

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO**

Gilson Anselmo de Araújo

**DESENVOLVIMENTO DE UM CLIENTE PACS
DICOM 3.0 – COMPATÍVEL PARA CONSULTA
ANÁLISE E LAUDO DE EXAMES DE
ELETROCARDIOGRAFIA DIGITAL**

**Dissertação submetida à Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos
requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciência da Computação.**

Prof. Dr. rer.nat. Aldo von Wangenheim

Florianópolis, julho de 2002

**DESENVOLVIMENTO DE UM CLIENTE PACS
DICOM 3.0 – COMPATÍVEL PARA CONSULTA ANÁLISE
E LAUDO DE EXAMES DE ELETROCARDIOGRAFIA
DIGITAL**

Gilson Anselmo de Araújo

Esta Dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre em Ciência da Computação Área de Concentração de Sistemas de Computação e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação.

Prof. Fernando A. O. Gauthier - Coordenador do Curso.

Prof. Aldo von Wangenheim, Dr.Orientador

Banca Examinadora

Prof. Mario Sergio. S. A Coutinho, Ph.D.

Marino Bianchin, Dr

AGRADECIMENTOS

À Deus.

Aos meus pais e familiares, pelo apoio e incentivo.

A minha esposa e filho.

Aos colegas e amigos do Projeto Cyclops que me ajudaram na realização deste trabalho.

Em especial ao amigo Rodrigo Zarp, pela grande ajuda.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	JUSTIFICATIVA.....	12
1.1.1	<i>O Projeto Cyclops.....</i>	<i>12</i>
1.2	OBJETIVOS	12
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
1.4	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	13
2	SINAIS DIGITAIS EM DICOM 3.0 E FERRAMENTAS DE ANÁLISE EXISTENTES.....	15
2.1	O PADRÃO DICOM.....	15
2.2	PACS.....	16
2.3	FERRAMENTAS DICOM E O ESTADO DA ARTE.....	17
2.3.1	<i>Quinton Q-TRACK II Holter System.....</i>	<i>18</i>
2.3.2	<i>MARS Holter Monitoring System.....</i>	<i>19</i>
2.3.3	<i>PHYSIO Version 3.0.....</i>	<i>20</i>
3	INTRODUÇÃO AO ELETROCARDIOGRAMA	22
3.1	ELETROCARDIOGRAFIA - UM BREVE HISTÓRICO.....	22
3.2	O ELETROCARDIOGRAMA	23
3.3	O SISTEMA CIRCULATORIO	23
3.4	O CICLO CARDÍACO.....	24
3.5	A ATIVAÇÃO ELÉTRICA DO CORAÇÃO.....	25
3.6	ONDAS, INTERVALOS E SEGMENTOS DO ELETROCARDIOGRAMA.....	27
3.6.1	<i>Onda P.....</i>	<i>28</i>
3.6.2	<i>Intervalo PR.....</i>	<i>29</i>
3.6.3	<i>Complexo QRS.....</i>	<i>29</i>
3.6.4	<i>Onda R.....</i>	<i>30</i>
3.6.5	<i>Onda S.....</i>	<i>30</i>
3.6.6	<i>Segmento ST.....</i>	<i>31</i>
3.6.7	<i>Onda T.....</i>	<i>31</i>
3.6.8	<i>Intervalo QT.....</i>	<i>31</i>

3.7	PATOLOGIA - EXEMPLO ABORDADA NESTE TRABALHO: HVE	32
3.7.1	<i>Descrição da Hipertrofia Ventricular Esquerda</i>	32
3.7.2	<i>Crítérios eletrocardiográficos de HVE</i>	32
4	METODOLOGIAS DE ANÁLISE DE SINAIS DE ECG	34
4.1	MÉTODOS SINTÁTICOS	35
4.1.1	<i>O Sistema de autômato atribuído</i>	35
4.2	ANÁLISE UTILIZANDO A TRANSFORMADA DE FOURIER	36
4.3	ANÁLISE UTILIZANDO A TRANSFORMADA DE ONDOLETAS (WAVELETS).....	36
4.4	METODOLOGIAS BASEADAS EM REDES NEURAI ARTIFICIAIS	37
4.5	ENFOQUES DE ANÁLISE UTILIZANDO LÓGICA FUZZY.....	38
4.6	DISCUSSÃO	38
5	A MODALIDADE WAVEFORM	40
5.1	DEFINIÇÃO DE OBJETOS DE INFORMAÇÃO (IOD).....	40
5.2	PRINCIPAIS MODALIDADES	41
5.3	WAVEFORM IOD INFORMATION OBJECT DEFINITIONS	42
5.4	BASIC VOICE AUDIO INFORMATION OBJECT DEFINITION.....	43
5.5	12- LEAD ELECTROCARDIOGRAM INFORMATION OBJECT DEFINITION.....	44
5.6	GENERAL ELECTROCARDIOGRAM INFORMATION OBJECT DEFINITION.....	44
5.7	AMBULATORY ELECTROCARDIOGRAM INFORMATION OBJECT DEFINITION	44
5.8	HEMODYNAMIC INFORMATION OBJECT DEFINITION	45
5.9	BASIC CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY INFORMATION OBJECT DEFINITION	45
5.10	ULTRASOUND WAVEFORM INFORMATION OBJECT DEFINITION.....	45
5.11	PRINCIPAIS DIFERENÇAS E CARACTERÍSTICAS DAS MODALIDADES.....	46
5.12	IDENTIFICAÇÃO DO MÓDULO WAVEFORM	47
5.13	MÓDULO WAVEFORM.....	48
5.14	DESCRIÇÃO DOS ATRIBUTOS DA MODALIDADE WAVEFORM.....	51
5.14.1	<i>Multiplex Group Time Offset</i>	51
5.14.2	<i>Trigger Sample Position</i>	51
5.14.3	<i>Waveform Originality</i>	51
5.14.4	<i>Channel Source and Modifiers</i>	51
5.14.5	<i>Channel Sensitivity and Channel Sensitivity Units</i>	52

5.14.6	<i>Channel Skew and Channel Offset</i>	52
5.14.7	<i>Waveform Bits Stored</i>	53
5.14.8	<i>Channel Minimum and Maximum Value</i>	53
5.14.9	<i>Waveform Bits Allocated and Waveform Sample Interpretation</i>	53
5.14.10	<i>Waveform Padding Value</i>	54
5.14.11	<i>Waveform Data</i>	54
5.15	WAVEFORM ANNOTATION MODULE.....	55
6	A APLICAÇÃO CYCLOPS DICOM WAVEFORM	57
6.1	A APLICAÇÃO CYCLOPS DICOM WAVEFORM.....	57
6.2	OUTROS OBJETIVOS DO CYCLOPS DICOM WAVEFORM	59
6.3	METODOLOGIA UTILIZADA NA ANÁLISE AUTOMÁTICA DE ECG.....	59
6.3.1	<i>Objeto 3 – Tabela de Características</i>	60
6.3.2	<i>Objeto 2 – Waveform Analysis</i>	60
6.3.3	<i>Objeto 1 – Máquina de Seleção</i>	65
7	RESULTADOS E DISCUSSÃO	66
7.1	TRABALHOS FUTUROS	67
8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	68
9	ANEXO I	73

Lista de Figuras

FIGURA 1: PACS (PICTURE ARCHIEVING AND COMMUNICATIONS SYSTEM)	17
FIGURA 2: DICOM WAVEFORM VIEWER	18
FIGURA 3: INTERFACE DO QUINTON Q-TRACK II HOLTER SYSTEM	19
FIGURA 4: INTERFACE DO SOFTWARE ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO 12SL.....	20
FIGURA 5: PHYSIO VERSION 3.0 DA CANTRONICS MEDICAL SYSTEM	21
FIGURA 6: COMPONENTES FUNCIONAIS DO CORAÇÃO	23
FIGURA 7: DISTRIBUIÇÃO DO SISTEMA DE CONDUÇÃO NO CORAÇÃO.	26
FIGURA 8: AS ONDAS, INTERVALOS E SEGMENTOS DO ECG	28
FIGURA 9: DETERMINAÇÃO DO EIXO DO COMPLEXO QRS.	29
FIGURA 10: A ONDA Q.....	30
FIGURA 11: O TRAÇADO DO QRS NAS DERIVAÇÕES PRECORDIAIS.	31
FIGURA 12: MEDIDA DE SOKOLOW E LYON PARA AVALIAÇÃO DE HVE.....	33
FIGURA 13: MODELO DE INFORMAÇÃO DICOM WAVEFORM IOD	42
FIGURA 14: EXEMPLO DE UM EXAME DE ECG 12-LEAD (INFORMATIVO).....	44
FIGURA 15: EXEMPLO DE UM EXAME DE HEMODYNAMICA (INFORMATIVO).....	45
FIGURA 16: CYCLOPSDICOM WAVEFORM.....	57
FIGURA 17: APLICAÇÃO CYCLOPSDICOM WAVEFORM	58
FIGURA 18: OBJETOS QUE COMPÕEM A APLICAÇÃO CDW	59
FIGURA 19: EXEMPLO DE AMOSTRAGEM= { P,Q,R,s,T,P,Q,R }	61
FIGURA 20: LINHA ISOLÉTRICA	62
FIGURA 21: LINHA ISOELÉTRICA COMPLETA	62
FIGURA 22: ILUSTRAÇÃO DA CAPTURA DOS PONTOS DA ONDA.....	63
FIGURA 23: RESULTADO DA ANÁLISE NA DERIVAÇÃO I E AVR.....	64
FIGURA 24: RESULTADOS DO PROCESSAMENTO DE SINAIS.....	66

Lista de Tabelas

TABELAS 1: TABELA RESULTADOS DE TÉCNICA USANDO REDES NEUROFUZZY.....	38
TABELAS 2: TABELA DE MÓDULOS WAVEFORM IOD.....	43
TABELAS 3: TABELA DE MODALIDADES WAVEFORM	46
TABELAS 4: QUANTIDADE DE SEQÜÊNCIA DE WAVEFORM POR MODALIDADES	46
TABELAS 5: QUANTIDADE DE CANAIS POR MODALIDADE	46
TABELAS 6: FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM POR MODALIDADE	47
TABELAS 7: WAVEFORM IDENTIFICATION MODULE, DOC. PS3.3 PADRÃO DICOM	47
TABELAS 8: WAVEFORM MODULE ATTRIBUTES , DOC. PS3.3 DO PADRÃO DICOM	50
TABELAS 9: DEFINIÇÃO DE TERMOS WAVEFORM BITS ALLOCATED	54
TABELAS 10: WAVEFORM ANNOTATIONS ATTRIBUTES.....	56
TABELAS 11: TABELA DE CARACTERÍSTICAS	60

Resumo

Esta dissertação apresenta o desenvolvimento de um cliente PACS DICOM 3.0 (*Digital Imaging Communication in Medicine*) compatível, para consulta e análise de exames de eletrocardiografia digital. Desenvolvido em linguagem de programação Smalltalk, o software realiza análise automática de Waveforms (sinais digitais em forma de ondas, como Eletrocardiograma ECG, Hemodinâmica HD), no padrão DICOM 3.0.

A proposta é que o software faça análise de sinais de ECG identificando, a amplitude e tempo de duração das ondas provenientes do ECG. Com objetivo de identificar possíveis cardiopatias e sobrecargas, como a Hipertrofia do Ventrículo Esquerdo HVE, que é um processo que leva à deterioração progressiva da função ventricular. Além disso é um importante fator de risco cardiovascular, aumentando a mortalidade da insuficiência cardíaca (ICC) e da doença coronariana.

O trabalho propõe a utilização de um modelo de uma Máquina de Estados Finitos, responsável pela análise e seleção de modelos de eletrocardiogramas.

O software apresenta também a possibilidade de imprimir e exportar os exames de Eletrocardiograma em outros formatos padrões, como Jpeg e Bitmap, para que possam ser transmitidos pela Internet à especialistas distantes dos grandes centros.

Abstract

This dissertation presents the development of a DICOM 3.0 (Digital Imaging Communication in Medicine) compatible PACS client, for consultation and analysis of examinations of digital electrocardiogram.

Developed in Smalltalk programming language, the software performs the automatic analysis of Waveforms (digital signal in wave format, such as Electrocardiogram ECG, and Hemodynamic HD) in DICOM 3.0 standard.

The proposal is that the software performs analysis of ECG signals identifying the amplitude and duration time of the waves originated from the ECG. It objectives to identify possible cardiopathies and overloads, such as, Left Ventricular Hipertrophy HVE, that it is a process that leads to the gradual deterioration of the ventricular function. Moreover it is an important factor of cardiovascular risk, increasing the mortality of the cardiac insufficiency (ICC) and of the coronary disease.

The work considers the use of a model of a finite state machine, responsible for the analysis and election of models of electrocardiograms.

The software also allows the user to print and to export the examinations of Electrocardiogram in other standards, such as Jpeg and Bitmap, so that they can be transmitted by the Internet to distant specialists of the great centers.

1 INTRODUÇÃO

Os computadores desde muito tempo desempenham um papel vital no auxílio aos homens em diversas áreas. Áreas críticas como comércio eletrônico, manutenção e controle de dispositivos de segurança, movimentações financeiras, controle de tráfego aéreo, etc. E agora na medicina desempenham um papel extremamente importante.

Nada mais interessante do que usar o computador para realização de grandes feitos que proporcionem grandes benefícios. É com esta justificativa que este trabalho é apresentado. O desenvolvimento de uma ferramenta totalmente orientada a objetos utilizando a linguagem de programação Smalltalk, que possibilitará a manipulação, visualização e análise automática de sinais Waveforms. A modalidade Waveform por sua vez é definida pelo protocolo DICOM 3.0 (*Digital Imaging Communication in Medicine*) que define como deve ser a codificação e comunicação de imagens médicas digitais, o padrão DICOM, teve sua primeira versão publicada em 1985, e somente no ano de 2000, a modalidade Waveform foi introduzida no padrão DICOM 3.0.

Este trabalho apresenta um modelo de análise automática de ECG, utilizando a teoria de objetos e uma máquina de estados finitos, denominada a máquina de Seleção, onde esta é responsável pela seleção de modelos de ECG predefinidos, para efetuarem a análise do sinal de ECG e diagnóstico. O método utiliza-se de uma tabela de características, que apresenta informações sobre principais características de determinadas ondas do ECG, com o objetivo de auxiliar o sistema no processo de identificação das ondas do ECG.

A modalidade Waveform fornece ao protocolo DICOM 3.0, a capacidade de contemplar exames cujo resultado não se apresenta como uma imagem de pixels, mas sim como ondas, como exemplo o ECG, HD.

Este sistema possibilitará ainda que médicos e estudantes da medicina tenham um maior contato com o Eletrocardiograma, pois o mesmo disponibiliza ferramentas de auxílio como impressão, visualização e análise de sinais. O mesmo viabilizará o relacionamento de exames de ECG e HD com outros exames das mais diversas áreas da medicina, com por exemplo exames de Radiologia, Raio- x, Ultra-som etc.

1.1 Justificativa

Uma das principais, se não a principal causa de óbito em âmbito mundial está diretamente relacionada com enfermidades cardiovasculares, somente no Brasil são responsáveis por 35 % dos óbitos registrados, isso corresponde a algo em torno de 400 mil mortes todos os anos (DATASUS).

A grande maioria destas cardiopatias causa algum tipo de alteração no ritmo cardíaco. E várias dessas alterações podem ser diagnosticadas através da análise do ECG.

O padrão DICOM é um enfoque novo na área de cardiologia e apresenta grande facilidade de integração, através de ambientes como os PACS(*Picture Archiving and Communications System*), com sistemas de informação hospitalar.

1.1.1 O Projeto Cyclops

O Projeto Cyclops é formado por um grupo de pesquisa que tem como objetivo o desenvolvimento de softwares de análise de imagens médicas, como Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética, Ultra-som etc. Através da utilização de técnicas de Inteligência Artificial e Visão Computacional.

O Projeto Cyclops é formado por uma parceria binacional de pesquisa, entre a Universidade Federal de Santa Catarina - Brasil e Universidade de Kaiserslautern - Alemanha, liderados pelos professores Dr.rer.nat Aldo von Wangenheim e Dr. Michael M. Ritcher na Alemanha.

Neste contexto, a cooperação com parceiros médicos e indústrias, foi iniciada em meados de 1993. Hoje o Projeto se encontra em sua Fase II, estando focado na cooperação para o desenvolvimento de aplicações que possam ser de utilidade prática clínica e auxílio ao diagnóstico médico.

1.2 Objetivos

O objetivo desta dissertação é apresentar o desenvolvimento de uma ferramenta, cliente DICOM, em conformidade com o padrão DICOM 3.0, que permita a interpretação de

Waveforms, tendo em vista a necessidade por parte dos softwares para área médica, desenvolvidos no contexto do Projeto Cyclops, como por exemplo aplicativos de análise de imagens etc. A falta de um software que possibilite-se a visualização e análise de sinais digitais.

Fazendo com que o Projeto Cyclops, esteja sempre em constante evolução, implementando e se adaptando as novas características introduzidas ao padrão DICOM.

1.3 Objetivos Específicos

Como objetivo específico essa dissertação apresenta o desenvolvimento da ferramenta, o CyclopsDICOM Waveform, que é um software que possibilita a visualização e interpretação de sinais digitais de ECG e HD armazenados no padrão DICOM 3.0.

- Possibilitar a análise da frequência cardíaca e identificar as durações e amplitudes das ondas no sinal de ECG;
- Realizar a análise automática de ECG e detecção de determinadas cardiopatias e possíveis sobrecargas;
- Possibilitar a impressão de exames de ECG e HD;
- Possibilitar que os exames possam ser arquivados em outros formatos padrões, como Bitmap e Jpeg, para que possa ser transmitido por e-mail, a qualquer ponto da internet;

O CyclopsDICOM Waveform irá fornecer ao Projeto Cyclops a possibilidade de trabalhos futuros também na área de análise de sinais digitais (ECG, HD) .

1.4 Organização do Trabalho

Além deste capítulo, o trabalho possui seis capítulos adicionais, contendo respectivamente a apresentação do material pesquisado, necessário para elaboração deste trabalho.

No capítulo 2, é apresentada uma breve introdução ao Protocolo DICOM 3.0, abordando uma introdução e histórico.

No capítulo 3, é abordado uma introdução ao exame de Eletrocardiograma e como ocorre a ativação elétrica no coração.

No capítulo 4, é apresentado várias metodologia utilizadas na análise de ECG, entre elas os métodos sintáticos e redes neurais.

No capítulo 5, é feita uma apresentação da documentação DICOM, que define a modalidade Waveform, as principais modalidades Waveform e seus atributos, o leitor que não tiver interessado em detalhes de codificação e arquivamento, referente a modalidade Waveform, pode ir direto ao capítulo 6, onde é apresentado a aplicação CyclopsDICOM Waveform.

No capítulo 6, a metodologia de análise utilizada na aplicação CyclopsDICOM Waveform, é apresentada, e como está organizado sua estrutura.

No capítulo 7, é apresentado uma conclusão e trabalhos futuros, e no capítulo 8, as referências bibliográficas.

2 SINAIS DIGITAIS EM DICOM 3.0 E FERRAMENTAS DE ANÁLISE EXISTENTES

2.1 O Padrão DICOM

O Colégio Americano de Radiologia (ACR) juntamente com a Associação Nacional de Fabricantes de Equipamentos Elétricos (NEMA) com o objetivo de desenvolver um padrão que permitisse aos diversos equipamentos de imagens médicas digitais (Raio-x, Tomógrafo Computadorizado etc) comunicarem entre si, Formaram um comitê, em 1983, nomeado ACR-NEMA *Digital Imaging and Communications Standards Committee*, cujo objetivo era definir e desenvolver uma interface entre equipamentos de tipos diferentes. Além da especificação da conexão física, o desenvolvimento do padrão incluía ainda um dicionário dos elementos, necessários na codificação e interpretação de imagens.

Em 1985 surge a primeira versão do DICOM e a necessidade de correção de vários erros fez com que fosse publicada uma segunda versão em 1988, o DICOM 2.0, assim em 1988, o padrão DICOM começou a ser verdadeiramente utilizado na codificação e intercâmbio de imagens médicas digitais.

Apesar de ser largamente utilizado, esta segunda versão do padrão ainda não fornecia uma comunicação confiável em um ambiente de rede, em função das modificações realizadas à esta versão.

O ACR-NEMA decidiu que desenvolver uma interface para suportar redes requeria muito mais que adicionar partes à versão existente do padrão. Assim resolveu pela reengenharia do processo de concepção do padrão DICOM e por adotar a orientação a objetos como novo método de concepção. Assim o padrão DICOM passou a adquirir uma maior modularidade.

Com isso o desenvolvimento do padrão DICOM, deu-se de forma continua demonstrando uma ascendente compatibilidade na comunicação de imagens médicas digitais.

Adicionalmente, um rápido exame dos tipos de serviços necessários à comunicação em rede, mostrou-se que a definição de uma classe de serviços básicos permitiria que um processo de alto nível (na camada de aplicação) fosse capaz de se comunicar com um grande número de diferentes protocolos de rede. Assim, deu-se o

desenvolvimento de uma nova versão, quase que um projeto novo. Estes protocolos são modelados como uma série de camadas superpostas, também conhecidas como “pilha”.

Na versão 2.0 do DICOM já existia uma “pilha” que definia uma comunicação ponto-a-ponto.

Mais tarde foram introduzidas, baseadas em sua popularidade e possibilidade de expansão, as pilhas *Transmission Control Protocol/Internet Protocol* (TCP/IP) e a *Internacional Standards Organization/ Open Systems Interconnection* (ISO/OSI).

A filosofia básica é que uma dada aplicação de imagens médicas possa se comunicar sobre qualquer das pilhas disponíveis com qualquer outro dispositivo que utilize a mesma pilha. Com esta filosofia, tornou-se possível a troca de pilhas sempre que necessário, sem ter que reescrever todo o código dos programas de aplicação que utilizassem o padrão DICOM.

Após três anos de trabalho, com muitas sugestões da indústria e da área acadêmica, foi dado por completo o DICOM 3.0 . Esta versão é muito mais abrangente e robusta que as versões anteriores. O padrão DICOM 3.0, está agora pronto para cumprir sua promessa de permitir a transferência de imagens médicas em um ambiente de multi-fabricantes e também com o objetivo de desenvolvimento e expansão dos ambientes PACS, e interfaciamento com sistemas de informação Médicos (SAMPAIO, 1999).

Hoje o padrão DICOM está sendo largamente utilizado tanto pela indústria de equipamentos quanto os desenvolvedores de software, é cada vez mais comum a disseminação deste padrão.

2.2 PACS

PACS (*Picture Archiving and Communications System*) são sistemas compostos por vários aparelhos de diagnóstico médico que fornecem imagens digitais, como (Tomógrafo, Ultra-Som, Ressonância Magnética, equipamentos de aquisição de sinais, Eletrocardiógrafos etc), ligados através de uma rede local/remota de dados, com estações de trabalho, servidores de arquivos, impressoras, scanners etc. Compartilhando informações sobre pacientes, exames e imagens digitais armazenadas em servidores de imagens. O padrão DICOM 3.0 é sem dúvida um padrão para comunicação e armazenamento de imagens médicas digitais para ambientes PACS (DELLANI, 2001).

A grande vantagem de se utilizar um padrão como o DICOM, é que na maioria das clínicas médicas possuem equipamentos de diagnóstico médico de fabricantes e marcas diferentes, o que antes do surgimento do padrão, isso era um grande problema pois cada fabricante tinha seu padrão proprietário, que impossibilitava a comunicação e interoperabilidade entre vários equipamentos e com sistemas de informação hospitalar (HIS), outras vantagens também é a agilização de processos e a redução de custos.

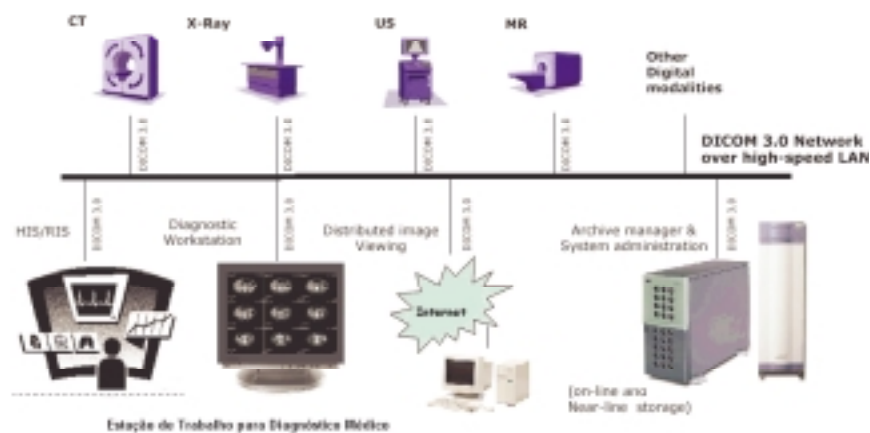


Figura 1: PACS (PICTURE ARCHIEVING AND COMMUNICATIONS SYSTEM)

2.3 Ferramentas DICOM e o Estado da Arte

Atualmente o comitê ACR-NEMA (American College of Radiology and National Electrical Manufactures Association) responsável pela elaboração do padrão DICOM, vem trabalhando no desenvolvimento contínuo do padrão. Para isso, está dividido em diversos grupos de trabalho (DICOM homepage), cada um com a tarefa de expandir o padrão, incorporando novas características das mais diversas áreas médicas.

O grupo de trabalho 1 -**Cardiac and Vascular Information** é o responsável pelo desenvolvimento de modalidades como Waveform. O grupo é composto por representantes de várias empresas, ligadas à área médica e que fabricam equipamentos e software, entre estas empresas estão Quinton Instruments, ComView Corporation, GE Medical Systems, Siemens Medical System, Philips Medical System, a Sociedade Européia de Cardiologia (European Society of Cardiology) (NEMA, homepage) etc.

O problema é que estas empresas fornecem suas soluções em pacotes que são vendidos juntos com um determinado produto ou solução, por exemplo na compra de um equipamento de aquisição de sinais o software de análise já vem incluso. O software não é vendido separado e geralmente esta solução, apresenta um alto custo tornando difícil o acesso a essas ferramentas, por parte de pequenas clínicas e hospitais públicos.

Existem poucas aplicações voltadas para interpretação e análise de Waveforms no padrão DICOM, no Brasil, instituições que implementam algum software compatível com Waveforms no padrão DICOM, em pesquisas realizadas, foi encontrado somente o InCor, *Instituto do Coração do Hospital das Clínicas em São Paulo*, através de uma parceria com a empresa americana, Excel Medical System, desenvolveram um editor de Waveforms compatível com o padrão DICOM. O editor está disponível na internet, no site da empresa Excel Medical, no endereço <http://www.excel-medical.com>, com a aplicação é possível apenas visualizar os exames de ECG e HD.



Figura 2: DICOM WAVEFORM VIEWER

2.3.1 Quinton Q-TRACK II Holter System

O Quinton Q-Track II Holter Monitoring System usa tecnologia desenvolvida pela Mortara Instrumentos, Inc. O Equipamento é vendido junto com um computador, com sistema operacional Windows 2000 e uma série de acessórios como DVD para armazenamento em cd's, mouse, impressora, placa de rede e o software de análise de

ECG. Dentre as características do software estão análise e detecção de frequência cardíaca, análise e detecção de fibrilação atrial, impressão, exportação de relatórios para formato Adobe Acrobat PDF e um avançado processamento de sinal. A seguir a interface do software.

A empresa Quinton Instruments possui vários outros produtos neste segmento, ficando para este momento apenas a apresentação deste produto.

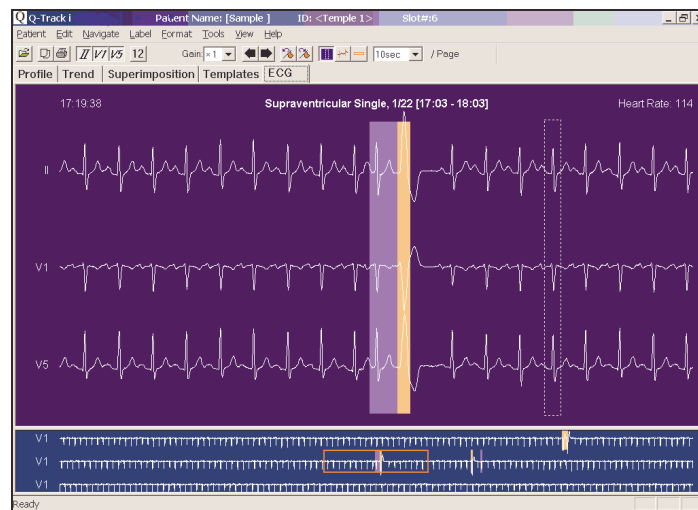


Figura 3: INTERFACE DO QUINTON Q-TRACK II HOLTER SYSTEM

2.3.2 MARS Holter Monitoring System

Sistema da GE Medical System que também apresenta vários produtos neste segmento, este apresenta um display Waveform, detecção de arritmias, análise e aquisição simultânea de ECG de 12-lead e o programa de análise e interpretação 12SL da GE Medical System (GE Medical System homepage).

Na figura a seguir é apresentado a interface do software e uma foto do equipamento.

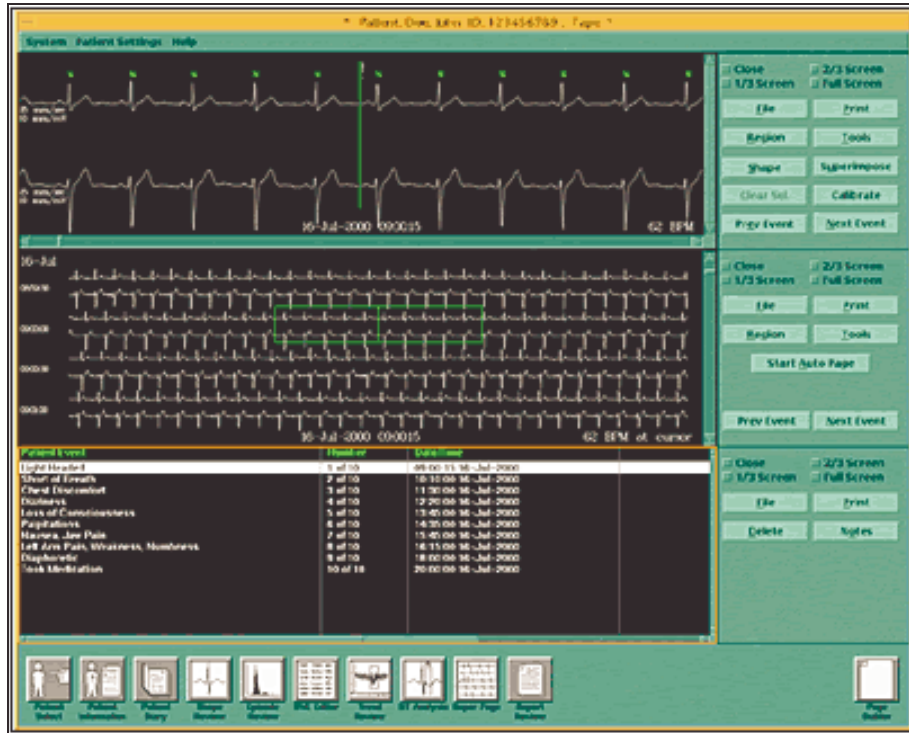


Figura 4: INTERFACE DO SOFTWARE ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO 12SL

2.3.3 PHYSIO Version 3.0

Este produto da empresa Cantronic Medical System possui uma série de características dentre elas, o monitoramento Hemodinâmico, análise de Waveform, aquisição de sinais, controle de inventário, procedimentos de relatórios, captura e análise de imagem (CANTRONICS Medical System homepage).

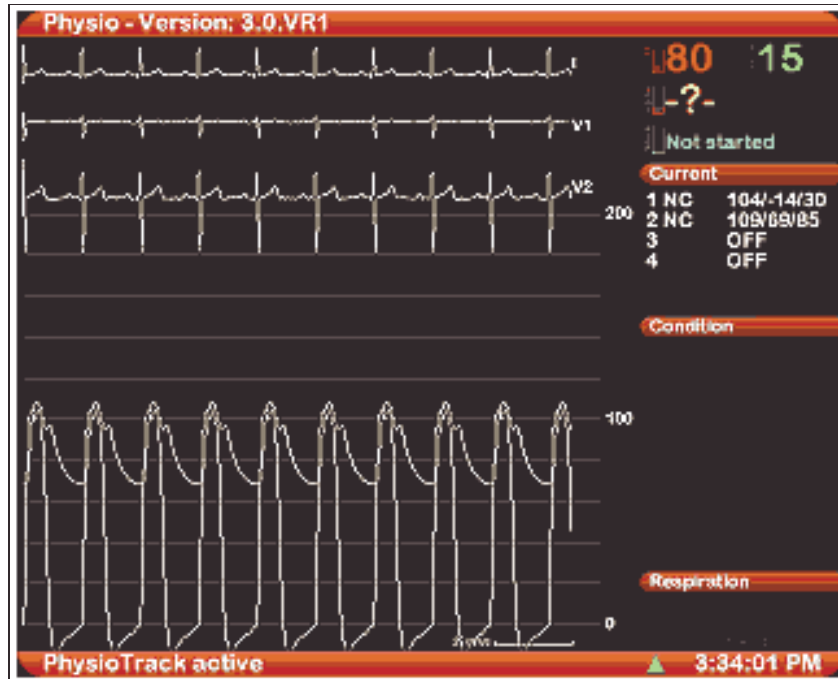


Figura 5: PHYSIO VERSION 3.0 DA CANTRONICS MEDICAL SYSTEM

3 INTRODUÇÃO AO ELETROCARDIOGRAMA

3.1 Eletrocardiografia - um breve histórico

Em 1616, foi Harvey, quem primeiro descreveu a relação existente entre o batimento cardíaco e a circulação do sangue, porém foi somente em 1856, que Kolliker e Müller constataram que o batimento cardíaco gerava um impulso elétrico. A partir de então, iniciaram-se as tentativas de registrar tal fenômeno. E em 1887, Augustus Waller conseguiu registrar as variações do potencial de ação geradas pelo coração na superfície corpórea, usando um eletrômetro capilar de Lippmann, mas foi Einthoven que, em 1903, o responsável pela nomenclatura das ondas do eletrocardiograma (ECG) em P, Q, R, S e T, além de também ser o responsável pelo aperfeiçoamento do galvanômetro de corda e pela criação do sistema de derivações bipolares(DI, DII e DIII).

Com o aprofundamento dos estudos nesta área, em 1943, Wilson propões as derivações unipolares VR ("R" = right, membro anterior direito), VL ("L" = left, membro anterior esquerdo) e VF ("F" = foot, pés, membros posteriores) e, posteriormente, aperfeiçoadas em 1942, por Goldberger para a nomenclatura atualmente usada: aVR, aVL e aVF (onde "a" significa aumentada).

Para sua correta interpretação, é necessário que os traçados eletrocardiográficos sejam padronizados. Assim, todos os traçados devem ser realizados em papel apropriado, quadriculado, com 1mm² de área. O papel desloca-se sob a agulha do aparelho em duas (25 mm/s e 50 mm/s) ou mais velocidades. De acordo com a velocidade usada, obtém-se, por lei da física ($v = e/t$, onde v = velocidade, e = espaço e t = tempo), que na velocidade de 25 mm/s a distância de 1 mm equívale a 0,04 s e que na velocidade de 50 mm/s a distância de 1 mm equívale a 0,02 s. A amplitude das ondas está diretamente relacionada a diferença de potencial registrada. É estabelecido que 1 mm equívale a 0,1 mV, assim, tem-se a padronização freqüentemente utilizada nos ECG de que 1 mV equívale a 10 mm. Portanto, o papel do ECG nada mais é que um sistema cartesiano onde no eixo de abscissas marca-se o tempo em segundos e no eixo das ordenadas as diferenças de potencial em milivolts.

A análise de um traçado eletrocardiográfico, deve ser feita de modo metódico. Familiarizar-se com o aparelho utilizado, observar fatos como o posicionamento adequado do paciente em decúbito lateral direito, colocar corretamente os eletrodos e

eliminar as interferências do ambiente são fatos importantes. A análise é iniciada com a determinação da frequência e do ritmo cardíaco, avaliando a presença ou não de arritmias. Segue-se, então, com a análise do complexo QRS, determinado pela média do potencial elétrico gerado durante o ciclo cardíaco (PROVET).

3.2 O Eletrocardiograma

O Eletrocardiograma consiste em um exame complementar usado em cardiologia, o qual avalia a atividade elétrica do coração. Identifica o ritmo, a frequência cardíaca, possíveis sobrecargas, alterações na nutrição do coração (isquemia) e outras várias informações complementares que o método pode nos fornecer (TRANCHESI, 1972).

Mas para termos maior compreensão de como surge o sinal de ECG é necessário conhecermos um pouco sobre a anatomia, funcionalidade e a ativação elétrica do coração.

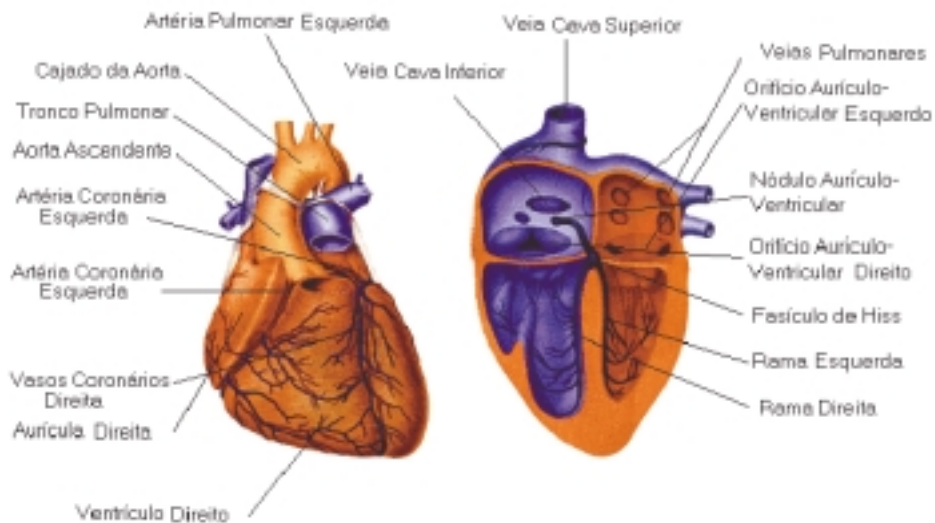


Figura 6: COMPONENTES FUNCIONAIS DO CORAÇÃO

3.3 O Sistema Circulatório

O Corpo humano é como um gigantesco edifício composto por milhões de células, que necessitam receber alimentos e eliminar resíduos.

O sistema circulatório é formado por uma complexa rede de caminhos, utilizados pelo sangue para transportar os diferentes produtos e pelo coração, a bomba encarregada de impulsioná-los.

No sistema circulatório podem ser identificado duas rotas ou circulações, a circulação Pulmonar, encarregada especificamente de oxigenar e descarbonizar o sangue e a circulação sistêmica, encarregada de distribuir o sangue para todas as partes do organismo.

O coração representa o ponto de encontro das duas circulações, os vasos que trazem sangue para seu interior, são chamados de veias, enquanto que os que dele retiram, são chamados de artérias.

A circulação pulmonar se inicia com a chegada do sangue rico em gás carbônico, ao átrio direito do coração por meio das veias cavas superior e inferior, o sangue passa do átrio direito ao ventrículo direito e daí sai pela artéria pulmonar para ser distribuído pelos pulmões.

Nos pulmões o sangue se libera do dióxido de carbono, enquanto recebe oxigênio, uma vez que tenha sido oxigenado, o sangue retorna ao coração por meio das veias pulmonares. A circulação maior tem início com a chegada de sangue pelas duas veias pulmonares esquerdas e as duas veias pulmonares direitas ao átrio esquerdo do coração, então passa para o ventrículo esquerdo e deste por meio da artéria aorta é distribuído para todo o organismo.

Logo que tenha sido distribuído para todas as partes do organismo o sangue retorna para o átrio direito por meio das veias cavas.

3.4 O Ciclo Cardíaco

O Coração se contrai cerca de 70 vezes por minuto, reproduzindo de forma periódica o que denominamos de ciclo cardíaco.

O Coração poderia ser comparado a duas bombas acopladas, direita e esquerda que trabalham automática e sincronizadamente, cada uma das bombas, possuem duas cavidades independentes denominadas de átrio e ventrículo, portanto o coração terá um átrio e ventrículo direito e um átrio e ventrículo esquerdo.

A passagem do sangue, dos átrios para os ventrículos é regulado por uma válvula, situada por entre as cavidades, do mesmo modo a passagem do sangue dos ventrículos para as artérias, é regulado por uma outra válvula.

Durante o ciclo cardíaco são repetidos uma série de fases, chamadas de sístole ou contração e de diástole ou de relaxamento, o ciclo da bomba direita, tem início com a diástole atrial, quando o átrio está cheio de sangue abre-se a válvula tricúspide e o sangue passa para o ventrículo direito, tendo início a diástole ventricular, que envia o sangue para o ventrículo direito, quando acaba a diástole ventricular é produzido o fechamento da válvula tricúspide, e se abre a válvula pulmonar, então tem início a contração ou sístole ventricular ao qual expulsa o sangue por meio da artéria pulmonar para os pulmões.

Dos pulmões o sangue oxigenado, retorna pelas veias pulmonares para o átrio esquerdo do coração, dando início ao ciclo da bomba esquerda.

O ciclo da bomba esquerda, igualmente ao da direita, tem início com a diástole atrial, quando o átrio esquerdo está cheio de sangue, a válvula bicúspide mitral se abre e o sangue passa para o ventrículo esquerdo, tendo início então a diástole ventricular.

O ventrículo esquerdo termina de encher quando expulsa todo sangue do átrio pela sístole atrial, quando termina a diástole ventricular ocorre o fechamento da válvula bicúspide e a abertura da válvula aórtica, tendo início então a contração ou sístole ventricular a qual expulsa o sangue pela artéria aorta.

O sangue expulso se distribui pela artéria aorta, a todos os órgãos do corpo e retorna para o coração pelas veias cavas. As duas bombas trabalham em paralelo, e de forma automática, diástole atrial, diástole ventricular, sístole atrial e sístole ventricular.

O ciclo é repetido 70 vezes por minuto, mas pode ser acelerado ou reduzido conforme as exigências do corpo humano(SBC homepage).

3.5 A Ativação Elétrica do Coração

A cada minuto o coração de um ser humano adulto bombeia cerca de 5 litros de sangue, podendo chegar à taxa de 20 a 30 litros por minuto, durante exercício intenso. Para a

realização deste trabalho contínuo, o coração consome cerca de 5 a 10% do gasto energético total do corpo (MASSAYURI, 1999).

Certas células do coração são altamente especializadas na produção e na transmissão de estímulos elétricos, formando um sistema com uma anatomia não apresentada por outros órgãos.

Este sistema é constituído por alguns centros de excitação denominados nodos, onde são gerados os impulsos elétricos e por algumas ramificações que os distribuem pelo coração para que se contraíam.

O processo tem início em um centro situado na parede externa do átrio direito, denominado nodo sinoatrial (SA) figura 7a, o estímulo então se propaga pelos átrios e chega a um segundo centro situado entre o átrio direito e o septo ventricular, denominado nodo atrioventricular (AV) figura 7c, a partir de onde o estímulo se propaga por todo miocárdio dos ventrículos.

Esta atividade elétrica do coração é estudada mediante a colocação de uma série de eletrodos na pele do tórax e das extremidades que recolhem e traduzem os estímulos elétricos em uma serie de ondas, deste modo é obtido aquilo que conhecemos como eletrocardiograma.

Embora como vimos o coração se contraia de forma automática, também recebe estímulos do sistema nervoso central que aumentam ou diminuem seu ritmo conforme as necessidades do organismo. A localização das estruturas que compõem o sistema de condução é apresentada na figura a seguir.

- Ativação Elétrica do Coração

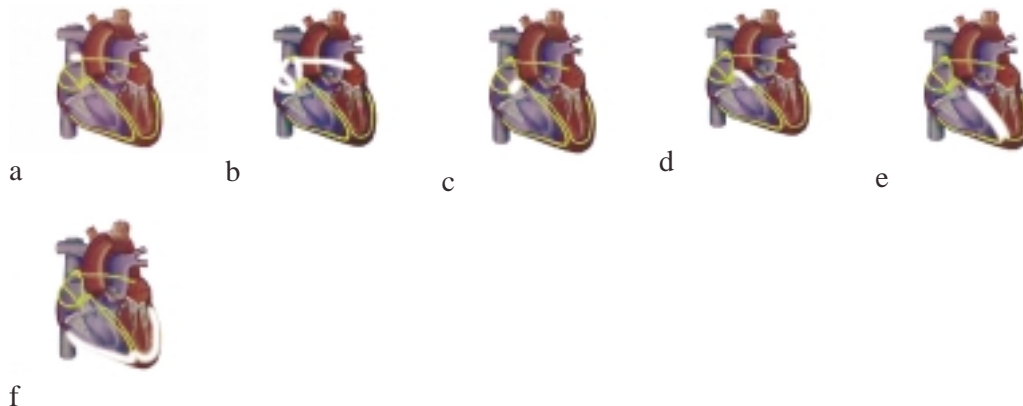


Figura 7: DISTRIBUIÇÃO DO SISTEMA DE CONDUÇÃO NO CORAÇÃO.

Constituem o sistema especializado de condução do coração:

- **O Nódulo Sinoatrial (SA):** localizado na união entre a veia cava Superior e o átrio direito, é considerado o marca-passo cardíaco, por gerar regularmente potenciais de ação espontâneos, cuja frequência de despolarização determina a frequência dos batimentos cardíacos;
- **O Nódulo Atrioventricular (AV):** localizado na parte posterior direita do septo Interatrial;
- **As Fibras de condução Internodais:** têm como função a transmissão rápida dos potenciais de ação do nódulo **SA** ao nódulo **AV**;
- **O Feixe de His:** origina-se no nódulo **AV** e divide-se em um ramo direito e dois ramos esquerdos, estendendo-se pelo septo Interventricular para baixo, até o ápice dos ventrículos;
- **O Sistema de Purkinje:** encontra-se distribuído no miocárdio ventricular, projetando-se para cima, em direção à base. Ramifica-se extensamente, formando uma densa rede de fibras sob o endocárdio (MASSAYURI, 1999).

3.6 Ondas, Intervalos e Segmentos do Eletrocardiograma

O Eletrocardiograma (ECG) é o registro, na superfície do corpo, da soma algébrica das variações de potencial produzidas pelas células cardíacas, fornecendo informações sobre a seqüência temporal dos eventos elétricos no coração.

A atividade elétrica do coração vai produzir potenciais detectados na superfície do corpo com amplitudes variando de 0,5 mV (milivolts) até 4 mV (TRANCHESI , 1972).

Os nomes das várias ondas, intervalos e segmentos que ocorrem no ECG humano estão apresentados na figura abaixo.

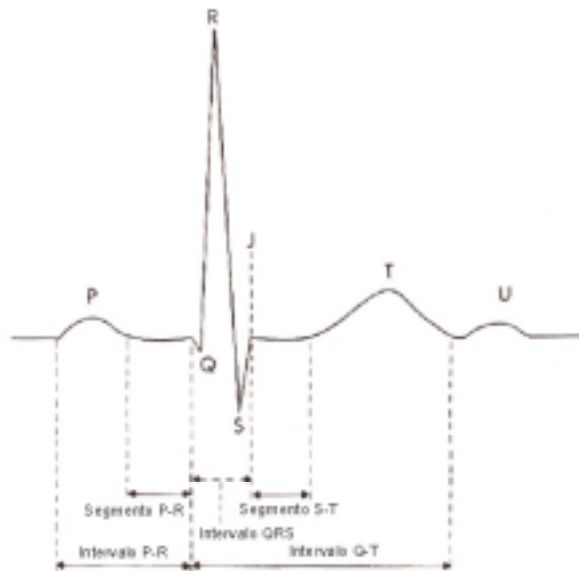


Figura 8: AS ONDAS, INTERVALOS E SEGMENTOS DO ECG .

A onda de despolarização que se espalha pelos átrios após a despolarização do módulo SA, produz a onda P. Quando todas as fibras atriais estão na fase de platô de seus potenciais de ação, o traçado do ECG retorna à sua linha de base.

O próximo evento evidente do ECG é o complexo de QRS, resultante da despolarização dos ventrículos.

Enquanto os ventrículos estão despolarizados, os átrios estão se repolarizando, no entanto o sinal gerado pelos átrios é mascarado pelo sinal de maior intensidade proveniente dos ventrículos. Quando todas as fibras dos ventrículos atingem a fase platô, o traçado do ECG novamente retorna a sua linha de base.

Em seguida ocorre a repolarização ventricular, que dá origem a onda T (TRANCHESI, 1972).

3.6.1 Onda P

A onda P deve ser analisada quanto às seguintes características:

-Eixo (orientação): no plano frontal o eixo de P, fica entre 0° e 90° (onda P positiva em DI, DII e aVF e negativa em aVR), considerado o vetor normal dirigido

para baixo e para a esquerda. No plano horizontal, o vetor se dirige para frente (onda P positiva em V1).

Em V1, a onda P pode ser difásica, tipo plus-minus. Quando isso ocorre a fase positiva deve ser maior do que a negativa.

-Amplitude: a maior amplitude não deve exceder 2,5 mm (0,25 mV).

-Morfologia: arredondada e monofásica, podendo ser difásica em V1.

-Duração: duração máxima é de 0,10s.

3.6.2 Intervalo PR

É medido do início da onda P até o início do QRS. Varia de 0,12s a 0,20s e representa o tempo que o impulso gerado pelo nodo SA, levou para atingir as Fibras de Purkinje.

3.6.3 Complexo QRS

O complexo QRS deve ser analisado quanto às seguintes características:

-Eixo (orientação): a faixa de variação do eixo do QRS no plano frontal é de -30° a $+120^\circ$. No plano horizontal, o vetor médio do QRS é orientado para trás.

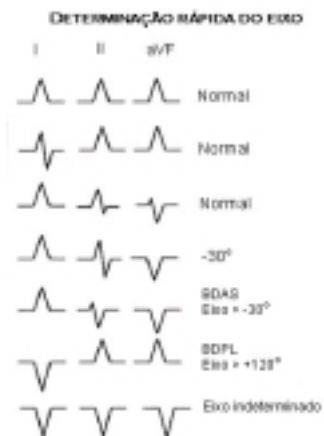


Figura 9: DETERMINAÇÃO DO EIXO DO COMPLEXO QRS.

-Amplitude: diz-se que existe baixa voltagem, quando não se registra qualquer deflexão maior do que 5mm em derivação bipolar ou se a maior deflexão no plano horizontal não ultrapassa 8mm.

Alta voltagem é definida quando se registra ondas R ou S $> 20\text{mm}$ nas derivações frontais ou, no plano horizontal, ondas S (V1/V2) ou ondas R (V5/V6) $> 30\text{ mm}$.

-Morfologia: varia de acordo com a derivação e a posição elétrica do coração. Onda Q. É a primeira deflexão negativa do QRS e representa a ativação septal.

Onda Q patológica é definida quando exceder 25% do tamanho de R e duração $> 0,04\text{s}$.

Em algumas derivações, estes limites podem ser ultrapassados (aVR, aVL e D3). A presença de onda Q em V1, V2 e V3 deve ser sempre considerada anormal. A ausência de onda Q em V5 e V6 também é anormal.

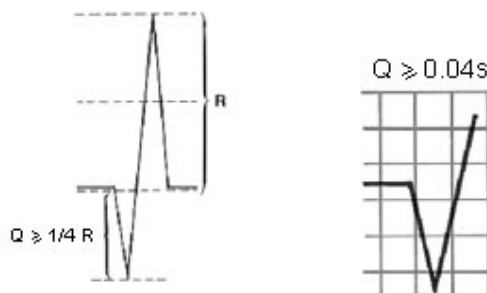


Figura 10: A ONDA Q

3.6.4 Onda R

É a primeira deflexão positiva do QRS e representa fundamentalmente a ativação das paredes livres. Normalmente deve progredir de amplitude de V1 para V6.

3.6.5 Onda S

É a segunda deflexão negativa do complexo QRS e representa a ativação das porções basais dos ventrículos. Normalmente deve diminuir de amplitude de V1 para V6.

-Duração: o complexo QRS deve ter duração máxima de 0,12s. Deflexão intrinsecóide é o tempo de ativação ventricular. Medido do início do QRS até o vértice da onda R, deve ser no máximo de 0,045s.

O aumento da deflexão intrinsecóide pode ocorrer por: hipertrofia ventricular, bloqueio de ramo, bloqueio divisional ou infarto agudo do miocárdio.

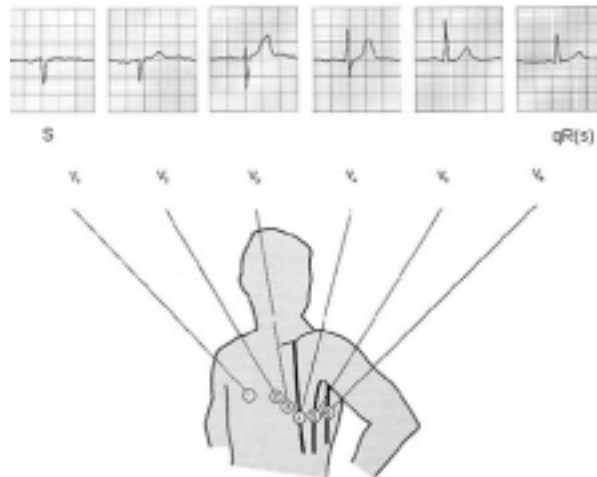


Figura 11: O TRAÇADO DO QRS NAS DERIVAÇÕES PRECORDIAIS.

3.6.6 Segmento ST

Começa no ponto J (término do QRS) e termina na porção ascendente da onda T.

Normalmente a primeira porção do segmento ST é isoelétrica. Desníveis do segmento ST podem ocorrer por múltiplas causas, sejam elas primárias (corrente de lesão do IAM) ou secundárias (hipertrofias, bloqueios de ramo, etc...).

3.6.7 Onda T

Sua orientação segue o vetor médio do QRS. Tem morfologia tipicamente assimétrica, com a porção inicial mais lenta. Não deve exceder 5mm nas derivações frontais ou 10 mm nas precordiais. Sua polaridade pode ser muito variável, sendo obrigatoriamente positiva em V5 e V6 e obrigatoriamente negativa em aVR.

3.6.8 Intervalo QT

É medido do início do QRS até o final da onda T e representa o tempo de ativação e recuperação do miocárdio ventricular. O intervalo QT, varia com a idade, sexo e muito com a frequência cardíaca;(SITE CARDIOLOGIA DA UFSC)

Portanto, deve ser corrigido através da fórmula de Bazget:

(O limite superior para homens fica em torno de 0,425s e para mulheres em torno de 0,440s).

3.7 Patologia - Exemplo abordada neste trabalho: HVE

Um dos objetivos do sistema é que ele a nível de experimento seja capaz de identificar uma sobrecarga denominada Hipertrofia Ventricular Esquerda (HVE), ver a seguir a sua descrição.

Optamos pela HVE por apresentar no traçado do eletrocardiograma características simples. Eletrocardiograficamente há um aumento dos potenciais do ventrículo esquerdo, resultando numa maior voltagem dos complexos QRS, com ondas R altas nas derivações esquerdas: D1, aVL, V5 e V6.

Existirão ondas S profundas nas precordiais direitas V1 e V2, os critérios eletrocardiográficos que determinam o HVE, são apresentados a seguir.

3.7.1 Descrição da Hipertrofia Ventricular Esquerda

A Hipertrofia Ventricular Esquerda (HVE) é um processo que leva à deterioração progressiva da função ventricular. Além disso, é um importante fator de risco cardiovascular, aumentando a mortalidade da insuficiência cardíaca (ICC) e da doença coronariana. Também está associada a maior incidência de morte súbita em pacientes hipertensos e naqueles com arritmias ventriculares.

Macroscopicamente, a HVE caracteriza-se pelo aumento da espessura do septo Ventricular e da parede livre do ventrículo esquerdo(VE) e frequentemente está associada à diminuição do volume da cavidade ventricular.

Do ponto de vista microscópico, observa-se aumento da massa tecidual, resultante do aumento da fibra muscular e da replicação das células não-miocíticas.

3.7.2 Critérios eletrocardiográficos de HVE

Todos os pacientes hipertensos devem ser submetidos a um ECG. Ele é particularmente útil como uma referência se o paciente desenvolver, subseqüentemente sintomas de cardiopatia coronária.

Idealmente, todos os pacientes gravemente hipertensos devem ser submetidos a um ECG anualmente, ele pode revelar indícios de infarto do miocárdio ou HVE (BEEVERS & MACGREGOR, 1999).

As anormalidades eletrocardiográficas são (BJÖRN, 2001).

1. **Índice de Sokolow-Lyon :**

S em V1 + R em V5 ou V6 > 38 mm ou 3,8 mV.

2. **Produto Cornell:**

Duração do **QRS** (ms) X Voltagens (de duas derivações : R em aVL + S em V3) (para mulheres adicionar-se mais de 6 mm).

Limiar de normalidade é 2.440 mm.ms (HVE se > 2440).



Figura 12: MEDIDA DE SOKOLOW E LYON PARA AVALIAÇÃO DE HVE

Obs: Neste exemplo, S V1 = 19 e R V5 = 21; total de 40 mm indicando grave HVE.

Quando houver uma HVE grave, as voltagens das derivações torácicas, podem ser tão grandes a ponto de não caber no papel estreito do ECG. Nessas circunstâncias, o técnico de ECG poderá reduzir a voltagem de 10 para 5 mm/mV. As derivações são então rotuladas de V1/2 a V6/2 com as marcas devidas de calibração.

Os critérios eletrocardiográficos de HVE são relativamente grosseiros e podem deixar de apontar muitos pacientes portadores de hipertrofia. A ecocardiografia é melhor, mas nem sempre se encontra disponível, contudo, se presente a HVE indica na verdade, que a hipertensão é sustentada e deve ser tratada intensamente, pois que o risco de morte para um certo nível elevado de pressão arterial é três vezes mais alto nesses pacientes em comparação com aqueles com a mesma pressão mas sem HVE.

4 METODOLOGIAS DE ANÁLISE DE SINAIS DE ECG

Sinais são quantidades físicas ou variáveis detectáveis que transmitem informações, por exemplo, um sensor de mede a temperatura de um forno. Um sinal elétrico (como uma tensão de 0V a 5 V) transmitido a um computador pode representar, ao logo do tempo, a temperatura do forno, onde 0V corresponde a 100 C e 5V a 500 C.

No caso o eletrocardiograma captura os potenciais elétricos do coração, representando através de sinais o estado do coração.

Existem duas formas tradicionais de representação de sinais físicos:

- **Representação no domínio do tempo:** onde a amplitude do sinal é representada como uma função do tempo.
- **Representação no domínio da frequência:** onde a função que representa o sinal mostra a amplitude de cada frequência que o compõe.

Para grande parte das aplicações em processamento de sinais, a representação destes no domínio do tempo não é mais adequada. Isto porque, muitas vezes, as informações cruciais estão contidas no chamado espectro em frequência do sinal, que mostra quais frequências existem no sinal analisado.

Por exemplo, o espectro em frequência de um sinal de eletrocardiograma é de grande importância para que um cardiologista possa saber se o paciente apresenta alguma doença ou não (BALDISSERA, ORTH & STEMMER, 2001).

Neste capítulo foram pesquisadas várias técnicas de análise de ECG, realizado um levantamento do material bibliográfico e apresentamos uma discussão sobre os métodos encontrados e o método utilizado neste trabalho para realizar a análise de sinais de ECG.

É bom ressaltar que este trabalho está em conformidade com o padrão DICOM 3.0 e que nem um outro trabalho pesquisado e apresentado aqui, apresenta tal conformidade. Entre as ferramentas encontradas, compatíveis com o padrão DICOM 3.0, não foi encontrado material publicado ou disponível para realização de um estudos mais aprofundados, sendo assim, tal compatibilidade justifica a realização deste trabalho.

4.1 Métodos Sintáticos

O reconhecimento sintático de padrões é baseado na composição estrutural de padrões a partir dos padrões mais simples do sinal. As partes mais elementares dos padrões são chamadas de primitivas e então existe relações para construir padrões mais complexos a partir de padrões primitivos mais simples(KOSKI, 1996).

Vários métodos foram desenvolvidos durante as últimas décadas para executar a análise automática de ECG por computadores. O problema da análise automática é como reconhecer um importante subpadrão (uma determinada onda), do batimento cardíaco e como calcular a parâmetros essenciais do sinal, como a amplitude e duração de subpadrões. Em (KOSKI, JUHOLA & MERISTE, 1995) é apresentado um método de reconhecimento sintático de sinais de ECG utilizando autômatos finitos atribuídos, que descreve como um autômato atribuído é usado para executar análise de sinais de ECG, o método consiste em três fases, primeiro o sinal sofreu um pré-processamento para retirada de ruídos ou interferências, segundo foi extraído primitivas, que codificava as partes mais elementares da informação estrutural do padrão e finalmente a análise da estrutura sintática das primitivas.

O sistema de autômatos atribuídos executa a análise sintática da string de entrada e calcula as durações e amplitudes dos subpadrões do ECG (KOSKI, 1996).

4.1.1 O Sistema de autômato atribuído

O reconhecimento sintático de padrões é baseado na composição estrutural de padrões a partir dos padrões mais simples do sinal. As partes mais elementares dos padrões são chamadas de primitivas e então existem relações para construir padrões mais complexos a partir de padrões primitivos mais simples(KOSKI, JUHOLA & MERISTE, 1995).

As técnicas de análise sintática dos dados representados pelas amostras apresentam a vantagem de requererem menos processamento por trabalharem com o sinal diretamente no domínio da frequência. Além disso, a natureza dos sinais biomédicos quase sempre define uma estrutura sintática regular. Como a natureza destes sinais são geralmente muito complexas e a interpretação da sua estrutura depende do contexto onde elas ocorrem, a análise do sinal pode ser reconhecida pela aplicação de

um parser que reconheça uma linguagem definida pelo sinal. Um problema é a construção de gramáticas e do analisador sintático para o sinal pois tem-se que usar na maioria das vezes linguagens muito complexas. Para resolver isto em (KOSKI, JUHOLA & MERISTE, 1995) foram adicionadas heurísticas na análise sintática através da utilização de atributos para primitivas e estados. Neste sistema foi aplicado um conjunto de autômatos com atributos para desempenhar a tarefa de reconhecimento sintático de sinais de ECG. Os atributos fornecem informação adicional pois podem expressar características numéricas não estruturais inerentes do sinal e consequentemente diminuir a complexidade da formalização de uma gramática para representar o sinal

4.2 Análise utilizando a Transformada de Fourier

Desde 1807, a análise de Fourier dominou o campo da representação de sinais no domínio da frequência. No entanto, muitos dos sinais analisados (os sinais não periódicos) não tinham uma representação adequada por meio da Transformada de Fourier.

Essa representação falha ocorre, principalmente, porque a Transformada de Fourier não fornece uma boa localização das frequências que compõem o sinal no domínio do tempo (BALDISSERA, ORTH & STEMMER, 2001).

Em (BATISTA, MELCHER & CARVALHO, 2000) a transformada de Fourier é utilizada para realizar a compressão do sinal, com objetivo de reduzir os requisitos de armazenamento e transmissão de eletrocardiogramas digitalizados.

4.3 Análise utilizando a Transformada de Ondoletas (WAVELETS)

Para superar a representação deficiente de Fourier, desenvolveu-se a teoria de Ondoletas (Wavelets). A transformada de Wavelets tem trazido resultados satisfatórios em áreas como: compressão de dados, detecção de características em imagens e remoção de ruídos de sinais físicos e biológicos.

Em (BARDONOVA & PROVAZNÍK, 1998) apresenta um modelo de aplicação para reconhecimento de padrões em sinais de ECG, para caracterização de arritmias cardíacas e outras irregularidades, onde vários processos de reconhecimento foram

utilizados dentre eles a transformada de Wavelets. Nota-se que a transformada de Wavelets é muito utilizada por enquanto no processamento de sinais para resolução de parte do problema na análise de ECG, mas a transformada Wavelets é uma teoria relativamente nova, e tem se revelado uma ferramenta poderosa e vantajosa no processamento e análise de sinais para inúmeras aplicações, e por ser relativamente nova, há ainda um campo vasto para exploração e experimentação, até que se firme como uma ferramenta clássica como por exemplo a transformada de Fourier (FARIA, 1994).

4.4 Metodologias baseadas em Redes Neurais Artificiais

A grande quantidade de trabalhos realizados utilizando redes neurais no processamento de sinais de ECG digitais, acontece pelo fato de que as redes neurais apresentam a capacidade de aprendizado e treinamento. As redes neurais artificiais recebem este nome devido a sua inspiração biológica, onde o aprendizado está relacionado com a formação de conexões sinápticas entre os neurônios do sistema nervoso.

Matematicamente o estímulo de um neurônio é representado pelos dados de entrada que serão processados, cada neurônio efetua uma soma ponderada dos dados de entrada, na qual os pesos são ajustados durante um processo iterativo de aprendizado. A resposta ao estímulo, corresponde ao valor de saída do neurônio. Alguns exemplos de técnicas de análise de ECG usando redes neurais artificiais:

- A utilização de redes neurais para classificação e diagnóstico de infarto agudo do miocárdio, utilizando o ECG de 12 derivações, onde características dos ECG's, foram extraídas usando a técnicas de análise do componente principal, que permite identificar um número pequeno de indicadores eficazes(OHLSSON, HOST & EDENBRANDT, 1999).
- Na representação de características do segmento ST para detecção automática de isquemias miocárdicas, onde a rede neural artificial do tipo feedforward/backpropagation é capaz de efetuar a classificação dos segmentos do ECG (FRENKEL & NADAL, 2000).
- Na classificação de arritmias e reconhecimento de doenças crônicas do miocárdio(OHLSSON, HOST & EDENBRANDT, 1999).

4.5 Enfoques de Análise utilizando Lógica Fuzzy

Sistemas Neurofuzzy usam a lógica fuzzy, que constituem de um conjunto e regras fuzzy, que combinam dados lingüísticos e numéricos. A lógica fuzzy usa termos de linguagem natural como: frio, quente, pequeno, médio, grande etc (NEUSCIENCES homepage).

A arquitetura de rede Neurofuzzy é aplicada no reconhecimento de padrões específicos do ECG, como exemplo, um trabalho que teve como objetivo identificar a onda P do eletrocardiograma (PILLA & LOPES, 1999), assim, no processo de localização das ondas P, as amostras coletadas dos sinais são seqüencialmente aplicadas à entrada da rede Neurofuzzy, onde a primeira entrada recebe a amostra mais recente de sinal, enquanto que a última entrada recebe a amostra mais antiga.

Em um trabalho pesquisado, um total de três testes completos e independentes foram realizados usando arquivos de sinais previamente adquiridos, os resultados foram até satisfatórios, porque o sistema encontrou grande quantidade de ondas P, mas houve várias ondas P, que não foram detectadas e até uma onda T, foi considerada como P, na tabela abaixo veja o quadro de resultados.

Caso de teste #	Limiar de Detecção	# de ciclos de ECG	Ondas P detectadas	Ondas P não detectadas	Falsas ondas P
1	0.5	26	25	1	0
2	0.6	27	24	3	1
3	0.6	17	11	6	0

Tabelas 1: TABELA RESULTADOS DE TÉCNICA USANDO REDES NEUROFUZZY

4.6 DISCUSSÃO

Os resultados alcançados com a utilização dos métodos sintáticos apresentaram boa performance e índices satisfatórios de todos os complexos QRS, foram encontrados 99,9% e foi encontrado 91% de todas as ondas T e 77% de todas as ondas P, nos experimentos realizados. O baixo índice de ondas P, encontradas acontece pelo fato que

a onda P, muitas vezes apresenta um voltagem muito baixa e assim é facilmente confundida com ruídos ou interferências no sinal.

Os trabalhos utilizando redes neurais apresentaram bons resultados, mas eram limitados ao conjuntos de sinais em específico, como arritmias por exemplo.

Neste trabalho iremos utilizar os métodos sintáticos por apresentarem bom resultados, baixíssimo consumo de processamento e serem de fácil entendimento.

5 A MODALIDADE WAVEFORM

A modalidade Waveform é composta por um subgrupo de modalidades para representação de ondas específicas como ECG, áudio, sinais provenientes de equipamentos de hemodinâmica e ultrassom, no caso deste último, representa o áudio gerado pelo exame de ultrassom.

5.1 Definição de Objetos de Informação (IOD)

O padrão DICOM especifica um número de classes de objetos de informação (**IOD**), que provem uma definição abstrata de entidades do mundo real, aplicada para comunicação de imagens médicas digitais. Cada definição de classes de objetos de informação consiste da descrição e dos propósitos e atributos ao qual estes são definidos.

Uma classe de objetos de informação não inclui valores para os atributos que compreendem esta definição (CLUNIE homepage).

Para facilitar o crescimento futuro do padrão e para manter compatibilidade com versões anteriores do padrão, dois tipos de classes de objetos de informação foram definidos: **Normalizado** e **Composto**.

Classes de objetos de informação Normalizado: inclui somente atributos inerentes a entidade, representada do mundo real. Por exemplo a classe de objetos de informação estudo, que está definida como normalizada, contém os atributos data do estudo e hora do estudo, porque eles são inerentes em um estudo atual. O nome do paciente, de qualquer forma, não é um atributo da classe de objeto de informação estudo. Porque está inerente ao paciente em que o estudo foi realizado e não em si mesmo.

Classes de objetos de informação Composto: geralmente inclui atributos adicionais que são relacionados mas não inerentes a entidade do mundo real. Por exemplo, a classe de objeto de informação da imagem, Tomografia Computadorizada, que é definida como composta, contém ambos atributos que estão inerentes em uma imagem e atributos que são relacionados, mas não inerentes em uma imagem.

Classe de objeto de informação prove um framework estruturado para enviar requisitos de comunicação de imagens que são definidos em versões anteriores do padrão.

Para simplificar, a definição de classes de objetos de informação, cada atributo da classe de objeto de informação, são particionadas com atributos similares agrupados.

Estes grupos de atributos são especificados como módulos independentes e talvez seja reutilizado por uma ou mais classe de objeto de informação Composta.

5.2 Principais Modalidades

Em meados de 1999, foram introduzidos ao padrão DICOM 3.0, novas classes de objetos de informação para suportar novas modalidades. Dentre elas, podemos citar as modalidade Waveform, Structured Reporting, Oftalmologia e Advanced MR.

Na qual devemos dar uma atenção especial a modalidade Waveform, que vêm fornecer ao padrão DICOM 3.0, a capacidade de suportar exames cujo resultado não se apresenta como uma imagem de pixel e sim como ondas, como é o caso do ECG (SAMPAIO, 1999).

Algumas das principais modalidades DICOM.

CR = Computed Radiography	CT = Computed Tomography
MR = Magnetic Resonance	NM = Nuclear Medicine
US = Ultrasound	OT = Other
BI = Biomagnetic imaging	CD = Color flow Doppler
DD = Duplex Doppler	DG = Diaphanography
ES = Endoscopy	LS = Laser surface scan
MA = Magnetic resonance angiography	MS = Magnetic resonance spectroscopy
PT = Positron emission tomography (PET)	RG = Radiographic imaging (conventional film/screen)
ST = Single-photon emission computed tomography (SPECT)	TG = Thermography
XA = X-Ray Angiography	RF = Radio Fluoroscopy
RTIMAGE = Radiotherapy Image	RTDOSE = Radiotherapy Dose
RTSTRUCT = Radiotherapy Structure Set	RTPLAN = Radiotherapy Plan
RTRECORD = RT Treatment Record	HC = Hard Copy
DX = Digital Radiography	MG = Mammography
IO = Intra-oral Radiography	PX = Panoramic X-Ray
GM = General Microscopy	SM = Slide Microscopy
XC = External-camera Photography	PR = Presentation State
AU = Audio	ECG = Electrocardiography
EPS = Cardiac Electrophysiology	HD = Hemodynamic Waveform
SR = SR Document	

5.3 Waveform IOD Information Object Definitions

O modelo Entidade Relacionamento do Waveform (MER), apresentado na figura abaixo é aplicado a todas as variedades de Waveform IODs.

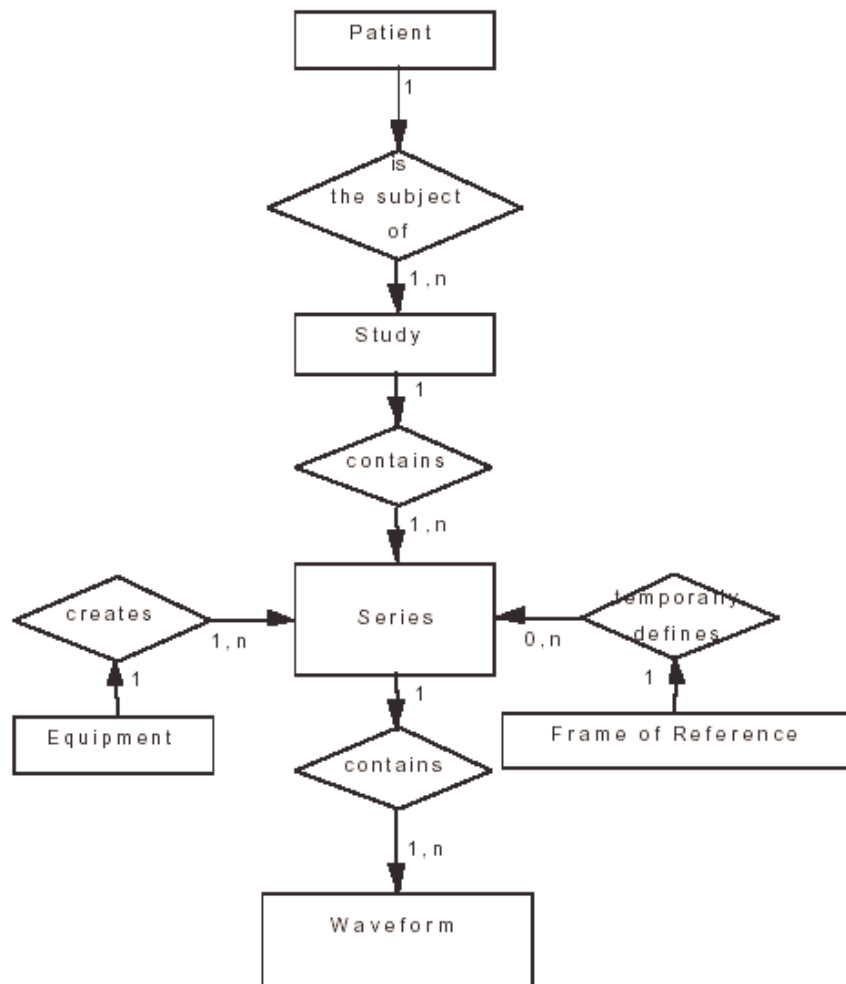


Figura 13: MODELO DE INFORMAÇÃO DICOM WAVEFORM IOD .

Toda modalidade DICOM possui uma tabela de módulos que identifica os seus módulos constituintes, abaixo é apresentado a tabela de módulos da modalidade Waveform.

IE	Module	Reference	Usage
Patient	Patient	C.7.1.1	M
Study	General Study	C.7.2.1	M
	Patient Study	C.7.2.2	U
Series	General Series	C.7.3.1	M
Frame of Reference	Synchronization	C.7.4.2	U
Equipment	General Equipment	C.7.5.1	M
Waveform	Waveform Identification	C.10.8	M
	Waveform	C.10.9	M
	Acquisition Context	C.7.6.14	M
	Waveform Annotation	C.10.10	C – required if annotation is present
	SOP Common	C.12.1	M

Tabelas 2: TABELA DE MÓDULOS WAVEFORM IOD.

A modalidade Waveform IOD, é a representação de várias outras modalidades como as apresentadas a seguir:

5.4 Basic Voice Audio Information Object Definition

A Basic Voice Audio IOD (AU), é a especificação de som digitalizado, que foi adquirido ou criado por uma modalidade de áudio ou por uma função de aquisição de áudio de uma modalidade de imagem, como por exemplo equipamento de Ultra-Som.

A imagem gerada no Ultra-Som, é armazenada em um arquivo e o áudio produzido no mesmo exame, em outro arquivo separado, mas os dois são sincronizados por um equipamento de referência ou um computador.

5.5 12- LEAD Electrocardiogram Information Object Definition

12- Lead Electrocardiogram IOD (ECG), é a especificação de sinais elétricos digitalizados do sistema de condução cardíaco do paciente, coletado na superfície do corpo, adquirido por uma modalidade de ECG, ou por uma função de aquisição de uma modalidade de imagem.

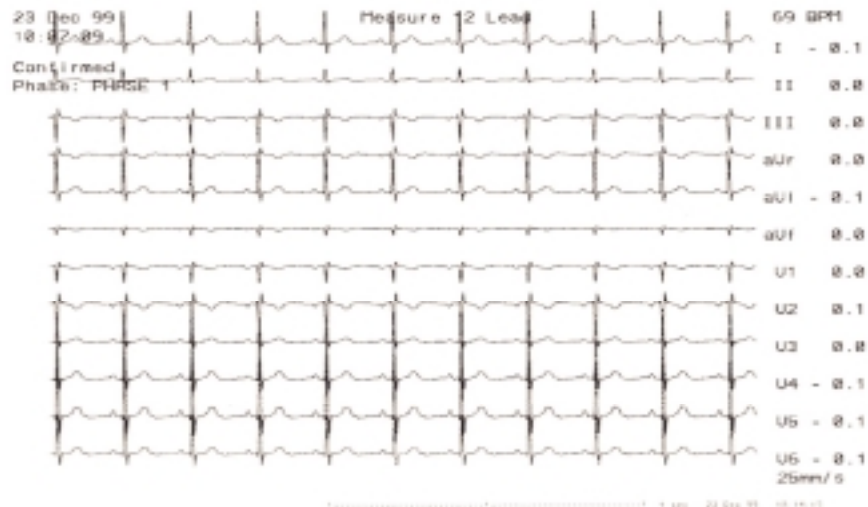


Figura 14: EXEMPLO DE UM EXAME DE ECG 12-LEAD (INFORMATIVO)

5.6 General Electrocardiogram Information Object Definition

Geral ECG IOD (ECG), é a especificação de sinais elétricos digitalizados do sistema de condução cardíaco do paciente, coletado na superfície do corpo, adquirido por uma modalidade de ECG, ou por uma função de aquisição de uma modalidade de imagem.

5.7 Ambulatory Electrocardiogram Information Object Definition

Ambulatorial ECG IOD (ECG), é a especificação de sinais elétricos digitalizados do sistema de condução cardíaco do paciente, coletado na superfície do corpo, adquirido por um dispositivo de eletrocardiografia ambulatorial (Holter).

5.8 Hemodynamic Information Object Definition

Hemodynamic IOD (**HD**), é a especificação de medidas de pressão digitalizados e outros sinais elétricos do sistema circulatório do paciente, adquirido por uma modalidade de hemodinâmica.

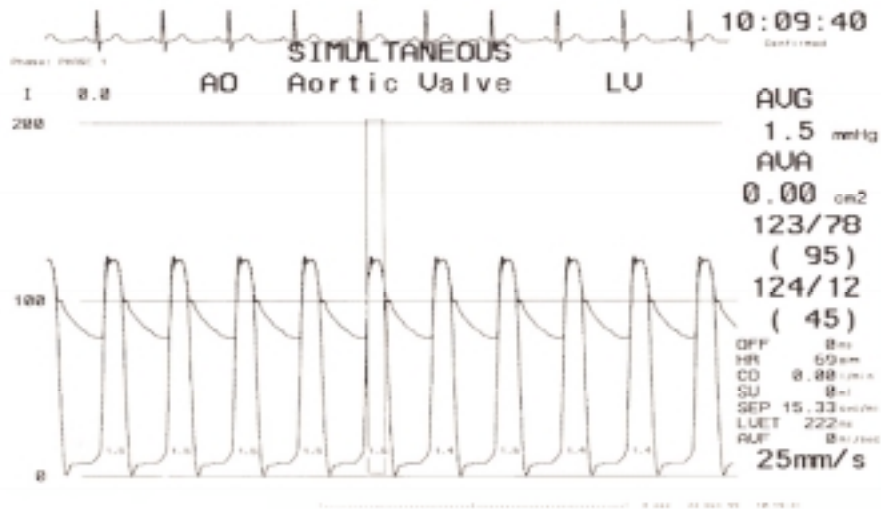


Figura 15: EXEMPLO DE UM EXAME DE HEMODYNAMICA (INFORMATIVO)

5.9 Basic Cardiac Electrophysiology Information Object Definition

Basic Cardiac EP IOD (**EPS**), é a especificação de sinais elétricos digitalizados do sistema de condução cardíaco do paciente, coletado no coração, adquirido por um modalidade de EPS (Electrophysiology).

5.10 Ultrasound Waveform Information Object Definition

Ultrasound Waveform IOD (**USWV**), é a especificação de som digitalizado adquirido ou criado por um modalidade de Ultra-Som.

5.11 Principais Diferenças e Características das modalidades

Descrição da modalidade	Modalidade
Basic Voice Áudio IOD	AU
12- Lead Electrocardiogram IOD	ECG
General Electrocardiogram IOD	ECG
Ambulatory Electrocardiogram IOD	ECG
Hemodynamic IOD	HD
Basic Cardiac Electrophysiology IOD	EPS
Ultrasound Waveform IOD	USWV

Tabelas 3: TABELA DE MODALIDADES WAVEFORM

Descrição da modalidade	Seqüência de Waveform
Basic Voice Áudio IOD	1
12- Lead Electrocardiogram IOD	1 – 5
General Electrocardiogram IOD	1 – 4
Ambulatory Electrocardiogram IOD	1
Hemodynamic IOD	1 – 4
Basic Cardiac Electrophysiology IOD	1 – 4
Ultrasound Waveform IOD	1 ou mais

Tabelas 4: QUANTIDADE DE SEQÜÊNCIA DE WAVEFORM POR MODALIDADES

Descrição da modalidade	Número de Canais
Basic Voice Áudio IOD	1 ou 2
12- Lead Electrocardiogram IOD	1 – 13
General Electrocardiogram IOD	1 – 24
Ambulatory Electrocardiogram IOD	1 – 12
Hemodynamic IOD	1 – 8
Basic Cardiac Electrophysiology IOD	1
Ultrasound Waveform IOD	1 ou mais

Tabelas 5: QUANTIDADE DE CANAIS POR MODALIDADE

Descrição da modalidade	Frequência de Amostragem
-------------------------	--------------------------

Basic Voice Áudio IOD	8000 Hz
12- Lead Electrocardiogram IOD	200 – 1000 Hz
General Electrocardiogram IOD	200 – 1000 Hz
Ambulatory Electrocardiogram IOD	50 – 1000 Hz
Hemodynamic IOD	>= 400 Hz
Basic Cardiac Electrophysiology IOD	>= 2000Hz
Ultrasound Waveform IOD	< 48 KHz

Tabelas 6: FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM POR MODALIDADE

5.12 Identificação do Módulo Waveform

A tabela a seguir, apresenta os atributos que identificam um Waveform como uma entidade de informação separada.

Nome do Atributo	Descrição do Atributo
Instance Number	Identifica o número da instância do Waveform.
Content Date	Representa a data que o Waveform foi criado.
Content Time	Representa a hora que o Waveform foi criado.
Acquisition DateTime	Representa a data e hora de aquisição no momento em que o Waveform foi iniciado.
Referenced Instance Sequence	A seqüência que fornece um conjunto de referências de pares de SOP Classes/instâncias significantes relacionado com o Waveform, um ou mais itens podem ser incluídos em uma seqüência.
Referenced SOP Class UID	Identifica unicamente a classe SOP referenciada. Requerido se um item de seqüência estiver presente.
Referenced SOP Instance UID	Identifica unicamente uma instância SOP referenciada. Requerido se um item de seqüência estiver presente.

Tabelas 7: WAVEFORM IDENTIFICATION MODULE, DOC. PS3.3 PADRÃO DICOM

5.13 Módulo Waveform

A tabela abaixo apresenta os atributos que descreve como está organizada a modalidade Waveform.

Um Waveform consiste em um ou mais múltiplos grupos, cada um codificado em um item de seqüência de Waveform. Todos canais com múltiplos grupos são sincronizados e digitalizados com uma freqüência de amostragem comum.

Nome do Atributo	Descrição do Atributo
Waveform Sequence	Seqüência de um ou mais itens, cada um representando um grupo de múltiplos Waveforms. A ordem dos itens na seqüência é significativa para referencia de múltiplos grupos específicos externos.
Multiplex Group Time Offset	Offset de tempo em milisegundos para referência de tempo.
Trigger Time Offset	Offset de tempo em milisegundos para o trigger(gatilho) de sincronização da primeira amostra de um Waveform de múltiplos grupos. Pode ser positivo ou negativo, requerido se aquisição de Waveform é sincronizada por um trigger.
Trigger Sample Position	Número de amostragem que pertence a um tempo correspondente para sincronização de um trigger .
Waveform Originality	Valores armazenados : ORIGINAL / DERIVED
Number of Waveform Channels	Número de canais do Waveform.
Number of Waveform Samples	Número de amostras por canal.
Sampling Frequency	Freqüência do sinal em Hertz (Hz).
Multiplex Group Label	Rótulo para Múltiplos grupos.
Channel Definition Sequence	Seqüência de um ou mais itens, com um item por canal. A ordem dos itens na seqüência é significativa para referência de um canal específico.

Waveform Channel Number	Numero do canal do equipamento físico usado na aquisição.
Channel Label	Label (rótulo) para o canal usado.
Channel Status	Um ou mais valores para identificação do status do canal na instância SOP, termos definidos: OK, TEST DATA, DISCONNECTED, QUESTIONABLE , INVALID, UNCALIBRATED, UNZEROED.
Channel Source Sequence	Descrição codificada da origem do canal do Waveform(métrico, posição anatômica, função e técnica utilizada) somente um item simples é permitido na seqüência.
Source Waveform Sequence	Uma seqüência que provê referência para um Waveform DICOM, que o canal esta sendo derivado. Um ou mais itens pode ser incluído nesta seqüência.
Referenced Waveform Channels	Identifica múltiplos grupos de Waveforms e canais dentro da instância SOP. Pares de valores (M.C), requerido se o item de seqüência estiver presente.
Channel Derivation Description	Descrição adicional da derivação de um canal Waveform.
Channel Sensitivity	Valor numérico nominal de quantidade de unidades de amostra.
Channel Sensitivity Units Sequence	Um descritor codificado das unidades de medida para a sensibilidade do canal. Somente um único item será permitido nesta seqüência. Requerido se a Channel Sensitivity estiver presente.
Channel Sensitivity Correction Factor	Multiplicador a ser aplicado aos valores das unidades especificados em Channel Sensitivity.
Channel Time Skew	Offset para a primeira amostra do canal de tempo de início de múltiplos grupos de Waveform, em segundos. Requerido se Channel Sample Skew não

	estiver presente.
Channel Sample Skew	Offset para a primeira amostra do canal de tempo de início de múltiplos grupos de Waveforms, em amostras. Requerido se Channel Time Skew não estiver presente.
Channel Offset	Offset adicional para a primeira amostra do canal usado para alinhar múltiplos canais para apresentação ou análise, em segundos.
Waveform Bits Stored	Número de bits significantes na amostra de Waveform.
Filter Low Frequency	Ponto nominal 3db de baixa frequência de banda passante, em Hz.
Filter High Frequency	Ponto nominal 3db de alta frequência de banda passante, em Hz.
Channel Minimum Value	Mínimo valor de amostra válido como limitados pelo equipamento de aquisição.
Channel Maximum Value	Maximo valor válido de amostra como limitado pelo equipamento de aquisição.
Waveform Bits Allocated	Tamanho de cada amostra de dados Waveform no atributo Waveform Data.
Waveform Sample Interpretation	Representação de dados para os pontos de dados Waveform.
Waveform Padding Value	Valor de amostras de Waveform inseridas no canal quando a entrada for ausente ou inválida. Requerido se o equipamento de aquisição insere um padding
Waveform Data	Amostras de dados codificadas- de múltiplos canais .

Tabelas 8: WAVEFORM MODULE ATTRIBUTES , DOC. PS3.3 DO PADRÃO DICOM

5.14 Descrição dos Atributos da modalidade Waveform

5.14.1 Multiplex Group Time Offset

Multiplex Group Time Offset, especifica um offset de tempo em milissegundos, para a tempo de referência da primeira amostra de múltiplos grupos. O tempo de referência é definido em Acquisition Datetime, se presente na Instância SOP.

Em todos outros casos, o offset é para uma referência arbitrária de tempo, este é o mesmo para todos múltiplos grupos na instância SOP. O offset de tempo de múltiplos grupos, e define somente o tempo relativo de sincronização, entre múltiplos grupos na Instância SOP. A referência de tempo arbitrária pode ser presumida de maneira nominal como o Content Time.

5.14.2 Trigger Sample Position

O Trigger Sample Position, especifica a amostra que foi digitalizada, ao mesmo tempo conforme um trigger “gatilho” de sincronização. Posições das amostras são enumeradas por canal, com a primeira amostra enumerada com 1. Isto provê um simple trigger “gatilho simples”, de localização de amostras para todos os canais de múltiplos grupos.

Embora canais, talvez não possuam amostras simultaneamente (como especificada por Channel Time Skew or Channel Sample Skew), para o propósito de determinar a localização de trigger “gatilho”, com um valor de posição inteiro, todos canais são considerados simultaneamente.

5.14.3 Waveform Originality

Waveform Originality, tem o valor **ORIGINAL**, se o Waveform Data samples são originais, e tem o valor **DERIVED**, se o Waveform Data samples, possuem uma derivação de alguma espécie de amostra de dados ou de outros waveforms.

5.14.4 Channel Source and Modifiers

Channel Source Sequences, identifica a medida (quantidade utilizada para calcular, voltagem ou pressão), a posição anatômica do sensor ou sonda, a função do canal

(medida ou estímulos), e algumas técnicas particulares, que afetam aqueles parâmetros (pull-back através de múltiplos locais anatômicos, ou entradas diferentes para dois locais distintos) se a semântica de origem correta não é carregada em uma única entrada codificada (se esta espécie de locação, mas não de medida), os qualificadores adicionais são identificados nas entradas codificadas de Channel Source Modifiers Sequence.

Quando um sensor simples de canal é usado para coletar um Waveform, por dois ou mais locais anatômicos, em procedimentos pull-back hemodinâmica, múltiplos itens Channel Source Modifiers, identificarão os locais de seqüência, se não estiver codificado na semântica de Channel Source Coded Entry. O tempo de transição de um local para outro pode ser indicado com uma anotação, ou a taxa do pull-back pode ser indicada com um Acquisition Context Sequence Item.

5.14.5 Channel Sensitivity and Channel Sensitivity Units

Channel Sensitivity é valor nominal de uma unidade (o bit mais significativo) de cada amostra de waveform no Waveform Data Attribute. E inclui ambos o ganho de amplificador e a resolução de conversão análogo-digital. Não revela a escala vertical de um waveform em um display particular. Channel Sensitivity Correction Factor é a relação do valor (calibrado) atual nominal de Channel Sensitivity no Elemento de dados. Assim o valor da amostra do waveform multiplicado por valor de Channel Sensitivity fornece o valor nominal medido em Channel Sensitivity Units, e o valor nominal multiplicado por um Channel Sensitivity Correction Factor fornece o valor medido calibrado.

5.14.6 Channel Skew and Channel Offset

Skew é também conhecido como um tempo de atraso da sub-amostra, tipicamente causada por usar um conversor multiplexador análogo-digital que comuta de canal para canal. Para análise é importante saber se os canais analógicos foram capturados simultaneamente ou seqüencialmente e então digitalizados. Skew pode ser representado como um offset de tempo em segundos, ou um número fracionário de amostras.

Como um exemplo, um hemodynamic pressure é medido na extremidade externa do catheter, e assim sua medida é atrasada por um tempo para que a onda de pressão se

propague para baixo do catheter. Com uma medida dupla do catheter, dois sinais podem ser adquiridos ao mesmo tempo, mas um chega por uma distância mais longa (uma pressão pulmonary capillary wedge, comparado com uma pressão do ventrículo esquerdo). Para obter uma comparação exata dos waveforms (o gradiente através da válvula mitral) um waveform tem que ser deslocado (talvez em torno de uns 30 ms) para sincronizá-los.

5.14.7 Waveform Bits Stored

Waveform Bits Stored especifica o número de bits significantes dentro de Waveform Bits Allocated para cada amostra, para inteiros sinalizados ou não-sinalizados .

Se Waveform Sample Value Representation é MB ou AB, o valor de Waveform Bits Stored tem que ser igual 8.

5.14.8 Channel Minimum and Maximum Value

Channel Minimum e Maximum Value pode ser usado para enviar limites para converter sinais analógico-digitais. Estes valores não representam os valores máximos e mínimos em um conjunto de dados, mas limites para um range de valores.

5.14.9 Waveform Bits Allocated and Waveform Sample Interpretation

Waveform Bits Allocated especifica o número de bits alocados para cada amostra, e Waveform Sample Interpretation especifica a representação de dados para cada amostra de Waveform. Waveform Bits Allocated deve ser múltiplo de 8. Estes elementos de dados são relacionados, e seus valores definidos, são especificados na tabela abaixo.

Waveform Bits Allocated and Waveform Sample Interpretation		
Waveform Bits Allocated - Defined Terms	Waveform Sample Interpretation - Defined Terms	Waveform Sample Interpretation Meaning
8	SB	signed 8 bit linear
	UB	unsigned 8 bit linear
	MB	8 bit mu-law (in accordance with ITU-T Recommendation G.711)
	AB	8 bit A-law (in accordance with ITU-T Recommendation G.711)
16	SS	signed 16 bit linear
	US	unsigned 16 bit linear

Tabelas 9: DEFINIÇÃO DE TERMOS WAVEFORM BITS ALLOCATED

5.14.10 Waveform Padding Value

Equipamento que produz as curvas de Waveform digitalizadas pode codificar um valor específico quando a origem está desconectada ou então inválida. Estes valores são codificados como um atributo de Waveform Data com uma amostra somente.

O Waveform Padding Value não precisa de um range específico de valores de dados Channel Minimum e Maximum.

5.14.11 Waveform Data

Cada amostra pode ser codificada usando Waveform Sample Interpretation definidos, usando o número definido de Waveform Bits Stored certo para amostra. Se o número de Waveform Bits Stored é menor que o número de Bits no Waveform Bits Allocated, o bit de sinal tem que ser estendido para bit de maior ordem da amostra de dados.

Valores de dados são codificados intercalados, incrementando por canal (channel = C) e então por amostra (sample = S) exemplo (C1S1, C2S1, C3S1, ...CNS1, C1S2, C2S2, C3S2,... CNSM), com nenhum padding ou delimitador explícito entre as amostras sucessivas. Cx denota o canal definido no Channel Definition Sequence Item em número x.

5.15 Waveform Annotation Module

Esta seção contém os atributos que identificam anotações para o waveform da corrente SOP Instance. Cada anotação da forma conceptual ao equivalente de uma folha de anotações numa tela de apresentação da entidade anotada. Anotações são representadas por medidas ou categorização, baseado nos dados do waveform, identificação de regiões de interesses ou características particulares do waveform, ou eventos durante a coleta de dados que pode afetar a interpretação e diagnóstico, veja na tabela abaixo os atributos. Cada item da anotação terá os seguintes componentes :

1. Uma anotação texto, nome codificado, nome codificado/par de valores codificados, ou nome codificado/par de medidas numéricas.
2. Coordenadas temporal no Waveform a que a anotação se aplica.

Nome do Atributo	Descrição do Atributo
Waveform Annotation Sequence	Seqüência de itens de anotação; um ou mais itens pode estar presente.
Unformatted Text Value	Um valor texto (uma anotação).
Concept Name Code Sequence	Codifica a representando o nome completo específico da medida NUMÉRICO ou conceito codificado. Esta seqüência contém exatamente um item.
Modifier Code Sequence	Uma Seqüência de itens modificados ou especializam o nome do conceito, qualquer item da seqüência pode estar presente.
Numeric Value	Valor de medida numérica ou valores.
Measurement Units Code Sequence	Unidades de medidas, codificadas entre seqüências com um item somente.
Referenced Waveform Channels	Lista de canais no Waveform com anotações aplicadas.
Temporal Range Type	Define um tipo de extensão temporal ou regiões anotadas de interesse.
Referenced Sample Positions	Lista de amostras com múltiplos grupos

	especificando pontos temporais para anotação. A posição para a primeira amostra é 1.
Referenced Time Offsets	Específica pontos temporais para anotações de números de segundos após o início dos dados.
Referenced Datetime	Específica pontos temporais para anotações de um tempo absoluto.
Annotations Group Number	Número identificando anotações associadas

Tabelas 10: WAVEFORM ANNOTATIONS ATTRIBUTES

6 A APLICAÇÃO CYCLOPS DICOM WAVEFORM

6.1 A aplicação CyclopsDICOM Waveform

Esta aplicação foi desenvolvida com o objetivo de suprir uma necessidade por parte do projeto Cyclops que apresentava uma carência de ferramentas na área de sinais biológicos, que até então a maioria dos trabalhos realizados no projeto eram na área de processamento de imagens.

O CyclopsDICOM Waveform (CDW) é um software, que permite a visualização, impressão e análise de sinais de ECG, esta aplicação trabalha em conjunto com a aplicação CyclopsDICOM Editor (CDE) que faz a interpretação do arquivo digital e disponibiliza para o CDW todos os objetos necessários para este possa apresentar o traçado do ECG no monitor.

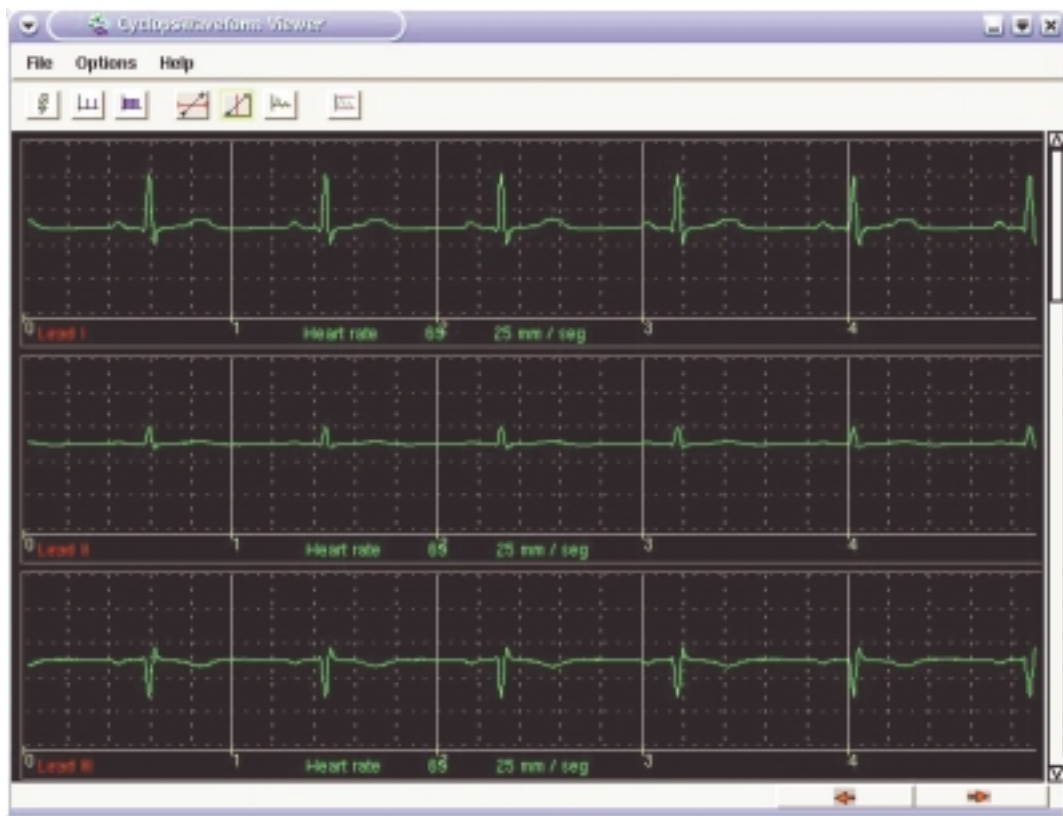


Figura 16: CYCLOPSDICOM WAVEFORM

O CyclopsDICOM Editor é um servidor DICOM, que fica conectado em um ambiente de rede interligado a vários equipamentos de aquisição de imagens e sinais digitais, estes por sua vez geram exames, onde são transmitidos para armazenamento no banco de dados do CDE que por sua vez fornece os exames para aplicações diversas como o CDW por exemplo.

As vantagens deste software em comparação com os software existentes começam pelo fato de ser uma aplicação multiplataforma, podendo ser executada em vários sistemas operacionais como Linux, Windows 98,2000, XP, Solaris e Mac Os. Diminuindo assim o custo com despesas de manutenção e aquisição de equipamentos de informática.

Outra característica importante é que o software não é vinculado a nenhum produto ou solução proprietária, tornando-o bem mais acessível a pequenas clínicas, hospitais públicos e postos de saúdes.

É importante destacar também a forte característica de orientação a objetos que o software possui, facilitando tanto na manutenção do mesmo quanto na reutilização em trabalhos futuros, de partes do código e métodos, veja na figura abaixo a aplicação.

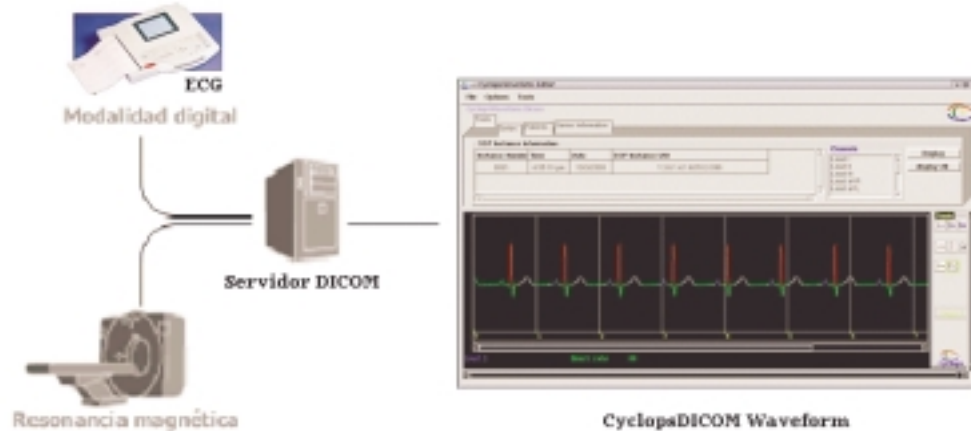


Figura 17: APLICAÇÃO CYCLOPSDICOM WAVEFORM

6.2 Outros objetivos do CyclopsDICOM Waveform

O software tem como objetivo varias tarefas de auxílio para o profissional médico, dentre elas está a possibilidade de impressão dos exames de ECG e HD em papel A4 comum e também a conversão do exame de ECG (da imagem do vídeo) para o formato bitmap (bmp), para que o mesmo possa ser transmitido via internet.

6.3 Metodologia utilizada na análise automática de ECG

Neste tópico é apresentado a metodologia utilizada para realização da análise de sinais de ECG. Para exemplificar a apresentação foi elaborado um esboço dos objetos que compõe a aplicação, presentes no processo de análise do sinal. Depois foi devidamente particionado e em seguida é parcialmente explicado.

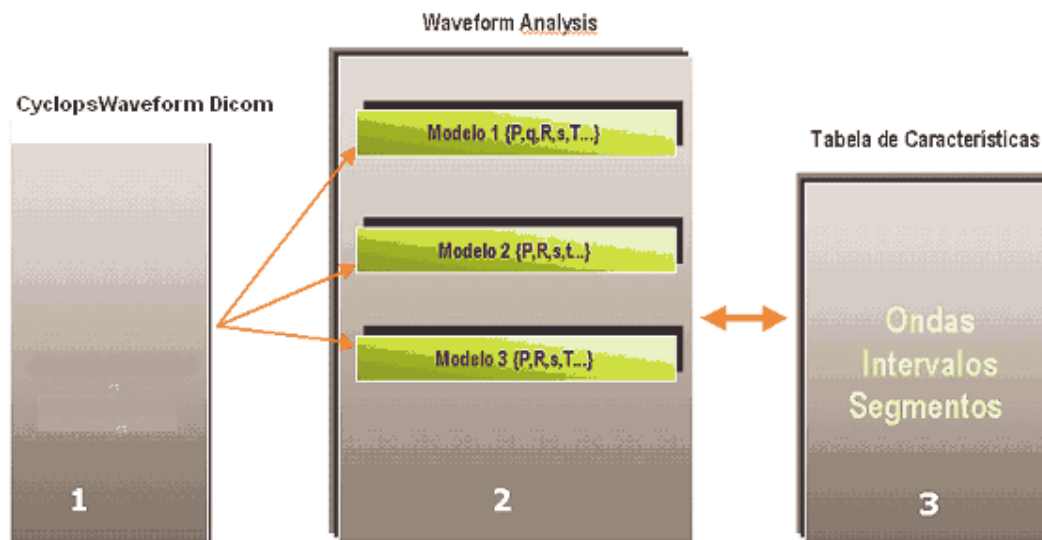


Figura 18: OBJETOS QUE COMPÕEM A APLICAÇÃO CDW

Para um melhor entendimento de como funciona o processo de análise de ECG, executado pelo CyclopsDICOM Waveform, a explicação da função de cada objeto, irá começar pelo objeto 3 e no sentido decrescente.

6.3.1 Objeto 3 – Tabela de Características

O sistema armazena na tabela de características um conjunto de informações referentes as ondas, intervalos e segmentos, onde são inserido as medidas de cada onda, segmentos e intervalos, e também relacionado juntamente com as derivações, isso porque dependendo da derivação, a amplitude de uma determinada onda pode variar, chegando até ser isoelétrica, como é o caso da onda P (TRANCHESI, 1972).

Nos casos em que não se pode parametrizar uma determinada onda, intervalo ou segmento, esta informação será desconsiderada pelo sistema. O sistema irá considerar somente o que se pode padronizar.

Os níveis serão estabelecidos da seguinte forma como na suposição a seguir.

Ondas	D2			D3		
	Min	Média	Max	Min	Média	Max
Duração P	0,02s	0,085s	0,12s
Amplitude P	3 mm

Tabelas 11: TABELA DE CARACTERÍSTICAS

A tabela de características será utilizada também para definir possíveis doenças do coração, com a Hipertrofia do ventrículo esquerdo.

O objeto Waveform Analysis faz consultas na tabela de característica para tentar determinar o reconhecimento de determinadas ondas, no momento em que realiza o processo de análise do sinal.

6.3.2 Objeto 2 – Waveform Analysis

O objeto Waveform Analysis é responsável por analisar um determinado tempo do sinal e identificar as ondas presente no sinal, retornando um possível conjunto de caracteres (amostragem) que são as resrepresentações das ondas encontradas. Temos como exemplo a seguinte amostragem $A = \{P,q,R,s,T,P,q,R\}$, considerando os caracteres em maiúsculo como ondas que aparecem positivas no sinal e as minúsculas como ondas que aparecem negativas no sinal, um exemplo desta amostragem seria como na figura abaixo.

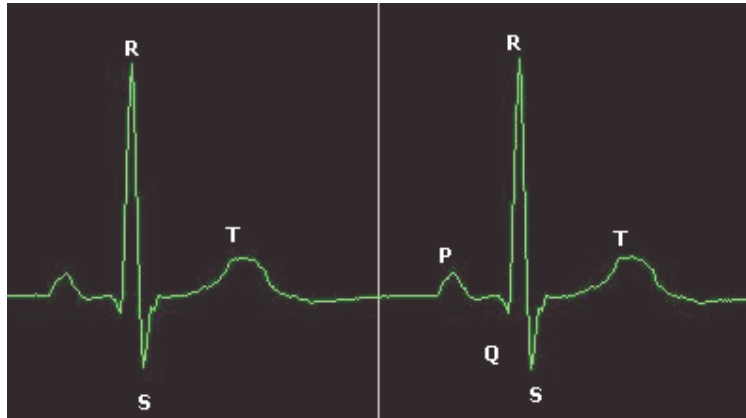


Figura 19: EXEMPLO DE AMOSTRAGEM= { P,Q,R,S,T,P,Q,R }

O objeto Waveform Analysis possui todos os métodos necessários para análise do sinal, possui também uma amostragem inicial que é determinada de acordo com o modelo do sinal, esta amostragem é determinada de acordo com a derivação.

Para melhor entendimento o processo de funcionamento do objeto Waveform Analysis, a explicação foi dividida em passos.

Passo 1: O objeto recebe da aplicação CDW, um conjunto de informações referente ao sinal a ser analisado, nestas informações existe uma identificação da derivação e uma lista de pontos, que representa o sinal.

Passo 2: O objeto procura por uma linha isoeletrica do sinal, se o sinal não apresentar uma linha isoeletrica bem definida, ele busca na tabela de características informações referentes as amplitudes das ondas para determinar um possível linha isoeletrica. Em todos os casos analisados havia uma linha isoeletrica bem definida.

Os valores dessa linha são armazenados numa lista de valores chamada de **linha isoeletrica**. Veja o exemplo a seguir:

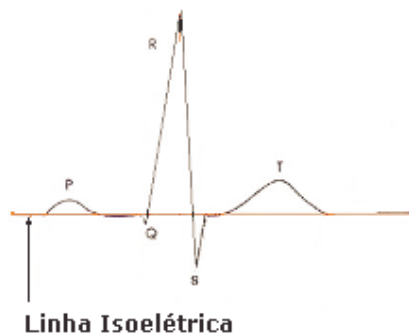


Figura 20: LINHA ISOLÉTRICA

Mas na identificação da linha isoeletrica do sinal havia uma falha porque alguns pontos do sinal que não estavam na faixa da linha isoeletrica não eram identificados pelo objeto, para resolver este problema foi aplicado a regra matemática de Sarrus (TERRA homepage), utilizando a seguinte formula:

$$X = (-P1x \cdot P2y + P1y \cdot P2x) / (P1y - P2y)$$

Onde: P1 é o ponto que antecede a linha isoeletrica e P2 o ponto que a sucede, tendo realizado o cálculo, é possível definir os pontos que não pertence a linha isoeletrica, mas que a cruzam como no exemplo a seguir:

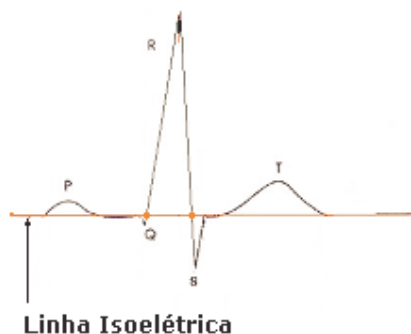


Figura 21: LINHA ISOELÉTRICA COMPLETA

Passo 3: Após detectado a linha isoeletrica o objeto começa o processo de reconhecimento das ondas, onde dependendo da derivação ele começa pela procura da onda de maior amplitude a onda R, da amostragem $A = \{ P, q, \mathbf{R}, s, T, P, q, R \}$. Esse processo se dá pela localização do ponto de maior amplitude, utilizando uma técnica simples de limiarização chamada de thresholding (REIS, 2001).

Passo 4: Após a identificação do ponto de maior amplitude é traçado uma linha na vertical indo de encontro com a linha isoeletrica, após encontrar a linha isoeletrica o objeto procura pelos pontos mais próximos da direita e esquerda, que pertençam a lista

de pontos da linha isoeletrica. O ponto da esquerda encontrado é considerado como sendo o menor ponto e o da direita é considerado como sendo o maior ponto.

Passo 5: O próximo passo é capturar todos os pontos presentes no sinal que estão entre o menor ponto e o maior ponto encontrado. Os pontos encontrados formarão um conjunto de três ou mais pontos que neste caso formam a onda R, em seguida o apartir do maior ponto encontrado na linha isoeletrica o objeto parte em procura da próxima onda, onde a identificação será determinada pelo próximo elemento maiúsculo da lista de amostragem neste caso a onda T.

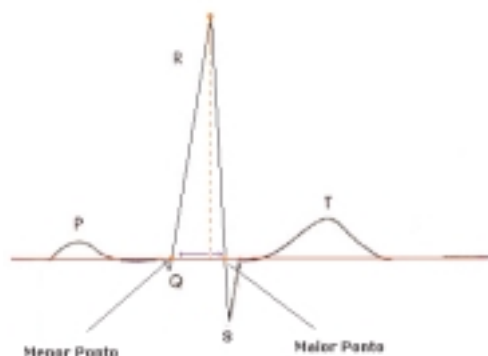


Figura 22: ILUSTRAÇÃO DA CAPTURA DOS PONTOS DA ONDA

Passo 6: Determinando um pico: para localizar um pico agora o sistema conta com a utilização de uma variável de controle chamada i , onde $i = 1$ é utilizada para determinar se a onda está descendo. Primeiro o sistema tenta identificar se o sinal esta subindo ou seja se existe uma onda pela frente, através de uma checagem realizada:

se $N \leq N_1$, então N armazena o valor de N_1 .

Onde N é o valor do ponto atual e N_1 é o valor do próximo ponto, enquanto a condição for verdadeira o objeto avança na lista de pontos do sinal, se encontrar um próximo ponto que não satisfaça a condição, i é incrementado 1. Após i armazenar um valor igual a 3, o objeto entende que a onda esta descendo e considera o valor de N como um ponto de maior amplitude (ponto de pico) e então retorna para o passo 4, para identificação das outras ondas do sinal, de acordo com a amostragem.

Para identificação das ondas da parte inferior do sinal são executados os mesmos procedimentos. O objeto Waveform Analysis é busca identificar a amostragem das ondas. Veja o resultado do processamento na figura abaixo.

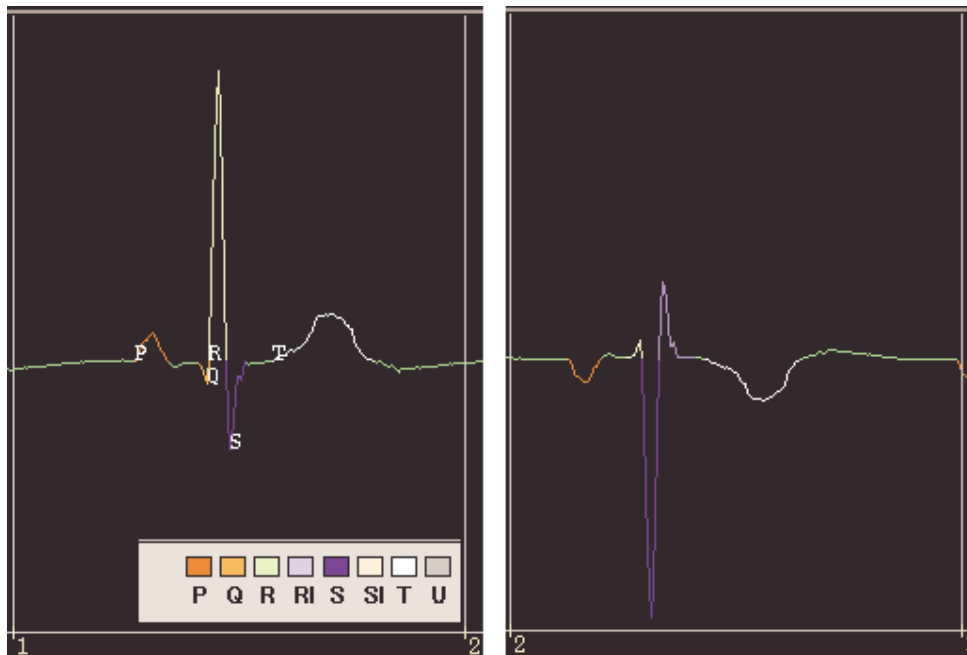


Figura 23: RESULTADO DA ANÁLISE NA DERIVAÇÃO I E AVR

6.3.2.1 Modelos de Ondas

Os modelos de ondas são objetos que estendem todas as características da classe Waveform Analysis, mas implementam ainda características próprias de determinados tipos ou modelos de ECG.

Os modelos de ondas são diretamente relacionados com o diagnóstico de doenças, pois os mesmos implementam os métodos necessários para realizar a checagem se a morfologia do ECG representa ou não uma determinada doença.

Por exemplo o objeto Modelo 1, implementa os métodos necessários para diagnosticar a hipertrofia ventricular esquerda (HVE), através dos seguintes critérios:

- os índices de Sokolow-Lyon: o objeto analisa as derivações V1, V5, V6 e verifica se a soma da amplitude de S em V1 + a amplitude de R em V5 ou V6 é maior que 38 mm ou 3,8 mV.

- Produto de Cornell: calcula a duração do complexo QRS (ms) x voltagens (de duas derivações: R em aVL + S em V3) (para mulheres adicionam-se mais 6mm). O limiar de normalidade é 2,440 mm.ms, se o resultado for > 2440 é constatado a HVE.

6.3.3 Objeto 1 – Máquina de Seleção

A máquina de seleção é parte do software encarregada de realizar um pré-processamento do sinal e extrair a amostragem do sinal para que possa ser selecionado um modelo de ondas que nada mais é do que uma extensão do objeto Waveform Analysis utilizado para realizar a análise de sinal de ECG e cada modelo de ondas armazena características específicas de sinais de ECG.

Esta parte do software é de maior complexidade devido a grande dificuldade de realizar a análise do sinal e identificar a ondas e suas características automaticamente, devido ao grande quantidade de formas que o um sinal de ECG pode apresentar.

Em função da complexidade foi considerado uma amostragem de um sinal com ritmo sinusal normal, representado pela amostragem $A = \{ P, q, R, s, T, P, q, R \}$. Com esta amostragem foi possível realizar os testes nos sinais apresentados anteriormente, onde o mesmo foi capaz de identificar todas as ondas do sinal.

7 Resultados e Discussão

O processamento do sinal se mostrou muito eficaz nos exames realizados, detectando todas as ondas do sinal e calculando amplitudes e durações das mesmas.

A análise de sinal de ECG é apresenta uma grande complexidade devido as várias formas que um sinal de ECG pode apresentar, sendo o trabalho de classificação das ondas uma tarefa extremamente complexa.

Apresentou boa performance durante a realização dos cálculos, as dificuldades encontradas foram a falta de sinais no padrão DICOM, para realização de testes mais específicos, ficando assim uma incógnita pela realização de testes em outros sinais.

É difícil fazer uma previsão do comportamento da aplicação diante de outros tipos de sinais.

Para obter-mos resultados mais satisfatórios seria importante a presença de mais modelos de sinais ECG, na figura abaixo é possível ver as ondas detectadas e suas características como amplitude e duração.

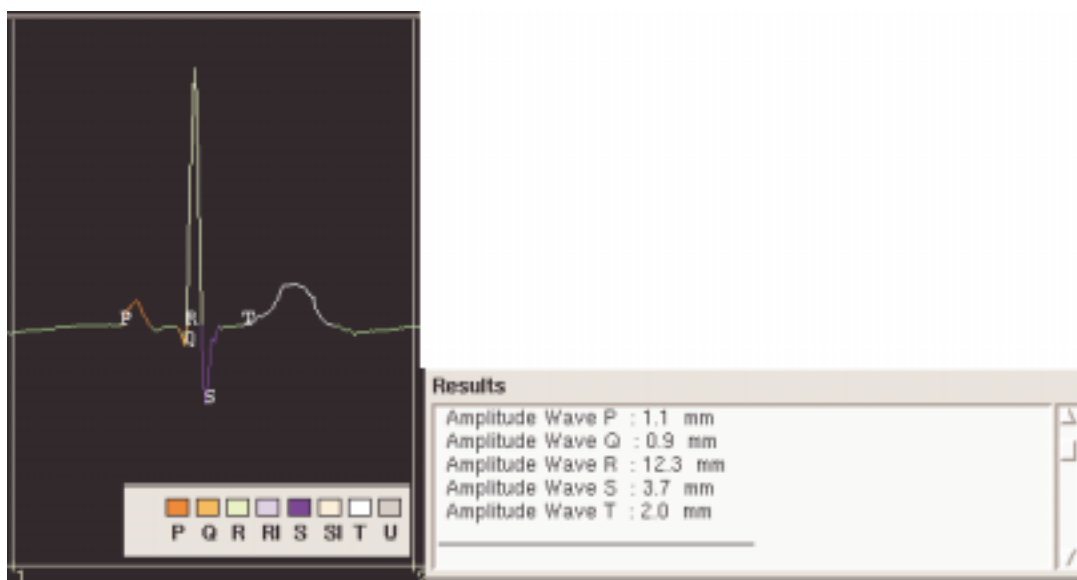


Figura 24: RESULTADOS DO PROCESSAMENTO DE SINAIS

7.1 Trabalhos futuros

Varias melhorias podem ser implementadas para o aperfeiçoamento desta aplicação entres elas:

- Implementação por completo da máquina de Seleção, visando a automatização do processo de seleção de modelos de sinais a serem executados.
- Levantamento detalhado, junto a especialistas das possíveis características existentes nos sinais de eletrocardiografia para construção de uma tabela de características completa.
- Realização de testes com acompanhamento de um especialista, avaliando os resultados dos laudos emitidos pelo sistema.
- Aquisição de maior variedade de exames para testes mais completos do sistema.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. KOSKI, A; JUHOLA, M; MERISTE, M; **Syntactic Recognition of ECG Signals by Attributed Finite Automata**, Pattern Recognition, 28(12), 1995, pp. 1927-1940.
2. BARDONOVA, J; PROVAZNÍK, I; **Hidden Markov Models in Wavelet Analysis**, Programme of Brno University of Technology, 1998.
3. OHLSSON, M; HOST, H; EDENBRANDT, L; **Acute Myocardial Infaction: Analysis of the ECG Using Artificial Neural Networks**, Lund University, 1999.
4. PILLA, V. Jr; LOPES, H. S; **Reconhecimento de Padrões em Sinais Eletrocardiográficos com Rede Neurofuzzy e Algoritmos Genéticos**, Anais do IV Congresso Brasileiro de Redes Neurais, SP, p. 42-46, 1999.
5. RIPLEY, B. D. **Pattern Recognition via Neural Networks**, Nec ResearchIndex, <http://citeseer.nj.nec.com> , página acessada em julho de 2002.
6. BALDISSERA, F. L; ORTH, A.; STEMMER M. R; **Análise da Transformada de Wavelets Aplicada ao Processamento Freqüencial de Sinais**, Simpósio Catarinense de Processamento Digital de Imagens, SCPDI, 2001.
7. FRENKEL, D; NADAL, J, **Comparação de Métodos de representação do segmento ST na detecção automática de Isquemias Miocárdicas**, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 16, n. 3, p. 153-162, set/dez, 2000.
8. BATISTA, L. V; MELCHER, E. U. K; CARVALHO, L. C, **Um esquema de compressão de ECG utilizando seleção de picos e transformada cosseno discreta**, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v. 16, n. 1, p. 39-48, jan/abr, 2000.
9. FARIA, R. R. A.; **Wavelets Teoria e Aplicações**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1994.
10. DICOM Group, **Apresenta informações e documentação sobre o protocolo DICOM** , . [on-line]
Disponível na internet via <http://www.dicom.rad.unipi.it/>
11. CLUNIE, D. A; **David Clunie's Medical Image Format Site**. [on-line]
Disponível na internet via <URL:http://www.dclunie.com>

12. NEMA National Electrical Manufactures Association, **Website**, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Parts 1-3”, Virginia, 2000.
Disponível na internet via [URL:http://www.nema.org/nema/medical/dicom](http://www.nema.org/nema/medical/dicom)
13. SAMPAIO, S. C; **Modelagem e Implementação Orientada a Objetos de um Cliente de Rede para Banco de Dados de Imagens Médicas Digitais utilizando o Padrão DICOM 3.0**, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, dezembro de 1999.
14. KREUTZ, L. S; **Modelo Computacional para Ensino de Fisiologia Cardiovascular**, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, fevereiro de 2001.
15. DELLANI, P. R; **Desenvolvimento de um Servidor de Imagens Médicas Digitais no Padrão DICOM**, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, fevereiro de 2001.
16. SBC, **Sociedade Brasileira de Cardiologia** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.cardiol.br](http://www.cardiol.br)
17. EXCEL MEDICAL, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.excelmedical.com](http://www.excelmedical.com)
18. TRANCHESI, J; **Eletrocardiograma Normal e Patológico**, Atheneu Editora São Paulo S.A , São Paulo 1972.
19. FURUIE, S. S; GUTIERREZ, M. A; BERTOZZO, N. B; FIGUEIREDO, J. C. B; YAMAGUTI, M; **A PACS based model for Telemedicine**, Heart Institute InCor, University of São Paulo Medical School, São Paulo 2000.
20. CARNEIRO, R. D; COUTO, A. A; **Semiologia e Propedêutica Cardiológicas**, Livraria Atheneu – Rio de janeiro 1988.
21. BEEVERS, D. G; MACGREGOR, G. A; **Hipertensão na prática 3**, Editora Santuário – São Paulo.
23. AMODEO, C; PRAXEDES, J. N; SANTELLO, J. L; **Atualização em Hipertensão arterial para o especialista**, Serie dia-a-dia, Editora Lemos.
24. SPÓRIO, A. C; RAMIRES, J. A. F; Hipertrofia ventricular esquerda e doença coronariana: coincidência ou causalidade?.
25. SITE CARDIOLOGIA DA UFSC [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.hu.ufsc.br/~cardiologia](http://www.hu.ufsc.br/~cardiologia)

26. MASSAYURI, O. R; **Eletrocardiograma em Alta Resolução: Processamento e Análise de Sinal**, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 1999.
27. Philips Medical System, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www3.medical.philips.com](http://www3.medical.philips.com)
28. Cantronic Medical System, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.cantronic.com](http://www.cantronic.com)
29. Manuais de Cardiologia, *Livro virtual ano 3*, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.manuaisdecardiologia.med.br](http://www.manuaisdecardiologia.med.br)
30. GE Medical System, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.gemedicalsystem.com/cardiology](http://www.gemedicalsystem.com/cardiology)
31. PROVET, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.provet.com.br/informetecnico.html](http://www.provet.com.br/informetecnico.html)
32. ELETROCARDIOGRAFIA, Site; **Aquisição, Tratamento e Análise de Sinais de ECG utilizando sistemas de som instalados em microcomputadores tipo IBM-PC** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.eletrocardiografia.hpg.ig.com.br](http://www.eletrocardiografia.hpg.ig.com.br)
33. KOSKI, A; **Modelling ECG signals with hidden Markov models**, Elsevier Artificial Intelligente in Medicine, 8 453-471, 1996.
34. NEUSCIENCES , **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.neusciences.com/Technologies](http://www.neusciences.com/Technologies)
37. DATASUS, **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL:http://www.datasus.gov.br](http://www.datasus.gov.br)
38. TERRA, Portal; **Website** [on-line]
Disponível na internet via [URL: http://www.terra.com.br/matematica/arq12-1.htm](http://www.terra.com.br/matematica/arq12-1.htm)
39. GERSTING, J. L; **Fundamentos matemáticos para ciências da computação**, Editora Afiliada ABDR, edição 3, 1993.
40. BJÖRN, D; **Relationship of the Electrocardiographic Strain Pattern to Left Ventricular Structure and Function Hypertensive Patients: The LIFE Study**, Journal of the American College of Cardiology, Elsevier Science Inc, Vol. 38, Nº 2, 2001.

41. REIS, L. P; **Reconstrução 3D de Imagens Médicas** - Uma Proposta para o Enfoque de Metodologias Generalizadas para Reconstrução 3D de Estruturas Anatômicas a partir de Tomografias Computadorizadas, 2001.

9 Anexo I

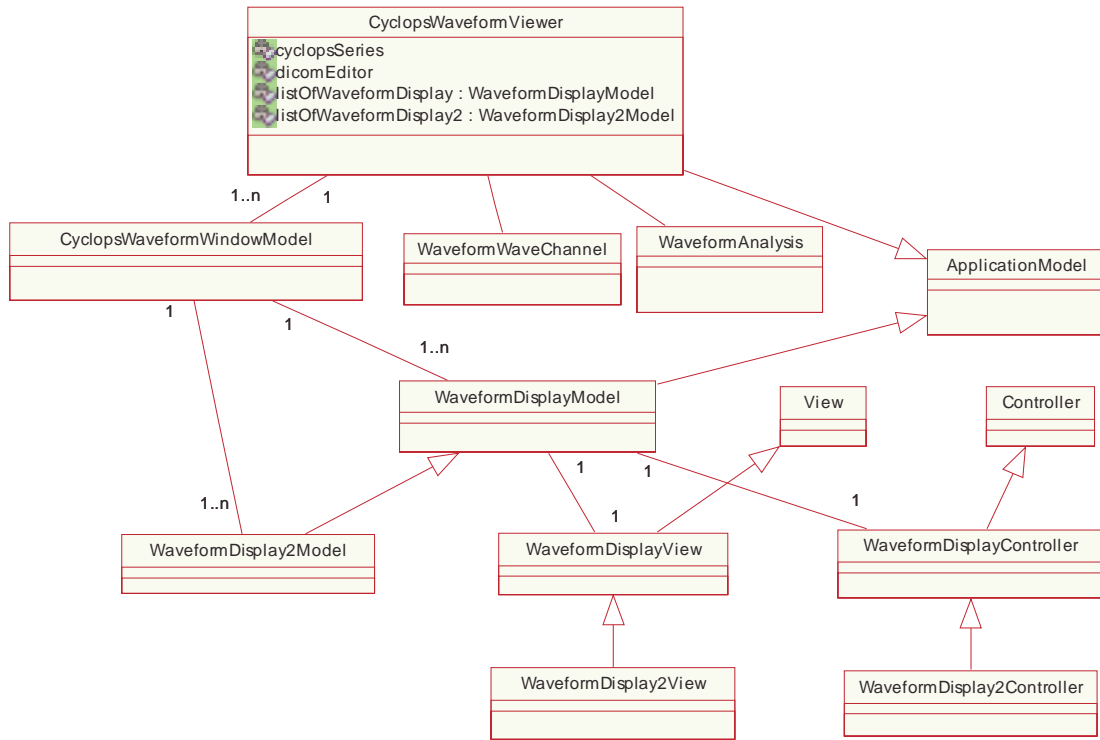


Diagrama de Classe: CyclopsWaveformViewer