

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE ELETRÔNICA/INFORMÁTICA
CURSO SUPERIOR DE ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO

GEORGEA DANIELEWICZ
GEOVANE VINICIUS FERREIRA

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DE COMPLEXO QRS EM SINAIS DE
ELETROCARDIOGRAFIA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2013

**GEORGEA DANIELEWICZ
GEOVANE VINICIUS FERREIRA**

**SISTEMA PARA DETECÇÃO DE COMPLEXO QRS EM SINAIS DE
ELETROCARDIOGRAFIA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento Acadêmico de Eletrônica/Informática como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro no Curso Superior de Engenharia de Computação da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Professor Doutor Miguel Antonio
Sovierzoski

CURITIBA

2013

AGRADECIMENTOS

Nossos sinceros agradecimentos ao Professor Miguel Antonio Sovierzoski, por ter orientado este trabalho com grande dedicação, estando sempre presente.

Agradecemos de coração a todos os nossos familiares, pois sem eles esta realização jamais teria sido possível. E também a nossos amigos e colegas, pelos incentivos e pelo apoio.

”The human heart is not unchanging (nay, changes almost out of recognition in the twinkling of an eye) ...” – C.S. Lewis

”O coração humano não é imutável (ou melhor, muda quase que irreconhecivelmente no piscar de um olho) ...” – C.S. Lewis

RESUMO

DANIELEWICZ, Georgea
e FERREIRA, Geovane Vinícius. Sistema para Detecção de Complexo QRS em Sinais de Eletrocardiografia. 41 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso Superior de Engenharia de Computação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

Segundo

Palavras-chave: análise de sinal, reconhecimento de padrões, eletrocardiografia, complexo QRS

ABSTRACT

DANIELEWICZ, Georgea
e FERREIRA, Geovane Vinícius. System for QRS Complex Detection in Electrocardiographi-
cal Signals . 41 f. Trabalho de Conclusão de Curso – Curso Superior de Engenharia de
Computação, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

Abstract text (maximum of 500 words).

Keywords: *signal analysis, pattern classification, electrocardiography, QRS-complex*

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – ANATOMIA DE UM CORAÇÃO	13
FIGURA 2 – FIBRAS MUSCULARES CARDÍACAS	14
FIGURA 3 – DERIVAÇÕES CARDÍACAS	17
FIGURA 4 – ONDAS, SEGMENTOS E INTERVALOS DOS SINAIS DE ECG	19
FIGURA 5 – EXEMPLO DE SINAL E PADRÃO DE CLASSIFICAÇÃO	20
FIGURA 6 – GRÁFICOS DE SENSIBILIDADE E ESPECIFICIDADE	21
FIGURA 7 – CURVA ROC	22
FIGURA 8 – EXEMPLO DE APLICAÇÃO DA FUNÇÃO CORRELAÇÃO	24
FIGURA 9 – FUNCIONAMENTO DO CÉREBRO HUMANO	24
FIGURA 10 – ESTRUTURA DE UMA REDE NEURAL ARTIFICIAL	25
FIGURA 11 – MULTILAYER PERCEPTRON	25
FIGURA 12 – PARTE DA GRAVAÇÃO 105 DA BASE DE ECG	28
FIGURA 13 – PHYSIOBANK ATM	29
FIGURA 14 – FLUXOGRAMA	30
FIGURA 15 – FLUXOGRAMA DA CORRELAÇÃO	31
FIGURA 16 – GRÁFICO DA QUANTIDADE DE HORAS TRABALHADAS	39

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– TABELA DE CONTINGÊNCIA 2X2	19
TABELA 2	– TABELA DE RESULTADOS OBTIDOS COM RAW ECG	34
TABELA 3	– TABELA DE RESULTADOS UTILIZANDO CORRELAÇÃO	35
TABELA 4	– TABELA COMPARATIVA DE MÉTODOS	36

LISTA DE SIGLAS

ECG	Eletrocardiografia
DER	Detection Error Rate
ROC	Receiving Operating Characteristic
DER	Detection Error Rate
GPS	Global Positioning System
UML	Unified Modeling Language
CONEP	Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
MIT	Massachusetts Institute of Technology
EDF	European data format

LISTA DE SÍMBOLOS

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA	11
1.2	OBJETIVOS	11
1.3	ESTRUTURA DO TRABALHO	11
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
2.1	FISIOLOGIA DO CORAÇÃO	12
2.2	FORMAÇÃO DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAFIA	14
2.3	EXAME DE ELETROCARDIOGRAFIA	15
2.4	SISTEMA DE DERIVAÇÕES	16
2.5	ONDAS, SEGMENTOS E INTERVALOS DOS SINAIS DE ECG	18
2.6	AVALIAÇÃO DE SISTEMAS CLASSIFICADORES	19
2.6.1	Tabela de Contingência	19
2.6.2	Sensibilidade e Especificidade	20
2.6.3	Curva ROC	22
2.6.4	Outros Índices Estatísticos	23
2.7	FUNÇÃO CORRELAÇÃO	23
2.8	REDES NEURAIS ARTIFICIAIS	24
2.8.1	Aprendizado	25
2.8.2	MultiLayer Perceptron	25
2.8.3	Validação Cruzada	26
2.9	CONSIDERAÇÕES	26
3	DESENVOLVIMENTO	27
3.1	BASE DE DADOS	27
3.2	EUROPEAN DATA FORMAT	28
3.3	DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE	29
3.4	MÓDULOS DO SISTEMA	29
3.4.1	Visualização do sinal	32
3.4.2	Marcação de eventos	32
3.4.3	Extração de Características	32
3.4.4	Reconhecimento de padrões	32
3.4.5	Avaliação de Resultados	32
3.5	MODELAGEM UML	32
3.5.1	Bibliotecas	32
3.6	METODOLOGIA DE TESTES	32
3.7	CONSIDERAÇÕES	33
4	RESULTADOS OBTIDOS	34
4.1	TESTES COM RAW ECG	34
4.2	TESTES COM ECG COM CORRELAÇÃO	34
4.3	COMPARATIVO DOS RESULTADOS	35
4.4	CONSIDERAÇÕES	35
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	37

6	GESTÃO DO PROJETO	38
6.1	RECURSOS DE HARDWARE	38
6.2	RECURSOS DE SOFTWARE	38
6.3	QUANTIDADE DE HORAS TRABALHADAS	39
	REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

O presente documento (introdução normal, 2 parágrafos chega)

1.1 MOTIVAÇÃO E JUSTIFICATIVA

Como nasceu a necessidade deste projeto. Referencias do Aratã

1.2 OBJETIVOS

O objetivo geral deste projeto é desenvolver um sistema para visualização e reconhecimento de padrões em sinais biomédicos de eletrocardiografia (ECG). Para melhor definição do escopo, separamos nos seguintes objetivos específicos:

- Desenvolvimento de um ambiente para visualizar sinais;
- Marcações e salvar.
- Reconhecimento de padrões, a partir da extração de características da marcação.

1.3 ESTRUTURA DO TRABALHO

Este documento é composto pelos seguintes capítulos... (explicar os capítulos)

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

O capítulo de Fundamentação Teórica tem como objetivo apresentar os conceitos envolvidos no desenvolvimento do projeto. Inicialmente, serão abordados temas relativos ao coração humano e à geração do sinal de ECG, englobando as seções Fisiologia do Coração 2.1, Formação do Sinal de Eletrocardiografia 2.2, Exame de Eletrocardiografia 2.3, Sistema de Derivações 2.4 e Ondas, Segmentos e Intervalos dos Sinais de ECG 2.5. Em seguida, a seção Avaliação de Sistemas Classificadores 2.6 trata assuntos relativos à análise dos resultados do sistema. As seções Função Correlação 2.7 e Redes Neurais Artificiais 2.8 abordam a operação da correlação e redes neurais, respectivamente. O capítulo é finalizado com a seção de Considerações 2.9.

2.1 FISILOGIA DO CORAÇÃO

O coração humano possui paredes compostas por músculos cardíacos estriados, chamadas de miocárdio, formando quatro compartimentos: o átrio direito, o átrio esquerdo, o ventrículo direito e o ventrículo esquerdo. A figura 1 mostra o coração com indicações dos respectivos átrios e ventrículos (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).

O coração possui ainda quatro válvulas. Entre o átrio direito e o ventrículo direito se encontra a válvula tricúspide, e entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo fica a válvula mitral. A válvula pulmonar fica entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar, enquanto a válvula aorta está no trato de saída do ventrículo esquerdo, e controla o fluxo para a aorta (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).

Para retornar da circulação sistêmica, o sangue chega ao átrio direito e dele segue pela válvula tricúspide para o ventrículo direito. Então é ejetado do ventrículo direito para os pulmões, pela válvula pulmonar. Dos pulmões, o sangue oxigenado retorna para o átrio esquerdo, e passa pela válvula mitral até o ventrículo esquerdo. Finalmente, é bombeado pela válvula aorta para a aorta e para a circulação sistêmica (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).

A fibra muscular do coração é orientada em espiral. O fato das células musculares cardíacas

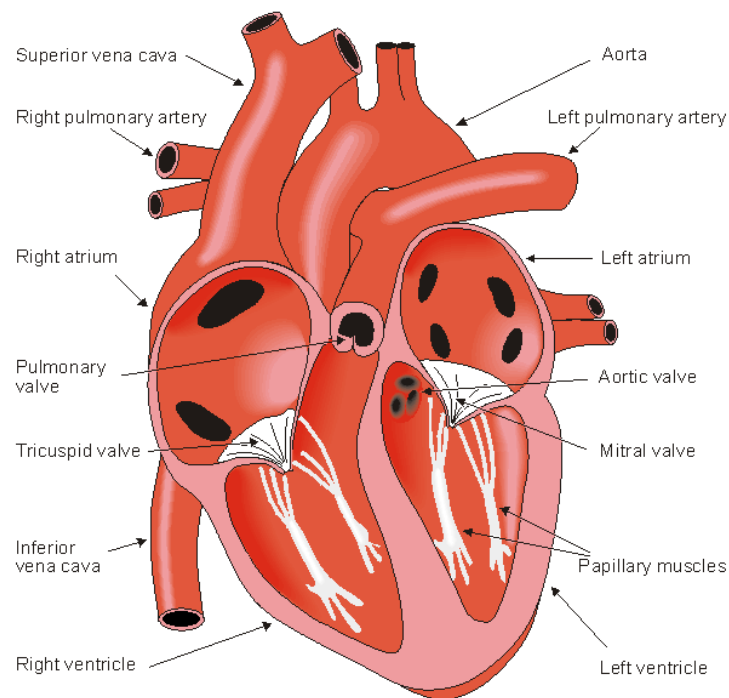


Figura 1: Anatomia de um coração.

Fonte: (MALMIVUO; PLONSEY, 1995)

permanecerem tangencialmente e radialmente, como mostra a figura 2, e a resistência do músculo ser mais baixa em direção as fibras é importante na área da eletrocardiografia, pois a atividade elétrica pode se propagar de uma célula para outra em qualquer direção. Como resultado disso, as formas de onda de ativação são bastante complexas (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).



Figura 2: Fibras musculares cardíacas

Fonte: (MALMIVUO; PLONSEY, 1995)

2.2 FORMAÇÃO DO SINAL DE ELETROCARDIOGRAFIA

O músculo cardíaco, miocárdio, é composto por células geradoras de potencial elétricas denominadas cardiomiócitos. Em repouso, estas células especializadas em atividade elétrica permanecem polarizadas em sua membrana com um potencial elétrico de aproximadamente -90 mV. No entanto, qualquer excitação por estímulo externo pode rapidamente reverter o potencial elétrico das células miocárdiais, a este processo é dado o nome de despolarização (GACEK; PREDYCZ, 2011).

A despolarização geralmente é ocasionada pelo aumento da permeabilidade da membrana ao sódio, permitindo assim que íons positivamente carregados de sódio entrem na célula. Algumas células cardíacas podem ser carregadas com íons de cálcio no lugar de íons de sódio (GACEK; PREDYCZ, 2011).

A variação negativa do potencial elétrico é chamada de fase de repolarização. Ocorre devido ao movimento de íons de potássio para fora da célula, considerando que após a despolarização, o músculo retorna a seu estado elétrico original. Durante a repolarização, o músculo cardíaco é

incapaz de ser estimulado, o que o protege de alguma eventual estimulação prematura (GACEK; PREDYCZ, 2011), evitando danos ao sistema cardíaco.

Estas mudanças no potencial elétrico durante os processos de despolarização e repolarização das fibras do miocárdio são registradas com a colocação de eletrodos posicionados na superfície do peito e nas derivações dos membros, e constituem os sinais de Eletroencefalografia (ECG). A forma de onda do ECG pode ser impressa em papel ou mostrada na tela do computador (GACEK; PREDYCZ, 2011).

2.3 EXAME DE ELETROCARDIOGRAFIA

Dentre as vantagens dos exames de ECG, podem ser citadas seu baixo custo, facilidade de implementação, o fato de ser um procedimento não invasivo e a obtenção imediata dos resultados (GACEK; PREDYCZ, 2011).

Os exames de ECG podem auxiliar em diagnósticos cardiológicos tais como (MALMI-VUO; PLONSEY, 1995):

1. Eixo elétrico do coração
2. Monitoramento de frequência cardíaca
3. Arritmias
 - (a) Arritmias supraventriculares
 - (b) Arritmias ventriculares
4. Desordens na sequência de ativação
 - (a) Defeitos na condução atrioventricular
 - (b) Bloqueio atrioventricular de primeiro grau
 - (c) Síndrome de Wolff-Parkinson-White
5. Aumento da espessura das paredes ou do tamanho dos átrios e ventrículos
 - (a) Hipertrofia atrial
 - (b) Hipertrofia ventricular
6. Isquemia e infarto do miocárdio
 - (a) Isquemia

- (b) Infarto
- 7. Efeito de drogas
- 8. Desequilíbrio eletrolítico
 - (a) Potássio
 - (b) Cálcio
- 9. Cardite
 - (a) Pericardite
 - (b) Miocardite
- 10. Monitoramento de marca-passo

Os possíveis artefatos em sinais biomédicos são os instrumentais, como os de eletrodo e fisiológicos ou biológicos, que incluem os movimentos musculares, respiratórios entre outros (ANGHINAH et al.,).

2.4 SISTEMA DE DERIVAÇÕES

O sistema de configuração mais comum em exames ambulatoriais de ECG é o sistema 12 derivações, que consiste nas seguintes derivações (MALMIVUO; PLONSEY, 1995):

- Derivações dos membros (*Limb leads*): I, II, III
- Derivações aumentadas ou de Goldberger (*Goldberger Augmented Leads*): aV_R , aV_L
- Derivações Precordiais (*Precordial leads*): V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 e V_6

As seis primeiras derivações, I, II, III, aV_R , aV_L e aV_F são derivadas dos mesmos três pontos de medição. Por isso, qualquer par dentre este grupo fornece a mesma informações que os quatro restantes (MALMIVUO; PLONSEY, 1995). A localização das derivações é ilustrada na figura 3.

Mais de 90% da atividade elétrica cardíaca pode ser explicada com a medição de três componentes independentes. A princípio, duas das derivações límbicas I II III devem ser suficiente para descrever completamente o vetor elétrico cardíaco. A principal razão para que sejam gravadas as 12 derivações é porque enriquece o reconhecimento dos padrões. Esta combinação de

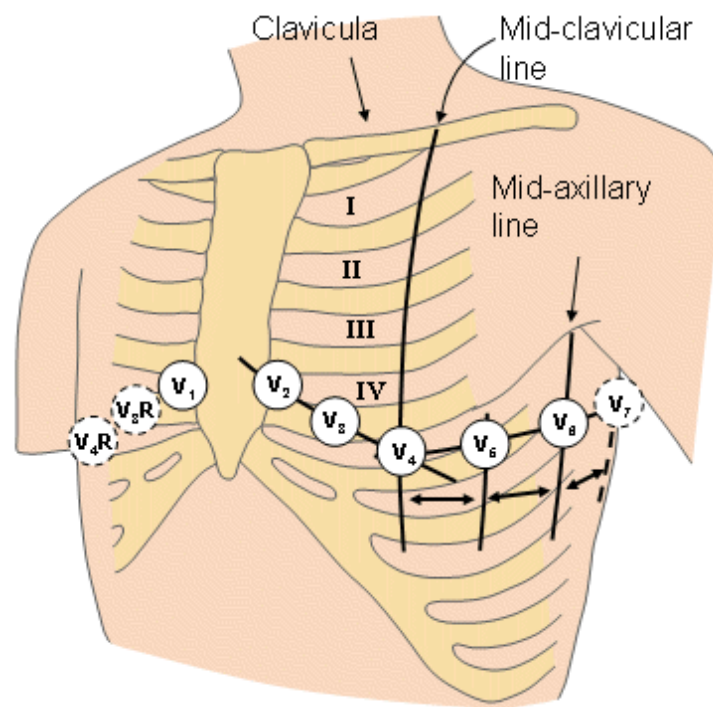


Figura 3: Derivações cardíacas

Fonte: (MALMIVUO; PLONSEY, 1995)

derivações fornece ao medico a oportunidade de observar diversas projeções do vetor elétrico cardíaco, que consiste em um modo de visualizar o gerador de potencial elétrico do coração como um dipolo elétrico (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).

2.5 ONDAS, SEGMENTOS E INTERVALOS DOS SINAIS DE ECG

Além das ondas, os elementos existentes na forma de onda do ECG são (GACEK; PREDYCZ, 2011):

- Linha isoeétrica: a linha horizontal quando não há atividade elétrica no ECG;
- Segmentos: a duração da linha isoeétrica entre as ondas;
- Intervalos: o tempo entre dois segmentos de ondas adjacentes

A onda P é a primeira deflexão do ECG e resulta da despolarização dos átrios, que ocorre durante a despolarização ventricular. É positiva na maioria das derivações, mesmo sendo pouco evidente. Sua amplitude não excede 0,15 mV e 0,25 mV nas derivações precordiais, e dura no máximo 0,12 segundos (GACEK; PREDYCZ, 2011).

A onda T, por sua vez, representa a repolarização ventricular, a restauração do repouso no potencial da membrana. As ondas T se diferenciam das ondas P, por seguirem o complexo QRS após cerca de 0,2 segundos. Após a onda T, ocorre a onda U, com a mesma polaridade da onda T que a precede. Ondas U invertidas podem aparecer na presença de hipertrofia do ventrículo esquerdo ou isquemia (GACEK; PREDYCZ, 2011).

O segmento PQ expressa tempo decorrido entre a despolarização atrial e o começo da despolarização ventricular, durando entre 0,12 e 0,2 segundos. O intervalo ventricular ST-T coincide com a repolarização do músculo ventricular. O intervalo QT corresponde à duração do potencial de ação ventricular e da repolarização. O intervalo TP é o período em que os átrios e ventrículos estão na diástole. O intervalo RR corresponde um ciclo cardíaco e é utilizado para o cálculo da frequência cardíaca (GACEK; PREDYCZ, 2011).

A identificação do complexo QRS não apresenta grandes dificuldades, uma vez que possui forma de onda característica e amplitude dominante. Esta amplitude mede cerca de 1 mV em um coração normal, mas pode ser muito maior em uma hipertrofia ventricular. O complexo QRS é o maior grupo de ondas no ECG e corresponde à despolarização ventricular. A primeira deflexão negativa é a onda Q. Seguida de uma deflexão positiva, a onda R, sendo finalizada com uma última deflexão negativa denominada de onda S, completando um complexo QRS (GACEK; PREDYCZ, 2011).

A duração normal do QRS fica entre 0,08 e 0,09 segundos. Durações maiores são geralmente devidas à despolarização assíncrona dos dois ventrículos. Isto ocorre em casos de

bloqueio atrioventricular de primeiro grau, síndromes de pré-excitação ou contração ventricular prematura. Nestas situações, um ventrículo é despolarizado mais cedo que o outro, fazendo com que o complexo QRS apresente uma onda R seguida de outra onda R. Estas ondas correspondem à despolarização dos dois ventrículos (GACEK; PREDYCZ, 2011). A figura 4 mostra as formas de onda características de um ciclo cardíaco.

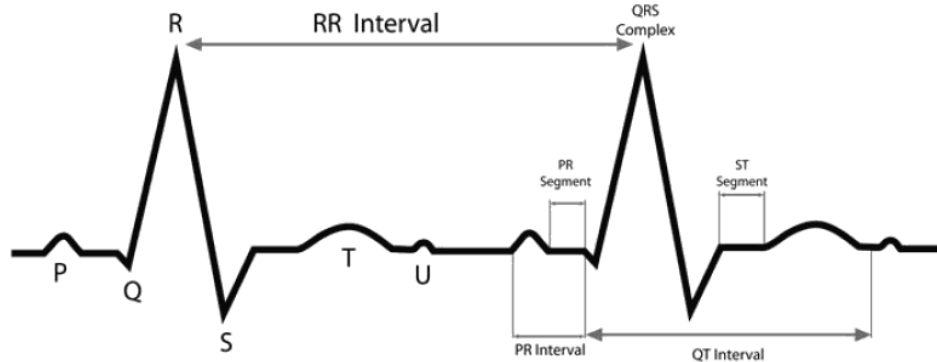


Figura 4: Ondas, segmentos e intervalos dos sinais de eletrocardiografia

Fonte: (GACEK; PREDYCZ, 2011)

2.6 AVALIAÇÃO DE SISTEMAS CLASSIFICADORES

Nesta seção vamos nos concentrar em formas de avaliar o desempenho de sistemas classificadores.

2.6.1 Tabela de Contingência

A tabela de contingência, também chamada de tabela de confusão, é descrita como uma ferramenta capaz de representar, dentro de uma população, os indivíduos doentes, indivíduos saudáveis, indivíduos com teste positivo e indivíduos com teste negativo (MASSAD; ORTEGA; SILVEIRA,), como mostrado na tabela 1.

Tabela 1: Tabela de Contingência 2x2

		indivíduos		
		doentes	sadios	
indicação do exame	positivo	VP	FP	total de positivos
	negativo	FN	VN	total de negativos
		total de doentes	total de sadios	total

Fonte: modificado de (SOVIERZOSKI, 2009)

A partir da tabela de contingência, podem ser observados os seguintes índices:

- Verdadeiro positivo (VP): doente com resultado positivo;
- Falso positivo (FP): sadio com resultado positivo;
- Falso negativo (FN): doente com resultado negativo;
- Verdadeiro negativo (VN): sadio com resultado negativo.

Como este projeto pretende obter a identificação do complexo QRS em exames de ECG, a etapa de testes trata como verdadeiro positivo o complexo QRS indicado como positivo, falso positivo como padrão diferente do complexo QRS indicado como positivo, falso negativo como um complexo QRS não identificado e verdadeiro negativo como um padrão diferente do complexo QRS não identificado pelo sistema (SARAIVA, 2012). A lógica desta avaliação é expressa pela figura 5.

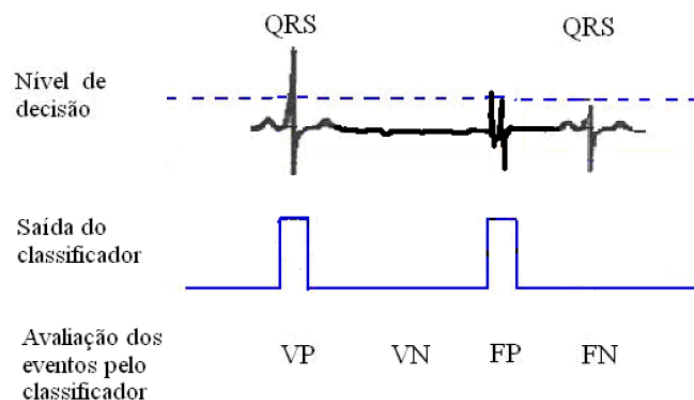


Figura 5: Exemplo de sinal e padrão de classificação considerando o nível de decisão

Fonte: (SARAIVA, 2012)

Os índices da tabela de contingência são utilizados para o cálculo de outros índices, tais como sensibilidade, especificidade, eficiência e o índice DER.

2.6.2 Sensibilidade e Especificidade

A sensibilidade pode ser descrita como a medida da capacidade de um sistema em identificar indivíduos com exame positivo entre os indivíduos verdadeiramente doentes, levando em conta outros indivíduos doentes com exames negativos, como evidencia a equação (1). Logo, quanto maior a sensibilidade de um sistema, menor o número de falsos negativos (MASSAD; ORTEGA; SILVEIRA,).

$$sensibilidade = \frac{VP}{VP + FN} \quad (1)$$

Especificidade mede a capacidade do sistema em identificar os indivíduos negativos entre os verdadeiramente não doentes, representada pela equação (2). Assim, quanto menor o número de falsos positivos identificados pelo sistema, maior será sua especificidade (MASSAD; ORTEGA; SILVEIRA,).

$$especificidade = \frac{VN}{VN + FP} \quad (2)$$

A sensibilidade e especificidade costumam retornar diferentes valores de acordo com a variação em algum atributo do sistema (SOVIERZOSKI, 2009). A figura 6 mostra o comportamento dos índices de sensibilidade e especificidade em função do limiar de decisão da rede neural, ferramenta utilizada no reconhecimento de padrões a ser discutida na seção X.

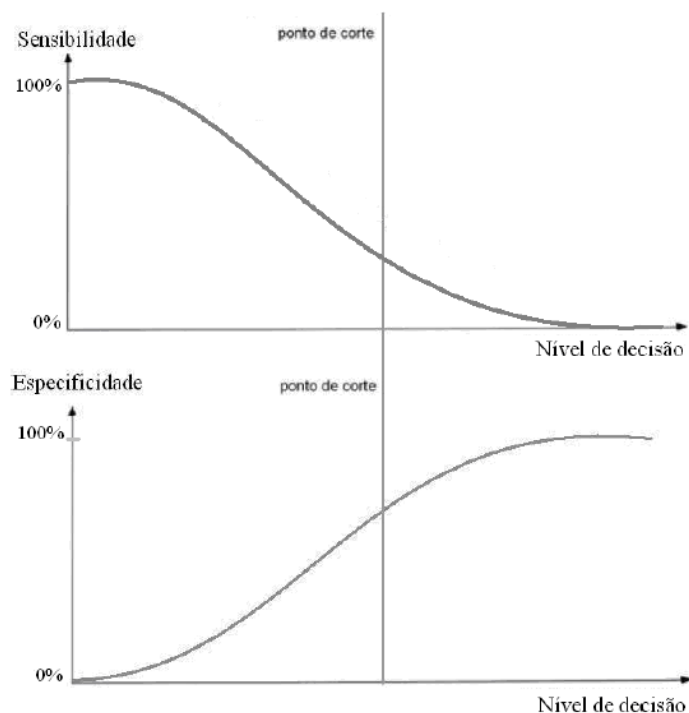


Figura 6: Gráficos de Sensibilidade e Especificidade em função do nível de decisão

Fonte: (SARAIVA, 2012)

2.6.3 Curva ROC

A Curva ROC é útil para visualização da performance de classificadores. Seu uso vem crescendo em pesquisas nas áreas de *machine learning* e *data mining* (FAWCETT, 2006).

Os valores de sensibilidade e especificidade são organizados em pares ordenados, e dispostos no primeiro quadrante de um plano cartesiano. Com algum método de interpolação, são interligados desde a origem (sensibilidade = 0 e especificidade = 1), até o extremo oposto do gráfico (sensibilidade = 1 e especificidade = 0), dando origem a curva ROC (MASSAD; ORTEGA; SILVEIRA,), conforme ilustra a figura 7.

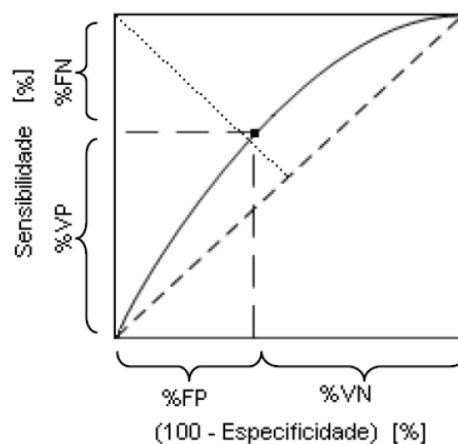


Figura 7: Curva ROC

Fonte: (SOVIERZOSKI, 2009)

Cada ponto da curva ROC equivale a um valor diferente do limiar de decisão da rede neural, dessa forma, construindo a relação entre sensibilidade e especificidade (SOVIERZOSKI, 2009).

No eixo das ordenadas da curva ROC pode ser observada a fração dos verdadeiros positivos (sensibilidade). E no eixo das abcissas, a fração dos falsos positivos, correspondente ao complemento da especificidade (1 - especificidade) (MASSAD; ORTEGA; SILVEIRA,).

A linha tracejada representa um sistema classificador incapaz de discriminar, em outras palavras, um sistema que apresenta o mesmo percentual de verdadeiros positivos e de falsos positivos. Quanto mais afastada da linha tracejada estiver a curva ROC (de modo semelhante à figura 7), melhor é o desempenho do sistema. O classificador ideal possui sensibilidade = 1 e especificidade = 1 (BROWN; DAVIS, 2006).

2.6.4 Outros Índices Estatísticos

Além de inúmeros outros métodos para medição do desempenho de sistemas classificados, existem o índice DER e eficiência.

O índice DER, dado na equação (3) (ZHANG; LIAN, 2007), relaciona o número de erros do sistema, soma dos falsos positivos e falsos negativos, com o número total de eventos do sistema.

$$DER = \frac{FP + FN}{\text{Total de eventos QRS}} \quad (3)$$

Eficiência ou *accuracy* corresponde a capacidade de um sistema em identificar os verdadeiros doentes e sadios (SOVIERZOSKI, 2009). A fórmula para o cálculo da eficiência é dada na equação (4).

$$accuracy = \frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN} \quad (4)$$

2.7 FUNÇÃO CORRELAÇÃO

O conceito de correlação surgiu na antiguidade onde se comparavam padrões fazendo-os deslizar um padrão sobre o outro. É deste modo que funciona a correlação. A função correlação permite detectar a presença de um sinal conhecido no ruído. Entre alguns exemplos de aplicação, é possível detectar a presença de um rosto em uma multidão, comparar impressões digitais ou padrões de vasos sanguíneos da retina para identificar pessoas e determinar que arma disparou um projétil, mesmo que ele esteja amassado ou parcialmente derretido. É utilizada também em radares, no sistema GPS e na análise de DNA (BLOCH, 2004).

A função correlação cruzada é utiliza dois conjuntos de dados, e calcula uma medida da semelhança entre um sinal recebido e um padrão armazenado. À medida que o padrão se desloca pelo sinal recebido, o produto de superposição é calculado e plotado para cada deslocamento. Quando atinge seu valor máximo, 1, há uma coincidência perfeita (BLOCH, 2004). Um exemplo de aplicação da função correlação é ilustrada na figura 8.

No domínio discreto de dados a função correlação pode ser calculada na equação (5), em que o índice r refere-se ao sinal recebido e o índice a se refere ao padrão armazenado. O fator de normalização K é igual à soma dos quadrados dos valores do padrão armazenado (BLOCH, 2004).

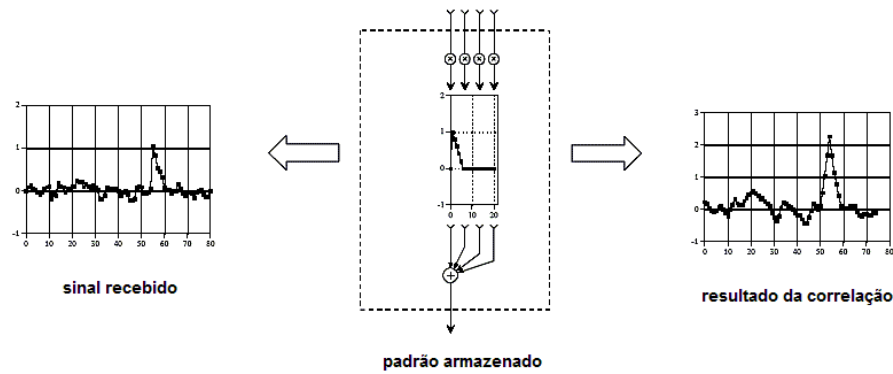


Figura 8: Exemplo de aplicação da função correlação

Fonte: Modificado de (SMITH, 1997)

$$R_{r,a}(\tau) = \frac{1}{K} \sum_{n=0}^{N-1} f_r(n) f_s(\tau + n) \quad (5)$$

O padrão de sinal armazenado para comparação pode não ser realmente ao sinal que se pretende identificar, pode ser uma estimativa do que imagina que o sinal original seja, ou uma réplica. Pode ser utilizado um conjunto de padrões de sinais similares ao que se deseja buscar. É com base neste tipo de estimativas que operam astrônomos, peritos em criptografia e especialistas em supervisão eletrônica (BLOCH, 2004).

2.8 REDES NEURAIS ARTIFICIAIS

Falar sobre as Redes Neurais. Tem muita coisa pra falar disso aqui. Citar o Haykin.

na figura 9.

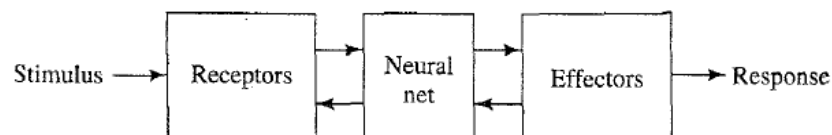


Figura 9: Funcionamento do cérebro humano

Fonte: (HAYKIN, 2011)

na figura 10.

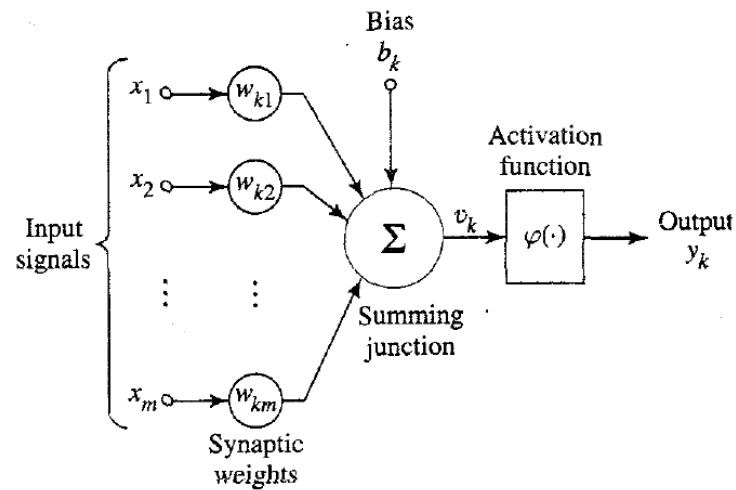


Figura 10: Estrutura de uma rede neural artificial

Fonte: (HAYKIN, 2011)

2.8.1 Aprendizado

2.8.2 MultiLayer Perceptron

na figura 11.

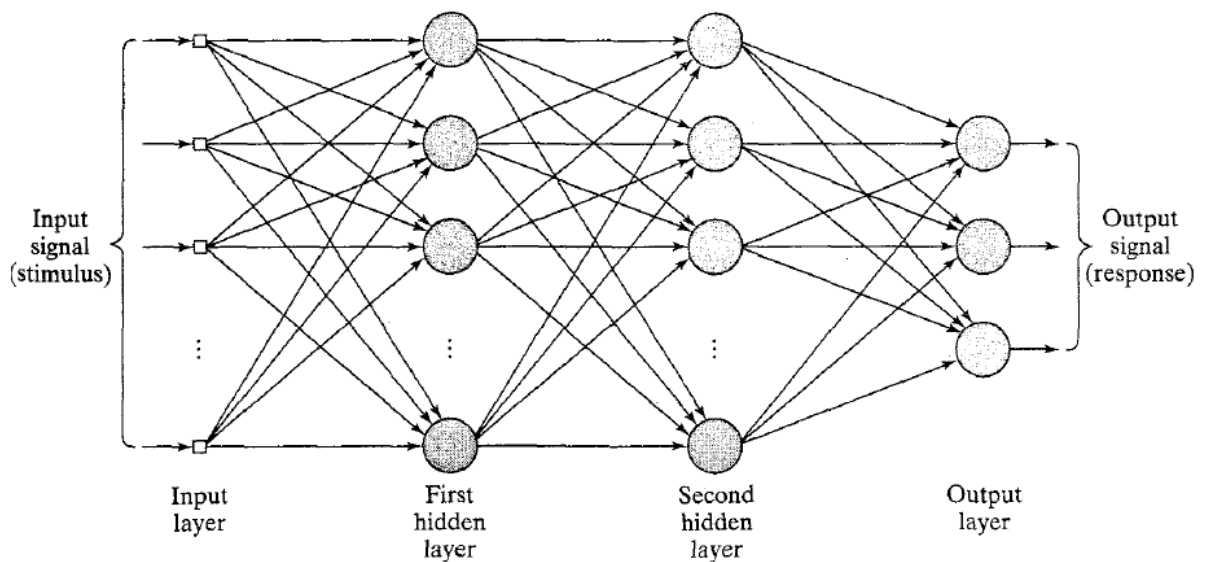


Figura 11: Multilayer Perceptron

Fonte: (HAYKIN, 2011)

2.8.3 Validação Cruzada

2.9 CONSIDERAÇÕES

3 DESENVOLVIMENTO

Este capítulo aborda os recursos e metodologias utilizadas em todo o desenvolvimento deste trabalho. O capítulo foi dividido em seções: Base de Dados 3.1, seguida da seção de Desenvolvimento do *Software* 3.3, Modelagem UML 3.5, Metodologia de Testes 3.6 e por fim as Considerações sobre o Desenvolvimento 3.7.

3.1 BASE DE DADOS

De acordo com informações disponibilizadas pela CONEP (CONEP, 2011), “as pesquisas envolvendo apenas dados de domínio público que não identifiquem os participantes da pesquisa, ou apenas revisão bibliográfica, sem envolvimento de seres humanos, não necessitam aprovação por parte do Sistema CEP-CONEP.” Por esta razão, a equipe optou por utilizar a base de dados pública MIT-BIH Arrhythmia Database.

A MIT-BIH Arrhythmia Database foi desenvolvida pelo Beth Israel Hospital de Boston em parceria com o MIT durante uma pesquisa sobre arritmia e temas correlatos. Tem sido utilizada como um conjunto de dados padrão para testes e avaliação para sistemas detectores de arritmias e pesquisa em dinâmica cardíaca (MOODY; MARK, 1990).

Os dados correspondem à 48 gravações ECG com duração de meia hora cada uma. São apresentados dois sinais, *modified limb lead II (MLII)* e *lead VI* (podendo ser ocasionalmente V2, V5 ou V4), ambos obtidos com os eletrodos colocados no peito. Esta é a configuração padrão utilizada pelo BIH Arrhythmia Laboratory. Pode-se observar maior proeminência dos complexos QRS no sinal superior (GOLDBERGER et al., 2000). A figura 12 mostra parte da gravação do exame 105.

Os exames foram realizados com 47 pacientes acompanhados pelo BIH Arrhythmia Laboratory entre os anos de 1975 e 1979. Vinte e três gravações foram aleatoriamente de um conjunto de 4000 exames ambulatoriais de ECG com duração de 24 horas coletadas de pacientes internos (cerca de 60%) e pacientes ambulatoriais (cerca de 40%) do Boston's Beth Israel

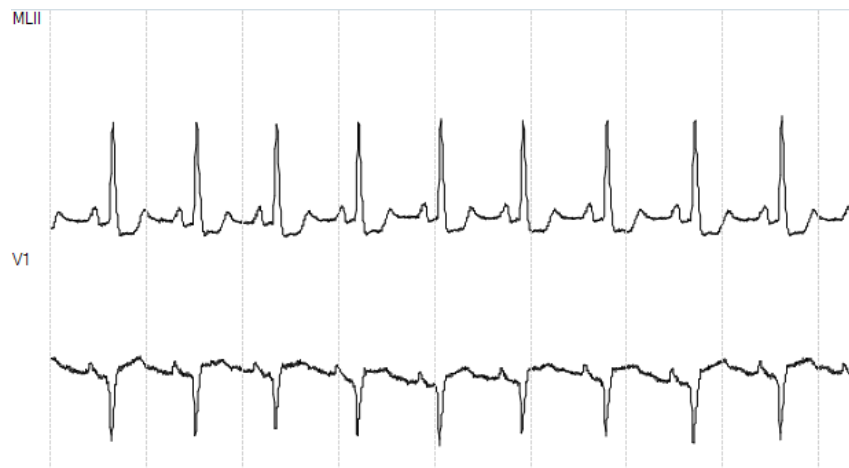


Figura 12: Parte da gravação 105 da base de dados MIT-BIH Arrhythmia Database

Fonte: Autoria própria

Hospital. Os outros 25 exames foram selecionados do mesmo conjunto para incluir arritmias clinicamente incomuns (MOODY; MARK, 1990).

Uma equipe com dois cardiologistas realizou anotações dos batimentos em cada uma das gravações, resultando em aproximadamente 110 mil marcações. Estas foram incluídas na base de dados. A base completa tem sido disponibilizada gratuitamente pelo desde 2005 (MOODY; MARK, 1990).

Para a etapa de testes deste projeto, foi selecionado apenas o arquivo 105 por apresentar maior dificuldade na detecção do complexo QRS (SARAIVA, 2012).

O arquivo de texto contendo as anotações do sinal de ECG 105, apresenta 2691 eventos. Destes 2691 eventos, apenas 2572 são relevantes para os testes neste projeto, que correspondem às marcações de *Normal beat* (2526 ocorrências), *Premature ventricular contraction* (41 ocorrências) e *Unclassifiable beat* (5 ocorrências).

3.2 EUROPEAN DATA FORMAT

A existência de diferentes fabricantes de equipamentos para aquisição de sinais biomédicos implica em diferentes formatos de arquivo para salvar estes dados. Para solucionar este problema, foi criado o EDF, um formato padrão para armazenamento de dados polissonográficos e eletroencefalográficos amplamente aceito. O EDF é o único formato digital que se tornou aceito tanto comercialmente nos equipamentos disponíveis como em pesquisas científica (EUROPEAN..., 2003).

Um arquivo EDF padrão consiste em um cabeçalho seguido dos dados. O cabeçalho identifica o paciente e especifica características técnicas do sinal gravado. Os dados apresentam épocas consecutivas, com duração fixa, a partir do sinal gravado. Este formato de arquivo, no entanto, não suporta anotações de eventos das gravações (EUROPEAN..., 2003).

Physiobank ATM (Automated Teller Machine) é uma ferramenta *open –source* que permite explorar as bases de dados disponibilizadas pelo PhysioBank por meio do navegador de internet. Esta toolbox software oferece opções para importar anotações das formas de onda e histogramas, converter sinais em formato padrão do Physionet (WFDB – WaveForm DataBase) para texto, CSV, EDF, ou .mat files (para utilização em Matlab ou Octave), entre outras funcionalidades (GOLDBERGER et al., 2000).

A figura 13 mostra a tela de opções da ferramenta Physiobank ATM.

The screenshot displays the Physiobank ATM web interface, which is divided into three main sections: Input, Output, and Toolbox. The Input section on the left includes dropdown menus for 'Database' (set to MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb)), 'Record' (set to 105), 'Signals' (set to all), and 'Annotations' (set to reference beat, rhythm, and signal quality annotations (atr)). The Output section below it features radio buttons for 'Length' (10 sec, 1 min, 1 hour, 12 hours, and 'to end' which is selected), 'Time format' (time/date, elapsed time, hours, minutes, seconds, and samples, with 'time/date' selected), and 'Data format' (standard, high precision, and raw ADC units, with 'high precision' selected). The Toolbox section on the right includes a dropdown for 'Export signals as EDF', a 'Navigation' area with buttons for '<<', '<', '>', '>>', and a vertical bar, and buttons for 'Previous record', '+', and 'Next record'. At the bottom right are 'Help' and 'About ATM' buttons.

Figura 13: Tela de opções do Physiobank ATM

Fonte: Autoria própria

3.3 DESENVOLVIMENTO DO SOFTWARE

3.4 MÓDULOS DO SISTEMA

Eu consigo antever cinco módulos (Aí explica o que cada um faz): Telas do sistema vão aqui.

A figura 14 mostra o processo utilizando raw ECG.

A figura 15 mostra o processo utilizando correlação.

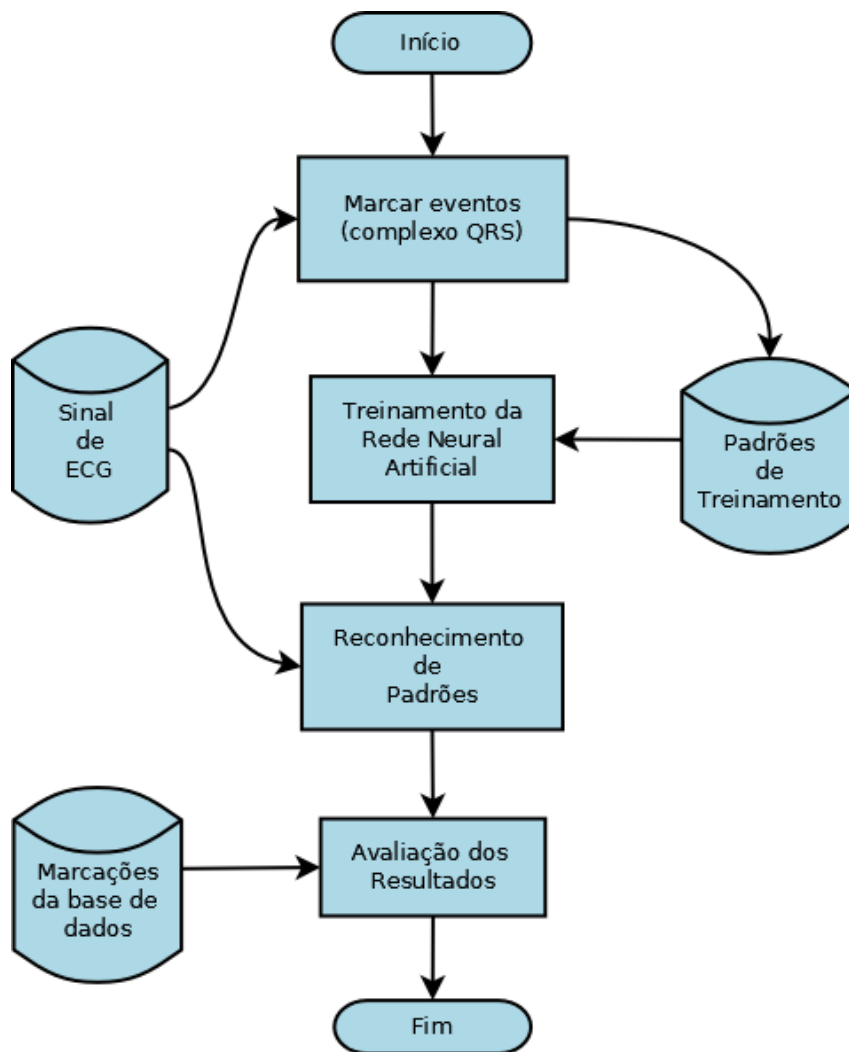


Figura 14: Fluxograma

Fonte: Autoria própria

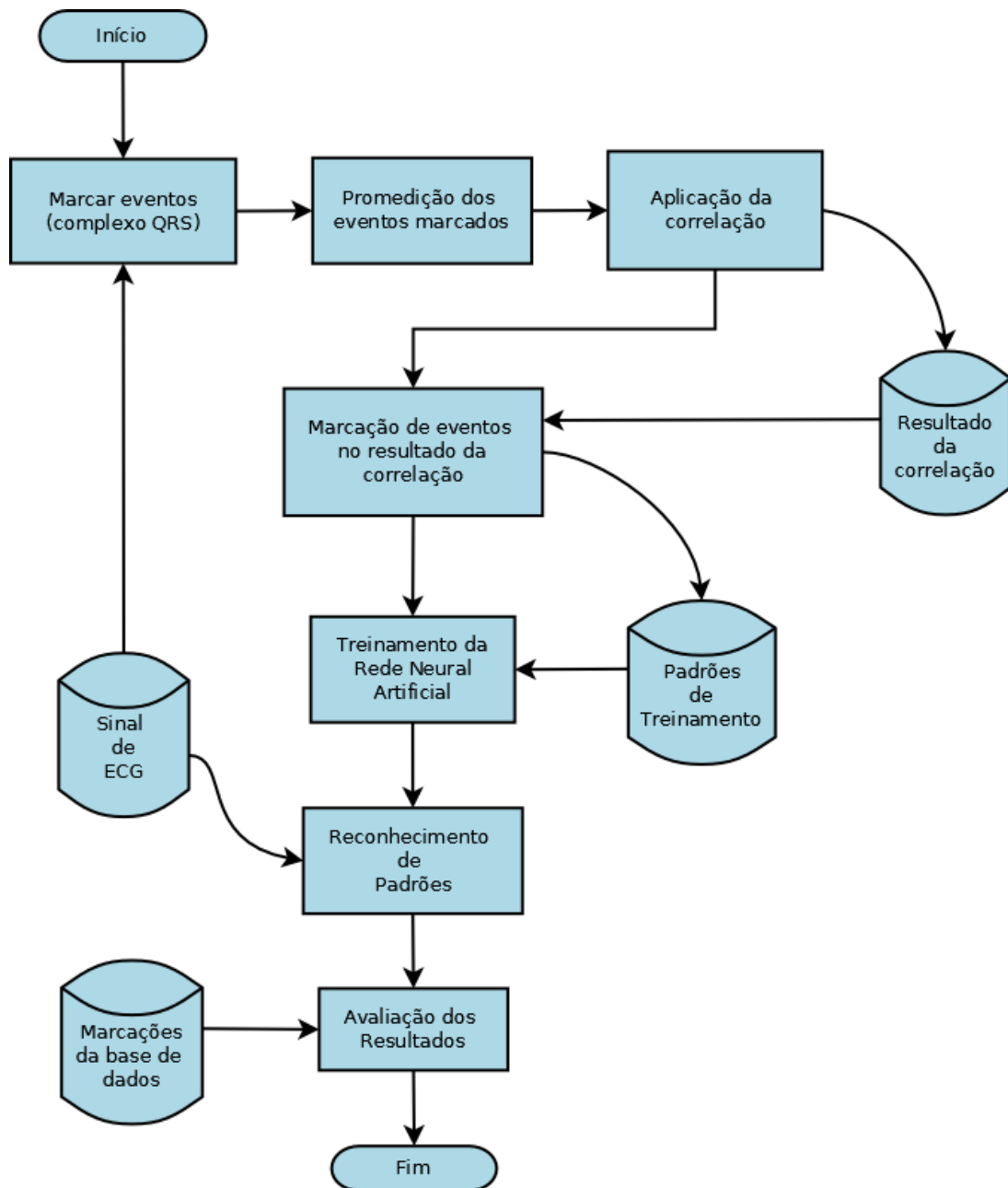


Figura 15: Fluxograma da Correlação

Fonte: Autoria própria

3.4.1 Visualização do sinal

Explicar por exemplo, a duração do exame, quantos canais, a frequência e amplitude.

3.4.2 Marcação de eventos

Que tipo de eventos marcamos, em arquivo de texto, seguindo um padrão definido.

3.4.3 Extração de Características

Aqui será explicado o modo como foi utilizada a operação da Correlação. Correlação de um evento marcado com o sinal inteiro, gerando um novo sinal... com picos onde eventos daquele tipo ocorrem.

3.4.4 Reconhecimento de padrões

No caso utilizamos a Rede Neural MultiLayer Perceptron.

3.4.5 Avaliação de Resultados

Módulo que compara marcações com os resultados obtidos.

3.5 MODELAGEM UML

Usamos algum padrão, MVC, etc....

3.5.1 Bibliotecas

Bibliotecas gráficas, biblioteca para abrir arquivo EDF.

3.6 METODOLOGIA DE TESTES

Achei que já tínhamos explicado isso aqui na Fundamentação Teórica. Mas se não foi o suficiente explicamos melhor aqui... O que são os VP, VN, FP, e FN no nosso caso (complexo QRS, arritmias...). E o que precisou ser variado para gerar a curva ROC. Threshold Podemos colocar umas telas, comparando o resultado obtido com a marcação que já vem com a base de dados.

3.7 CONSIDERAÇÕES

4 RESULTADOS OBTIDOS

Introdução do Capítulo. Um parágrafo basta.

Muitos Gráficos!

4.1 TESTES COM RAW ECG

Curva ROC.

Tabela 2: Tabela de Resultados Obtidos com Raw ECG

Threshold	FP	FN	Sensibilidade	Especificidade	Eficiência	DER
0						
0,1						
0,2						
0,3						
0,4						
0,5						
0,6						
0,7						
0,8						
0,9						
1						

4.2 TESTES COM ECG COM CORRELAÇÃO

Curva ROC.

Tabela 3: Tabela de Resultados utilizando correlação

Threshold	FP	FN	Sensibilidade	Especificidade	Eficiência	DER
0						
0,1						
0,2						
0,3						
0,4						
0,5						
0,6						
0,7						
0,8						
0,9						
1						

4.3 COMPARATIVO DOS RESULTADOS

Curva ROC comparativa.

4.4 CONSIDERAÇÕES

Então.. o sistema é classificador ou não? (De acordo com a curva ROC) Compara a outros trabalhos

Tabela 4: Comparação dos métodos utilizados para detecção do QRS oriunda da tabela de Zhang e Lian (2009) acrescido das quatro últimas linhas com resultados obtidos no trabalho de (SARAIVA, 2012)

Método	QRS	FP	FN	DER
Algoritmos genéticos	2572	86	5	3,54
Filtro passa banda	2572	67	22	3,46
Wavelet denoising	2572	78	5	3,23
Bancos de filtragem	2139	53	16	3,22
BPF/search-back	2564	53	22	2,95
Filtro adaptativo linear	2572	40	22	2,40
Filtragem otimizada	2572	35	21	2,18
Topological mapping	2572	41	4	1,75
Transformada wavelet	2572	15	12	1,09
Filtro adaptativo e rede neural	2572	10	4	0,5
Morfologia 1M	2572	49	10	2,29
Morfologia 2M	2572	27	9	1,40
Morfologia 3M	2572	19	7	1,01
Morfologia 1M	2690	40	2	1,56
Morfologia 2M	2690	41	2	1,60
Morfologia 3M	2690	40	0	1,49
Morfologia 4M	2690	39	0	1,45

Fonte: Modificada de (SARAIVA, 2012)

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Alcançou os objetivos?? Quanto conseguiu atingir? A metodologia foi boa ou ruim?

Cada seção teve a sua conclusão, então completa a discussão. Elementos resultantes do processo de união. Não apresentar nenhum dado novo! 1 folha e meia no máximo.

Propostas futuras? Resultados futuros.

Com redes SOM, ou com outras bases de dados.

6 GESTÃO DO PROJETO

Inicialmente, este projeto pretendia utilizar uma base de dados de exames de EEG, obtida em um Hospital, mediante autorização do Comitê de Ética da Instituição. A metodologia de testes seria realizada por um médico neurologista, que avaliaria os resultados do sistema, classificando-os como verdadeiro positivo, verdadeiro negativo, falso positivo ou falso negativo.

Contudo, dada a limitação de tempo para a conclusão deste trabalho, e a escassez de bases de dados de EEG públicas adequadas (o que dispenderia menor tempo, por não necessitar de autorização do Comitê de Ética), a equipe alterou o escopo do projeto, passando a utilizar uma base de dados pública de ECG.

Esta mudança trouxe alguns benefícios, dentre eles a possibilidade de a própria equipe realizar os testes, uma vez que a base de dados já possui marcações dos eventos, bastando apenas compará-las aos eventos identificados pelo sistema.

6.1 RECURSOS DE HARDWARE

Os recursos de *Hardware* correspondem às duas máquinas utilizadas pelos membros da equipe durante o desenvolvimento do projeto: Macbook Pro 13 polegadas, início de 2011, com processador Intel Core i7 de 2.7 GHz, memória de 16 GB e HD com 1TB e um *notebook* Dell Inspiron 14R-3440 com processador Intel Core i5, memória RAM de 6GB e HD com 1TB.

6.2 RECURSOS DE SOFTWARE

Linguagens de Programação

O software foi desenvolvido na linguagem C Sharp versão ?.

IDE Utilizada

O ambiente de desenvolvimento utilizado foi o Visual Studio versão X.

Para a licença deste produto a equipe participou do DreamSpark.

Bibliotecas: EDF e RN

6.3 QUANTIDADE DE HORAS TRABALHADAS

Gráfico com barras comparando o esperado com o real na figura 16.

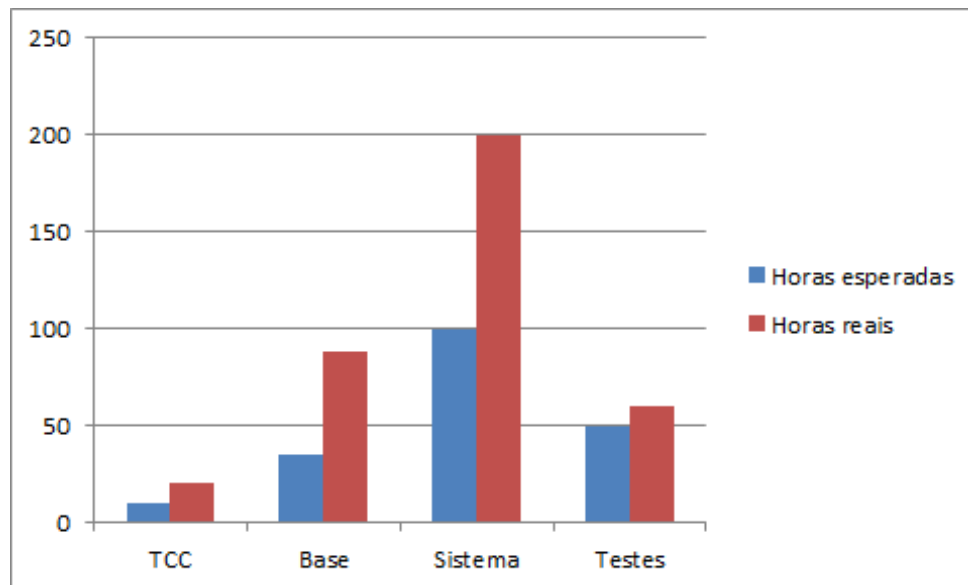


Figura 16: Gráfico da Quantidade de Horas Trabalhadas

Fonte: Autoria própria

REFERÊNCIAS

ANGHINAH, R. et al. Artefatos bioógicos no EEG quantitativo. **Arquivos de Neuro – Psiquiatria**.

BLOCH, S. **Excel para engenheiros e cientistas**. [S.l.]: Livros Técnicos e Científicos, 2004.

BROWN, C. D.; DAVIS, H. T. Receiver operating characteristics curves and related decision measures: A tutorial. **Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems**, v. 80, n. 1, p. 24 – 38, 2006. ISSN 0169-7439. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169743905000766>>.

CONEP. **Perguntas e Respostas Frequentes**. 2011.

EUROPEAN data format 'plus' (EDF+), an {EDF} alike standard format for the exchange of physiological data. **Clinical Neurophysiology**, v. 114, n. 9, p. 1755 – 1761, 2003.

FAWCETT, T. An introduction to roc analysis. **Pattern Recogn. Lett.**, Elsevier Science Inc., New York, NY, USA, v. 27, n. 8, p. 861–874, jun. 2006. ISSN 0167-8655. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.patrec.2005.10.010>>.

GACEK, A.; PREDYCZ, W. **ECG Signal Processing, Classification and Interpretation: A Comprehensive Framework of Computational Intelligence**. [S.l.]: Springer, 2011.

GOLDBERGER, A. L. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. **Circulation**, v. 101, n. 23, p. e215–e220, 2000. Circulation Electronic Pages: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215> PMID:1085218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.

HAYKIN, S. **Neural Networks: A Comprehensive Foundation**. 2nd. ed. [S.l.]: Pearson Prentice Hall, 2011. 823 p.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. New York: Oxford University Press, 1995. Disponível em: <<http://www.bem.fi/book/>>.

MASSAD, E.; ORTEGA, N.; SILVEIRA, P. **Métodos quantitativos em medicina**. [S.l.: s.n.]. ISBN 9788520414125.

MOODY, G.; MARK, R. The mit-bih arrhythmia database on cd-rom and software for use with it. In: **Computers in Cardiology 1990, Proceedings**. [S.l.: s.n.], 1990. p. 185–188.

SARAIVA, A. A. **Deteção do Complexo QRS através de Morfologia Matemática Multiescalar**. 2012.

SMITH, S. W. **The scientist and engineer's guide to digital signal processing**. San Diego, CA, USA: California Technical Publishing, 1997. ISBN 0-9660176-3-3.

SOVIERZOSKI, M. **Avaliação de Descritores Morfológicos na Identificação de Eventos Epileptiformes**. Tese (Doutorado) — Programa de Pós –Graduação em Engenharia Elétrica – UFSC, 2009.

ZHANG, F.; LIAN, Y. Electrocardiogram qrs detection using multiscale filtering based on mathematical morphology. In: **Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE**. [S.l.: s.n.], 2007. p. 3196–3199. ISSN 1557-170X.