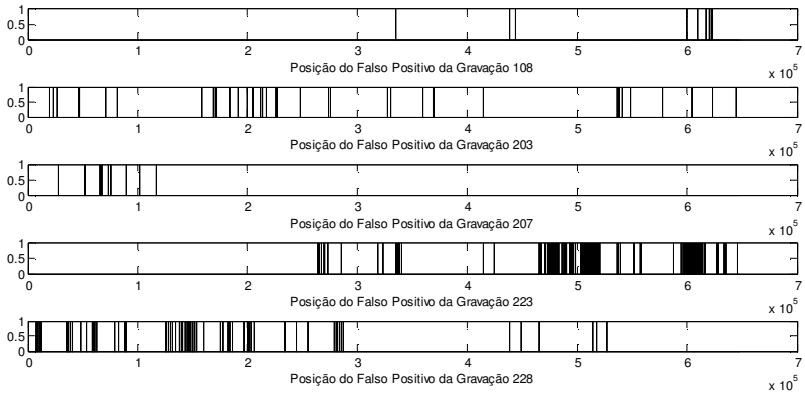

Figura 8.14 – Posições dos Falsos Negativos produzidos pelo SE-FEBION das gravações 108, 203, 207, 223 e 228 (de cima para baixo).

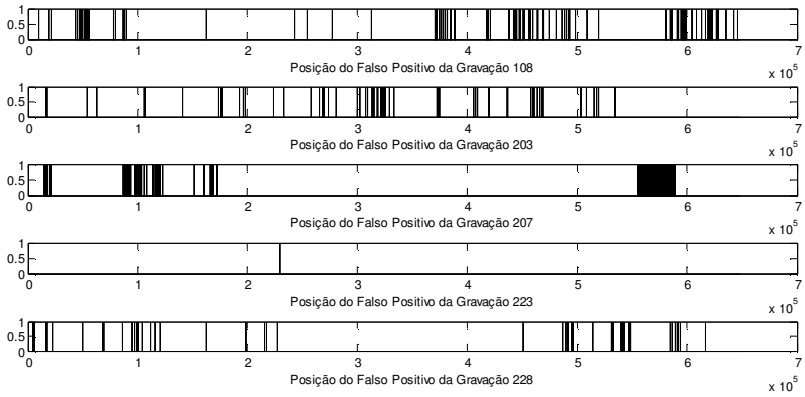

Figura 8.15 – Posições dos Falsos Positivos produzidos pelo SE-FEBION das gravações 108, 203, 207, 223 e 228 (de cima para baixo).

Realizou-se o refinamento das posições de corte, início e término da faixa das amostras, através de buscas visuais de amostras que atendem aos seguintes critérios:

1. Esteja posicionada a 0,07 s antes de uma anotação de batimento cardíaco (onda R, isto é, pico de um complexo QRS) para manter uma distância padrão em relação às ondas R, que são referências dos sinais cardíacos
2. Não tenha amplitude, isto é, a amplitude seja igual a zero.

Estes critérios foram estabelecidos para que as faixas de amostras sejam concatenadas:

1. Sem produzir distâncias entre ondas R irreais.
2. Sem produzir desníveis de amplitude na posição de concatenação e

Esta distância de 0,07 s antes de anotação de batimento cardíaco corresponde à metade do intervalo de um complexo QRS, que conforme descrito no capítulo 3, pode-se variar de 0,06 s a aproximadamente 0,141 s. Considerou-se a metade do intervalo QRS porque a anotação está posicionada no pico (onda R) do complexo QRS que está aproximadamente no meio do intervalo QRS.

A Figura 8.16 ilustra a posição de corte, indicada pela linha vertical pontilhada, no ECG da gravação 100, a 0,07 s (25 amostras) antes da posição da anotação de batimento cardíaco, indicada pela linha vertical contínua.

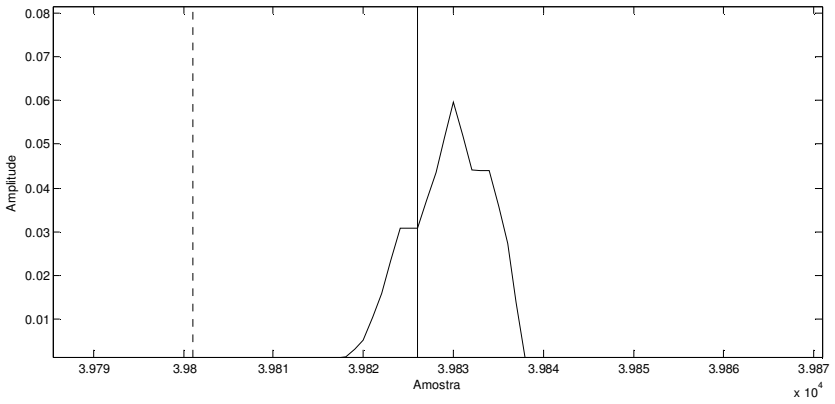

Figura 8.16 - Posição de corte, indicada pela linha vertical pontilhada, no ECG da gravação 100, a 0,07 s (25 amostras) antes da posição da anotação de batimento cardíaco, indicada pela linha vertical contínua.

A Tabela 8.5 apresenta as faixas refinadas de amostras. As amostras da gravação 100, apresentadas na 8.5, foram também selecionadas porque contém batimentos cardíacos normais.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_ANFIS_ DETECTOR_QRS_CRIAR_EXEMPLOS.m que concatena as amostras e executa o SE-FEBION para gerar os parâmetros do SE apresentados na Tabela 8.6 para cada uma destas amostras; e armazenar as amostras, os respectivos parâmetros gerados pelo SE com FEBION, e o alvo na matriz FUKUDA_ECG_MOBD_ANFIS_DETECTOR_QRS_EXEMPLOS.mat, conforme a estrutura apresentada na Tabela 8.6. O alvo é igual a 1 quando na posição da amostra há uma anotação de batimento cardíaco, e caso contrário é igual a 0.

Tabela 8.5 – Faixas das amostras dos exemplos para treinamento do ANFIS

Gravação	Faixa Original de Amostras	Faixa Refinada de Amostras
100	1 a 39830	1 a 39803
108	43.202 a 63.106	43.175 a 63.079
	442.042 a 462.250	442.015 a 462.223
203	299.838 a 339.360	229.811 a 339.333
207	556.716 a 596.618	556.689 a 596.591
223	503.224 a 523.090	503.197 a 523.063
	595.052 a 616.134	595.035 a 616.107
228	486.904 a 506.994	486.877 a 506.967
	585.094 a 605.031	585.067 a 605.004

Tabela 8.6 – Matriz para treinamento do ANFIS

Coluna	Parâmetro	Descrição
1	intervalo_qrs_detectado	1 = intervalo de QRS 0 = não é intervalo de QRS
2	amostra selecionada	Amostra selecionada para treinamento
3	limiar	Limiar para detecção de um complexo QRS Candidato
4	r_pico_med	Amplitude média de ruídos
5	rr_med	intervalo médio entre os 8 últimos picos das ondas R
6	r_dist	Distância corrente em relação a última onda R
7	ruido_pico	maior amplitude dos picos de ruídos
8	alvo do *Neuro-Fuzzy*	1 = com anotação de batimento cardíaco 0 = sem anotação de batimento cardíaco

Decidiu-se por heurística utilizar a função de pertinência trapezóidal em correspondência aos intervalos e períodos do algoritmo FEBION.

Decidiu-se utilizar os parâmetros de treinamento apresentados na Tabela 8.7.

Tabela 8.7 – Parâmetros de Treinamento do ANFIS

Parâmetro de Treinamento	Valor
Função de Pertinência	Trapezóidal
Funções por Saída	2 (mínimo do ANFIS do MATLAB)
andmethod	min
ormethod	max
aggmethod	max
Número de épocas	1

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_ANFIS_ DETECTOR_QRS_TREINAR.m para treinar o ANFIS.

A execução deste programa consome aproximadamente 5 horas e 42 minutos no *notebook* utilizado neste trabalho.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_ANFIS_ DETECTOR_QRS_EVALFIS.m para executar o SE-*Neuro-Fuzzy*.

Desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_ANFIS_ DETECTOR_QRS_AVALIAR.m para avaliar o desempenho do SE-*Neuro-Fuzzy*.

Verificou-se que o SE-*Neuro-Fuzzy* não atingia um desempenho satisfatório porque o alvo (anotação de batimento cardíaco) não estava posicionado na posição máxima do pico produzido pelo SE-FEBION.

Desta forma, desenvolveu-se o programa FUKUDA_ECG_MOBD_ TURBO_QRS_AJUSTAR.m para posicionar os alvos de treinamento do ANFIS para a posição dos picos máximos produzidos pelo SE com algoritmo FEBION e executou-se novamente o treinamento do ANFIS.

A Tabela 8.8 apresenta os resultados de desempenho do SE-Neuro-Fuzzy desenvolvido neste trabalho. Esta Tabela apresenta: o código da gravação, a quantidade de batimentos, a quantidade de falsos positivos (FP), a quantidade de falsos negativos (FN), a sensibilidade (Se), o valor preditivo positivo (+P) para o sinal de ECG de cada gravação e os totais.

Tabela 8.8 – Desempenho do SE-*Neuro-Fuzzy*

Gravação	Batimentos	FP	FN	Se (%)	+P (%)
100	2265	0	0	100,00	100,00
101	1859	1	7	99,95	99,62
102	2177	3	0	99,86	100,00
103	2078	0	0	100,00	100,00
104	2221	1	67	99,95	97,07
105	2561	4	34	99,84	98,69
106	1962	59	2	97,08	99,90
107	2127	4	0	99,81	100,00
108	1737	20	116	98,86	93,74
109	2519	5	2	99,80	99,92
111	2117	1	2	99,95	99,91
112	2531	0	0	100,00	100,00
113	1787	2	0	99,89	100,00
114	1872	0	8	100,00	99,57
115	1946	0	0	100,00	100,00

Tabela 8.8 – Desempenho do SE-*Neuro-Fuzzy*

(continuação)

116	2390	14	9	99,42	99,62
117	1530	0	3	100,00	99,80
118	2260	11	13	99,52	99,43
119	1931	50	0	97,48	100,00
121	1854	2	0	99,89	100,00
122	2468	0	0	100,00	100,00
123	1511	2	1	99,87	99,93
124	1613	0	2	100,00	99,88
200	2581	12	37	99,54	98,59
201	1900	59	0	96,99	100,00
202	2121	7	1	99,67	99,95
203	2882	91	85	96,94	97,14
205	2644	4	0	99,85	100,00
207	1828	22	261	98,81	87,51
208	2850	96	6	96,74	99,79
209	2988	9	4	99,70	99,87
210	2594	48	22	98,18	99,16
212	2739	1	4	99,96	99,85
213	3238	3	0	99,91	100,00
214	2239	15	8	99,33	99,64
215	3340	13	3	99,61	99,91
217	2198	4	1	99,82	99,95
219	2130	17	0	99,21	100,00
220	2040	1	3	99,95	99,85

Tabela 8.8 – Desempenho do SE-*Neuro-Fuzzy*

(continuação)

221	2261	159	3	93,43	99,87
222	2474	0	6	100,00	99,76
223	2530	67	1	97,42	99,96
228	1960	87	76	95,75	96,27
230	2248	0	5	100,00	99,78
231	1564	1	2	99,94	99,87
232	1745	31	12	98,25	99,32
233	3048	21	36	99,32	98,83
234	2741	4	0	99,85	100,00
Todas	108199	951	842	99,13	99,23

9 RESULTADOS

O objetivo do trabalho foi completamente atingido e superado com o desenvolvimento adicional do sistema SE-*Neuro-Fuzzy*.

Realizou-se a pesquisa dos trabalhos relacionados, dos fundamentos, das técnicas de processamento de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS e dos estados da arte relacionados ao tema deste trabalho.

Definiu-se uma metodologia de desenvolvimento de sistemas inteligentes para processamento de sinais de ECG.

Realizou-se a análise dos sinais de ECG.

Realizou-se o desenvolvimento do algoritmo FEBION inédito, baseado em técnicas de inteligência artificial, para processamento digital de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS.

Realizou-se o desenvolvimento, a implementação e os testes de um sistema especialista para o pré-processamento digital de séries temporais de sinais de ECG. Este sistema especialista é capaz de processar ECGs de diferentes indivíduos, assim como diferentes traçados presentes no ECG de um indivíduo, de forma eficiente e com auto-adaptação dinâmica, sem qualquer intervenção do usuário para configuração, o que permite que seja utilizado para plataformas de computação pervasiva.

Realizou-se o desenvolvimento, a implementação e os testes de um sistema híbrido SE-*Neuro-Fuzzy* para processamento digital de séries temporais de sinais de ECG.

Realizou-se o teste de desempenho sobre os 30 minutos iniciais do ECG superior de todas as gravações do MIT-BIH *Arrhythmia Database*.

Processou-se, neste teste, as 62.208.000 amostras e todos os 109.150 batimentos cardíacos encontrados nos 30 minutos iniciais das gravações do MIT-BIH *Arrhythmia Database*, considerando-se todas as anotações de batimentos cardíacos especificados pelo MIT-BIH.

9.1 Comparação dos Resultados

A Tabela 9.1 apresenta o comparativo dos resultados deste trabalho com os estados da arte pesquisados.

Tabela 9.1 – Comparação dos Resultados deste Trabalho com os Estados da Arte.

Referência	Técnica	Batimentos	Se (%)	+P (%)
Este Trabalho	SE FEBION	109.150	99,41	99,41
Este Trabalho	SE-*Neuro-Fuzzy*	109.150	99,13	99,23
KUNZMANN *et al*. (2002)	MOBD (N=4)	91.283	98,86	99,73
VON WAGNER *et al*. (2003)	MOBD (N=4)	90.236	98,85	99,73
PAN e TOMPKINS (1985)	Filtros e MWI	90.432	99,07	98,55
HAMILTON e TOMPKINS (1986)	Filtros e MWI	109.267	99,69	99,77
Monebo	Kinetic QRS	NI	99,45	99,45

O SE-FEBION e o SE-*Neuro-Fuzzy* superam os demais trabalhos na quantidade de batimentos cardíacos processados sem exclusão de episódios.

KUNZMANN *et al.* (2002) apresentam +P de 99,73% superior em apenas 0,32%. Porém KUNZMANN *et al.* (2002) apresentam este resultado para apenas 91.283 batimentos cardíacos, o que representa uma diferença muito elevada de 17.867 batimentos cardíacos em relação a quantidade de batimentos cardíacos processados neste trabalho.

VON WAGNER *et al.* (2003) apresentam +P de 99,73%, superior em apenas 0,32% em relação ao SE com algoritmo FEBION. Porém VON WAGNER *et al.* (2003) apresentam este resultado para apenas 90.236 batimentos cardíacos, o que representa uma diferença muito elevada de 18.914 batimentos cardíacos em relação a quantidade de batimentos cardíacos processados neste trabalho.

HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam Se de 99,69%, superior em apenas 0,28%, e +P de 99,77&, superior em apenas 0,36%. Porém HAMILTON e TOMPKINS (1986) apresentam que estes resultados foram obtidos excluindo todos os episódios de *flutter* ventricular da gravação 207. Este episódio dificulta a detecção de complexos QRS para muitos algoritmos. Muitos trabalhos apresentam elevada quantidade de falso negativo, da ordem de dezenas, e falso positivo, da ordem de centenas, no processamento nesta gravação.

Monebo apresenta Se de 99,45%, superior em apenas 0,04%, e +P de 99,45%, superior em apenas 0,04%, em relação ao SE com algoritmo FEBION. Porém, o documento enviado pelo fabricante não informa a quantidade de batimentos cardíacos processados para obter estes resultados.

10 CONCLUSÕES

As contribuições deste trabalho são:

- Descoberta de algumas anotações de batimentos cardíacos em posições diferentes da amplitude máxima dos complexos QRS no MIT-BIH *Arrhythmia Database*;
- Determinação das quantidades de batimentos cardíacos por cada tipo de anotação de batimento cardíaco de cada gravação do MIT-BIH *Arrhythmia Database*;
- Definição de uma metodologia de desenvolvimento de sistemas inteligentes para o pré-processamento de sinais de ECG.
- Desenvolvimento do algoritmo FEBION inédito, baseado em técnicas de inteligência artificial, para processamento digital de sinais de ECG para detecção dos complexos QRS.
- Desenvolvimento, implementação e testes de um sistema especialista baseado no algoritmo FEBION, SE-FEBION, para o pré-processamento digital de séries temporais de sinais de ECG.

O objetivo deste trabalho foi completamente atingido e superado com o desenvolvimento adicional do sistema SE-*Neuro-Fuzzy*.

O ECG é um procedimento não invasivo, informativo, reproduzível e de baixo custo. Por essa razão é a ferramenta mais importante e mais utilizada para o diagnóstico da função cardiovascular. (AZEVEDO, 1999, SANDHAM, 2007).

Os complexos QRS geralmente têm amplitudes maiores do que as amplitudes das demais ondas do ECG. Desta forma, muitos trabalhos científicos e produtos comerciais de aplicações reais utilizam algoritmos de detecção dos complexos QRS para obter referências no sinal de ECG a partir das quais as técnicas de análise e de classificação dos segmentos de ECG são aplicadas (KÖHLER *et al.*, 2002). Portanto, a detecção dos complexos QRS é a etapa mais importante no processamento de sinais de ECG porque a qualidade de todas as demais etapas de análise e de classificação dos sinais de ECG depende desta (CVIKL *et al*., 2007, LEE e WANG, 2008, YU e CHOU, 2008a, YU e CHOU, 2008b).

A tese de se utilizar o SE-FEBION com a seqüência de técnicas: transformada MOBD de ordem N = 2, integrador de janela móvel dinâmica de largura L = 8, e regras de produção para inferência do limiar adaptativo para a detecção de complexos QRS, comprovou-se bem sucedida através dos resultados dos testes com o MIT-BIH *Arrhythmia Database.*

O banco de dados utilizado para os testes de desempenho dos sistemas inteligentes desenvolvidos neste trabalho é o MIT-BIH *Arrhythmia Database*. Este banco de dados é de classe 1. Portanto é um banco de dados de referência completamente validado por cardiologistas e suportado pelo MIT-BIH (PHYSIOBANK, 2008). O MIT-BIH *Arrhythmia Database* é o banco de dados mais usado como referência para testes de desempenho de técnicas de processamento de sinais de ECG (KÖHLER *et al.*, 2002). O MIT-BIH *Arrhythmia Database* contém 48 gravações de duas derivações. Muitas destas gravações foram selecionadas, de um conjunto de 4.000 gravações, especificamente para

incluir uma amostra representativa de uma variedade de traçados e artefatos que um detector de arritmia encontra em uso rotineiro, assim como anomalias de condução e complexas arritmias: ventricular, supraventricular e de fusão com o objetivo de gerar dificuldades significativas para os processadores de sinais de ECG (PHYSIONET, 2008). Desta forma, o MIT-BIH *Arrhythmia Database* é um dos requisitos para validação ANSI e validação US FDA de dispositivos de ECG, inclusive detectores de complexos QRS (KÖHLER *et al.*, 2002). Estas validações são obrigatórias para que os dispositivos de ECG ambulatorial possam ser comercializados no mercado europeu e americano, respectivamente.

O SE-FEBION é capaz de processar ECGs de diferentes indivíduos, assim como diferentes traçados presentes no ECG de um indivíduo, de forma eficiente e com auto-adaptação dinâmica, sem qualquer intervenção do usuário para configuração, o que permite que seja utilizado para plataformas de computação pervasiva. Esta característica permite que esta tecnologia seja utilizada em aplicações para usuários que não tenham habilidade ou conhecimento para manipular e configurar os dispositivos, assim como por aquele que estejam incapacitados para estes procedimentos. Com o avanço e popularização da era da computação pervasiva, mais usuários possivelmente solicitarão e necessitarão de soluções para plataformas móveis para a qual esta tecnologia pode ser utilizada.

Com o aumento da expectativa de vida e as quedas das taxas de fecundidade e da mortalidade, a população terá um número cada vez maior de pessoas idosas, que naturalmente tem restrições para se deslocarem até os hospitais e postos de serviços de saúde e preferem ser atendidos em suas residências. Além disto, o custo de atendimento para cuidados em residências é

menor do que em centros coletivos (RAMMAL, 2008). Desta forma, possivelmente haverá uma tendência de mudança, onde os prestadores de serviços de saúde terão de se deslocar até os pacientes levando medicamentos e dispositivos para atendimento em residências. E com isto provavelmente será necessária uma maior quantidade de dispositivos médicos disponíveis, inclusive para atender às situações em que os dispositivos tenham que ficar com os pacientes em suas residências sem a presença contínua da equipe de assistência médica no local. Neste cenário, as aplicações pervasivas serão mais adequadas, pois ficarão em poder de usuários não especializados. A indústria possivelmente tenderá a produzir mais soluções para plataformas móveis porque permitem a mobilidade do dispositivo e do usuário, e os custos destes são, em geral, relativamente menores dos que os custos dos microcomputadores e dispositivos médicos atuais. Deste modo, a computação pervasiva contribui para a democratização dos serviços de saúde.

A complexidade computacional do SE-FEBION é menor do que a complexidade computacional do algoritmo apresentado por HAMILTON e TOMPKINS (1986) porque utiliza uma menor quantidade de etapas e um algoritmo mais simples. Este aspecto é relevante para plataformas de computação pervasiva móvel porque estas possuem recursos limitados em capacidade de processamento.

O desempenho do SE-FEBION é de Se igual a 99,41% e de +P igual a 99,41%. O SE-FEBION é mais eficiente do que as técnicas apresentadas nos estados da arte pesquisados, considerando-se que produz um menor atraso no processamento dos sinais de ECG e atinge este desempenho processando uma

maior quantidade de batimentos cardíacos sem exclusão de episódios. O SE-FEBION produz um atraso de aproximadamente 0,006 s a uma taxa de amostragem de 360 Hz. Enquanto que, na mesma taxa de amostragem de 360 Hz, o algoritmo de MOBD de ordem N = 4 apresentado por VON WAGNER *et al*. (2003), produz um atraso de aproximadamente 0,011 s, e o algoritmo de HAMILTON e TOMPKINS (1986) produz um atraso de aproximadamente 1,3 s. O SE-FEBION supera os demais trabalhos na quantidade de batimentos cardíacos processados sem exclusão de episódios. Processou-se neste trabalho 62.208.000 amostras e todos os 109.150 batimentos cardíacos encontrados nos 30 minutos iniciais das 48 gravações do MIT-BIH *Arrhythmia Database*, considerando-se todas as anotações de batimentos cardíacos especificados pelo Massachusetts Institute of Technology e pelo Beth Israel Deaconess Medical Center (MIT-BIH).

O SE-*Neuro-Fuzzy* produziu 128 regras de produção durante o treinamento, que representam um custo computacional adicional ao custo de computacional das regras de produção do SE-FEBION. O SE-FEBION produz um desempenho melhor, além de ser mais eficiente do que o SE-*Neuro-Fuzzy*. Desta forma, concluiu-se que o SE-FEBION é a melhor solução para plataformas de computação pervasiva móvel em relação ao SE-*Neuro-Fuzzy*.

As sugestões para trabalhos futuros são adquirir outros bancos de dados de sinais de ECG de referência como, por exemplo, The American Heart Association ECG *Arrhythmia Database* (AHA) e *Common Standards for Electrocardiography* (CSE) *Database* para testes de desempenho.

Verificou-se que os compiladores C/C++ para microprocessadores ARM são em geral fabricados para suportar uma ampla gama de microprocessadores

ARM, inclusive de diferentes fabricantes. No entanto, um projeto precisa ser customizado para cada particularidade de um microprocessador ARM. Verificou-se que a maioria das plataformas móveis é comercializada com sistemas operacionais que suportam a Plataforma Java ME (Micro Edition). Concluiu-se, desta forma, que uma alternativa mais interessante seja, no futuro, implementar o SE-FEBION para a plataforma Java ME.

A Organização Mundial da Saúde estima que as mortes, por doenças cardiovasculares, crescerão mundialmente para 23,4 milhões em 2030 e prevê que a doença cardíaca continuará sendo a principal causa de mortes no mundo até 2030. A Organização Mundial da Saúde apresenta que este problema requer uma abordagem conjunta da iniciativa pública e privada. Este trabalho é uma contribuição para a busca e o desenvolvimento de soluções para este problema.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, P. E. M., EVSUKOFF, A. G., 2005, "Sistemas Fuzzy", In: REZENDE, O. S. (ed), *Sistemas Inteligentes: fundamentos e aplicações*, 1ª edição, capítulo 7, Rio de Janeiro, Manole Ltda.

ARM Disponível em:

http://www.arm.com Acesso em 26 set. 2008

AZEVEDO, D. F., 1999, *Iniciação à Eletrocardiografia*, Porto Alegre, Artmed.

BERNE, R. M., LEVY, M. N., KOEPPEN, B. M., STANTON, B. A., 2004, *Fisiologia*, 5ª. edição, Rio de Janeiro, Elsevier.

BIONDI NETO, L., FUKUDA, F. H., CHIGANER, L. et al., "M. E. Determinação da Eficiência Relativa de Unidades Tomadoras de Decisão: Uma Abordagem Neural", In: *XXXII SBPO - Simpósio Brasileiro de Pesquisa Operacional*, Viçosa, Minas Gerais, Brasil, Anais do XXXII SBPO - Simpósio Brasileiro de Pesquisa Operacional. , 2000.

BHASKER, J., 1999, *A Verilog HDL Primer, second edition; Star Galaxy Publishing*; 1999.

BOBBIE, P. O., HEMA, C., ARIF, C., 2004, "Real Time Analysis and Diagnosis of Tachycardia Condition from Electrocardiogram (EKG) Data", In: *WSEAS - ICOSSE 2004*, Rio de Janeiro, Brazil, October 12 - 15, 2004.

CEYLAN, R., ÖZBAY, Y., KARLIK, B., 2007, "Comparison of FCM, PCA and WT techniques for classification ECG arrhythmias using artificial neural network", In: *Expert Systems with Applications*, v. 33, p. 286-295.

CEYLAN, R., ÖZBAY, Y., KARLIK, B., 2008, "A novel approach for classification of ECG arrhythmias: Type-2 fuzzy clustering neural network", In: *Expert Systems with Applications*, article in press.

CVIKL, M., JAGER, F., ZEMVA, A., 2007, "Hardware Implementation of a Modified Delay-Coordinate Mapping-Based QRS Complex Detection Algorithm", *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, v. 2007, article ID 57286, 13 pages, 2007.

DAGTAS, S., PEKHTERYEV, G. SAHINOGLU, Z., ÇAM, H., CHALLA, N., 2008, "Real-Time and Secure Wireless Health Monitoring", In: *International Journal of Telemedicine and Applications*, v. 2008, article ID 135808, 10 pages.

DARRINGTON, J., 2006, "Towards real time QRS detection: A fast method using minimal pre-processing", In: *Biomedical Signal Processing and Control*, v. 1, issue 2, p. 169-176, April 2006.

DUBIN, D. B., LINDNER, U. K., 1999, *Interpretação Fácil do ECG: Método Autodidata de Interpretação do Eletrocardiograma*, 6ª. edição, Rio de Janeiro, Brasil, Revinter.

EVSUKOFF, A. G., ALMEIDA, P. E. M., 2005, "Sistemas Neuro Fuzzy", In: REZENDE, O. S. (ed), *Sistemas Inteligentes: fundamentos e aplicações*, 1ª edição, capítulo 8, Rio de Janeiro, Manole Ltda.

FUKUDA, F. H., PASSOS, E. P. L., BIONDI NETO, L. *et al.*, 2000, "WEB Text Mining using a Hybrid Intelligent System based on KDT, Expert System and Neural Network", In: *DATA MINING 2000 - Second International Conference on Data Mining*, Cambridge University, UK., DATA MINING II. Southampton, Inglaterra: WIT Press, p.363 – 372, 2000.

FUKUDA, F. H., PASSOS, E. P. L., BIONDI NETO, L. et al., 2000, "WEB Text Mining using a Hybrid System", In: *SBRN 2000 - VIth Brazilian Symposium on Neural Network*, Rio de Janeiro; Proceedings VIth Brazilian Symposium on Neural Network. Los Alamitos, CA, USA; IEEE Computer Society; 2000, v. I, p. 131 – 136, 2000.

FUKUDA, F. H., 2000, *Sistemas Inteligentes para Textos da WEB*, Dissertação de M.Sc.; Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; PUC-RJ, Rio de Janeiro, Brasil.

GARTNER. Disponível em:

http://www.gartner.com Acesso em 10 out 2008

GÜLER, I., ÜBEYLI, E. D., 2004, "Application of adaptive neuro-fuzzy inference system for detection of electrocardiographic changes in patients with partial epilepsy using feature extraction", In: *Expert Systems with Applications*, v. 27, p. 323-330.

GÜLER, I., ÜBEYLI, E. D., 2005, "Feature saliency using signal-to-noise ratios in automated diagnostic systems developed for ECG beats", In: *Expert Systems with Applications*, v. 28, p. 295-304.

HAMILTON, P. S., TOMPKINS, W. J., 1986, "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules Using the MIT/BIT Arrhythmia Database", In: *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, v. BME-33, n. 12, Dec. 1986.

IBGE. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatítica. Disponível em:

http://www.ibge.org.br Acesso em 10 out 2008

IDB. Disponível em:

http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?idb2007/c08.def. Acesso em 06 set. 2008.

IPEA. Disponível em:

http://www.ipea.org.br Acesso em 26 set. 2008.

JANG, J.-S. R., 1997, *Neuro-fuzzy and soft computing: a computational approach to learning and machine intelligence*, Prentice Hall, NJ, USA.

KAHRAMANLI, H., ALLAHVERDI, N., 2008, "Rule extraction from adaptive neural networks using artificial immune systems", In: *Expert Systems with Applications*, article in press.

KÖHLER, B., HENNING, C., ORGLMEISTER, R., 2002, "The Principles of Software QRS Detection: Reviewing and Comparing Algotithms for Detecting this Important ECG Waveform", in: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, p. 42-57, Jan.-Fev. 2002.

KUNZMANN, U., VON WAGNER, G., SCHÖCHLIN, J., BOLZ, A., "Parameter extraction of the ECG-signal in real-time.", Biomedizinische Technik, v. 47, p. 875-878, 2002.

LEE, C.-S., WANG, M.-H., 2008, "Ontological fuzzy agent for electrocardiogram application", In: *Expert Systems with Applications*, v. 35, p. 1223-1236.

LETTNIN, D., V., 2004, *Proposta de um Núcleo de IP para Classificação de Sinais Cardíacos Baseado em Técnicas de Redes Neurais e de Tolerância a Falhas*, Dissertação de Mestrado; Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; Faculdade de Engenharia; Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, 2004.

LIN, C.-H., DU, Y.-C., CHEN, T., 2008, "Adaptive wavelet network for multiple cardiac arrhythmias recognition", In: *Expert Systems with Applications*, v. 34, p. 2601-2611.

MEHTA, S. S., LINGAYAT, N. S., 2008, "Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram", In: *Expert Systems with Applications*, article in press.

MONEBO Disponível em:

http://www.monebo.com Acesso em 10 out 2008

NOBELPRIZE. Disponível em:

http://nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1924/einthoven-bio.html

Acesso em 09 mar. 2008.

OH, S., 2004, *A New Quality Measure in Electrocardiogram Signal*, M.Sc. Dissertation, University of Florida, USA.

OMS, Organização Mundial da Saúde. Disponível em:

http://www.who.int Acesso em: 06 set. 2008

PAN, J., TOMPKINS, W. J., 1985, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985:32, p. 230-236, 1985.

PHYSIOBANK. Disponível em:

http://www.physionet.org/physiobank/class1.shtml Acesso em 06 set. 2008.

PHYSIONET. Disponível em:

http://www.physionet.org Acesso em 06 set. 2008.

PORTAL DA SAÚDE DO MINISTÉRIO DA SAÚDE DO BRASIL. Disponível em:

http://portal.saude.gov.br/portal/aplicacoes/noticias/noticias_detalhe.cfm?co_seq_noticia=24733 . Acesso em 06 set. 2008.

RAHAL, Y., PIGOT, H., MABILLEAU, P., 2008, "Location Estimation in a Smart Home: System Implementation and Evaluation Using Experimental Data", In: *International Journal of Telemedicine and Applications*, v. 2008, article ID 142803, 9 pages, Hindawi Publishing Corporation.

RAMOS, P. G., BIONDI NETO, L., FUKUDA, F. H., et al., 2002, "Determinação de Valores Ausentes para Apreçamento de Ação Negociada em Bolsa de Valores: Uma Abordagem Neural", In; *10º. Congresso da APDIO*, Guimarães, Portugal, IO 2002, 2002.

RAMMAL, A., TROUILHET, S., SINGER, N., *et al*., 2008, "An Adaptative System for Home Monitoring Using a Multiagent Classification of Patterns", In: *International Journal of Telemedicine and Apllications*, v. 2008, article ID 136054, 8 pages, 2008.

REUTERS. Disponível em:

http://www.reuters.com Acesso em 10 out 2008

SANDHAM, W., HAMILTON, D. LAGUNA, P., COHEN, M., 2007, "Advances in Electrocardiogram Signal Processing and Analysis", In: *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, v. 2007, article ID 69169, 5 pages, 2007.

SCB 2008, Sociedade Brasileira de Cardiologia. Disponível em:

http://publicacoes.cardiol.br/caminhos/015/default.asp Acesso em 02 fev. 2008

SUPPAPPOLA, S., SUN, Y., "A Comparison Of Three QRS Detection Algorithms Using The ABA ECG Database", In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v.13, p.586-587, 1991.

SUKANESH, R., HARIKUMAR, R., 2007, "Pattern Recognition and Classification for Medical Diagnosis from Bio-Signals – A Review", In: *IE(I) Journal*, v. 89, p. 24-32, May 2008.

VON WAGNER, G., STORK, W., MÜLLER-GLASER K., 2003, "Model-Based Evaluation of Different QRS Detection Algorithms for Use in Mobile Systems", In: *Gemeinsame Jahrestagung der Österreichischen, Deutschen und Schweizerischen Gesellschaft für Biomedizinische Technik*, St. Virgil, Salzburg, Österreich, p. 24.-27, September 2003.

TIRTOM, H., ENGIN, M., ENGIN, E. Z., 2008, "Enhancement of time-frequency properties of ECG for detecting micropotentials by wavelet transform based method", In: *Expert Systems with Applications*, v. 34, p. 746-753.

TURBAN, E., ARONSON, J.E., 2005, *Decision Support Systems and Intelligent Systems*, 7ª edição, New Jersey, Prentice-Hall.

ÜBEYLI, E. D., 2008, "Features for analysis of electrocardiographic changes in partial epileptic patients", In: *Expert Systems with Applications*, article in press.

YU, S.-N., CHOU, K.-T., 2007, "A switchable scheme for ECG beat classification based on independent component analysis", In: *Expert Systems with Applications*, v. 33, p. 824-829.

YU, S.-N., CHOU, K.-T., 2008, "Integration of independent component analysis and neural networks for ECG beat classification", In: *Expert Systems with Applications*, v. 34, p. 2841-2846.

YU, S.-N., CHOU, K.-T., 2008, "Selection of significant independent components for ECG beat classification", In: *Expert Systems with Applications*, article in press.