

Andréa Marques Vanderlei Ferreira

Uma Especificação do Algoritmo Genético
Baseado em Tipos Abstratos de Dados para
Diagnóstico de Arritmias Ventriculares a ser
Aplicada a partir do Eletrocardiograma

Andréa Marques Vanderlei Ferreira

Uma Especificação do Algoritmo Genético
Baseado em Tipos Abstratos de Dados para
Diagnóstico de Arritmias Ventriculares a ser
Aplicada a partir do Eletrocardiograma

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Curso de Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento do Instituto de Computação da Universidade Federal de Alagoas.

Orientador:

Roberta Vilhena Vieira Lopes

Co-orientador:

Manoel Agamemnon Lopes

Maceió, Abril de 2011

Catálogo na fonte
Universidade Federal de Alagoas
Biblioteca Central
Divisão de Tratamento Técnico
Bibliotecária Responsável: Helena Cristina Pimentel do Vale

F383u Ferreira, Andréa Marques Vanderlei.
Uma especificação do Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados para Diagnóstico de Aritmia Ventriculares a ser aplicada a partir do Eletrocardiograma / Andréa Marques Vanderlei Ferreira. – 2011.
99 f. : il.

Orientadora: Roberta Vilhena Vieira Lopes.

Co-orientador: Manoel Agamenon Lopes.

Dissertação (mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento) –
Universidade Federal de Alagoas. Instituto de Computação. Maceió, 2011.

Bibliografia: f. 93 - 99

1. Sistemas Computacionais de Diagnóstico. 2. Bloqueio do Ramo Direito.
3. Bloqueio do Ramo Esquerdo. 4. Extrassístole Ventricular. I. Título.

CDU: 004.78:612.171



UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALAGOAS/UFAL
Programa Multidisciplinar de Pós-Graduação em
Modelagem Computacional de Conhecimento
Avenida Lourival Melo Mota, Km 14, Bloco 09, Cidade Universitária
CEP 57.072-900 – Maceió – AL – Brasil
Telefone: (082) 3214-1364



Membros da Comissão Julgadora da Dissertação de Mestrado de Andréa Marques Vanderlei Ferreira, intitulada: “Uma Especificação do GAADT para Diagnóstico de Arritmia Ventricular a ser Aplicada no Eletrocardiograma”, apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Modelagem Computacional de Conhecimento da Universidade Federal de Alagoas em 14 de abril de 2011, às 08h30min, na sala de aula do Mestrado em Modelagem Computacional de Conhecimento.

COMISSÃO JULGADORA

Roberta Vilhena Vieira Lopes

Profa. Dra. Roberta Vilhena Vieira Lopes

UFAL – Instituto de Computação

Orientadora

Manoel Agamemnon Lopes

Prof. Dr. Manoel Agamemnon Lopes

UFAL – Centro de Ciências Agrárias

Co-orientador

Luis Cláudio Coradine

Prof. Dr. Luis Cláudio Coradine

UFAL – Instituto de Computação

Examinador

Cleumar da Silva Moreira

Prof. Dr. Cleumar da Silva Moreira

UFAL – Coordenadoria de Eletrônica

Examinador

Maceió, abril de 2011.

*Meu superior Jesus Cristo,
A minha amiga Marleide que desencarnou no ano passado
A minha mãe e
A meu filho*

Agradecimentos

A Jesus Cristo e demais espíritos de luz pela inspiração, capacidade de cursar uma pós-graduação e coragem de enfrentar as dificuldades imprevistas durante o curso.

A meu filho, Augusto Cesar, amor da minha vida, que me encoraja a lutar por meus objetivos.

A minha mãe, Elizabete Marques, pela educação que me concebeu e por cuidar do meu filho nas horas em que eu estudava.

A meu pai, Paulo Vanderlei, por servir de espelho profissional.

Ao meu marido, Fábio Luiz Fregadolli, pela dedicação, paciência, amor e conselhos prestados. Por não cobrar a atenção que merecia e me deixar livre para estudar.

À professora Roberta Lopes, assim como ao professor Agamemnon Lopes por assumirem a responsabilidade de me orientar e co-orientar, respectivamente.

Aos colegas de turma, professores e secretários do programa de pós-graduação.

A todos os membros da banca por contribuírem com a finalização deste trabalho.

À FAPEAL pelo apoio financeiro.

Resumo

Sistemas Computacionais de Diagnóstico são *softwares* utilizados para auxiliar os profissionais da área de saúde a formular uma opinião a respeito do funcionamento de um determinado órgão do corpo humano. Para tanto, estes sistemas recebem como entrada parâmetros de normalidade obtidos da literatura, os quais serão confrontados com a anamnese e/ou exames de pacientes, gerando um diagnóstico com presença ou ausência da enfermidade. Os dados e exames de pacientes podem ser gerados aleatoriamente, extraídos por meio de sinal ou imagem, de banco de dados fidedignos, como o MIT, ou captados do próprio equipamento de exame (por exemplo: eletrocardiógrafo), quando presente um módulo com porta USB, ou simplesmente através da inserção de números dispostos em um plano cartesiano. Este trabalho apresenta um sistema computacional de diagnóstico para Arritmias Ventriculares, o qual utiliza uma abordagem de computação evolutiva, mais especificamente o algoritmo genético baseado em tipos abstratos de dados, que visa detectar anormalidades presentes no exame de eletrocardiograma (ECG), mediante uma análise criteriosa das informações fornecidas ao Sistema de Eletrocardiograma (SIECG). O sistema proposto abrange os eventos do ECG (ondas, complexos, intervalos e segmentos) com suas respectivas derivações periféricas e precordiais, além do perfil do paciente, que corresponde ao conjunto de seus dados pessoais (idade, sexo). O SIECG não apresenta porta USB, uma vez que tem como objetivo atender a saúde pública regional, a qual dispõe de eletrocardiógrafos antigos, sendo assim será alimentado por números extraídos dos ECG, que correspondem à altura e comprimento dos eventos eletrocardiográficos. Os exames gerados para emissão do laudo da equipe médica, que serão comparados com o sistema proposto foram intencionalmente elaborados com a presença de três arritmias ventriculares, a saber: Bloqueio do Ramo Direito (BRD), Bloqueio do Ramo Esquerdo (BRE) e Extrassístole Ventricular. Este sistema foi desenvolvido em Python e Mysql.

Palavras-chave: Sistemas Computacionais de Diagnóstico. Bloqueio do Ramo Direito. Bloqueio do Ramo Esquerdo. Extrassístole Ventricular.

Abstract

Diagnosis Computer Systems are *softwares* used to aid medical professionals to formulate an opinion about how a specific human organ works. Therefore, these systems receive as input parameters of normality obtained from literature, which will be confronted with the history and / or exams of patients, generating a diagnosis with the presence or absence of infirmity. The data and exams of patients can be randomly generated, extracted by means of signal or image from reliable data banks, such as MIT, or obtained by the exams equipment itself (for example: electrocardiograph), when there is a module with a USB port, or simply by inserting numbers arranged in a Cartesian plane. This work presents a computational system for diagnosing Ventricular Arrhythmias which use an evolutionary computation approach, more specifically the genetic algorithm based on abstract data types, which aims to detect abnormalities present on exam of the electrocardiogram (ECG) by a careful analysis of information provided to System Electrocardiogram (SIECG). The proposed system covers the events of the ECG (waves, complexes, intervals and segments) with their respective peripheral leads and precordial, besides profile of the patient, which comprises the set of your personal data (age, sex). The SIECG has no USB port, since it aims to meet the regional public health, which has electrocardiographs old, so it will be powered by figures from the ECG, which correspond to the height and length of electrocardiographic events. The tests generated for the issuance of the report of the medical team, which will be compared with the proposed system was intentionally designed with the presence of three ventricular arrhythmias, namely: Right Bundle Branch Block (BBBR), Left Bundle Branch Block (BBBL) and ventricular extrasystole. This system was developed in Python and Mysql.

Keywords: Diagnosis Computer Systems. Right Bundle Branch Block. Left Bundle Branch Block. Ventricular Extrasystole.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Capítulo 1

1	Arquitetura de um sistema especialista	2
---	--	---

Capítulo 2

2.1	Anatomia Funcional do Coração	8
2.2	Vista Posterior do Coração	9
2.3	O Tecido Excito - Condutor do Coração	10
2.4	Condução elétrica do coração	11
2.5	Ciclo Cardíaco	12
2.6	Sinal ECG nas 12 derivações principais	20
2.7	A, B, C e D	21
2.8	Eletrocardiograma característico da síndrome (BRD)	38

Capítulo 5

5.1	Arquitetura do SIECG	66
5.2	Amostra 18	71
5.3	Amostra 19	72
5.4	Amostra 20	73
5.5	Amostra 21	74
5.6	Amostra 22	75
5.7	Amostra 23	76
5.8	Amostra 24	77
5.9	Amostra 25	78
5.10	Amostra 26	79
5.11	Amostra 27	80
5.12	Amostra 32	81
5.13	Amostra 35	82

LISTA DE TABELAS

Capítulo 2

2.1	Principais músculos cardíacos	8
2.2	Estruturas anatômicas do sistema condutor	10
2.3	Ciclo cardíaco	12
2.4	Eventos do ECG	14
2.5	Eventos do ECG com representações gráficas	17
2.6	Derivações do exame eletrocardiográfico convencional	18
2.7	Ligações feitas nas três derivações	22
2.8	Equações usadas para gerar os potenciais <i>VL</i> , <i>VR</i> e <i>VF</i>	23
2.9	Avaliação da qualidade técnica dos traçados eletrocardiográficos	25
2.10	Verificação da regularidade do ritmo cardíaco	27
2.11	Laudos a partir do ECG	28
2.12	Técnicas utilizadas em sistemas computacionais aplicados ao ECG	31
2.13	Descrições e resultados de sistemas computacionais aplicados ao ECG	32
2.14	Grupos das arritmias cardíacas	35
2.15	Classificação de arritmias ventriculares	35
2.16	Características eletrocardiográficas com seus respectivos sinais	38
2.17	Tratamento das arritmias cardíacas	39

Capítulo 5

5.1	Laudos dos Médicos para os exames de ECG gerados	68
5.2	Teste 1	84
5.3	Teste 2	84
5.4	Teste 3	85
5.5	Teste 4	85
5.6	Teste 5	86

5.7	Teste 6	86
5.8	Teste 7	87
5.9	Teste 8	87
5.10	Teste 9	88
5.11	Teste 10	88
5.12	Teste 11	89
5.13	Teste 12	89

LISTA DE DEFINIÇÕES

Capítulo 3

1ª Definição (Base)	42
2ª Definição (Gene)	43
3ª Definição (Cromossomo)	43
4ª Definição (População)	43
5ª Definição (Grau)	44
6ª Definição (Dominante)	44
7ª Definição (Adaptação)	45
8ª Definição (Seleção)	46
9ª Definição (Fecundação)	46
10ª Definição (Troca)	47
11ª Definição (Mutação)	47
12ª Definição (GAADT)	48

Capítulo 4

1ª Definição (Base)	51
2ª Definição (Gene)	52
3ª Definição (Cromossomo)	53
4ª Definição (População)	54
5ª Definição (Mesma)	55
6ª Definição (Compara Onda)	56
7ª Definição (Compara ComplexoQRS)	57
8ª Definição (Compara Intervalo PR)	57
9ª Definição (Compara Intervalo QT)	58
10ª Definição (Compara Intervalo ST)	58
11ª Definição (Compara Intervalo PP)	59
12ª Definição (Compara Intervalo RR)	59

13ª) Definição (Compara Segmento PR)	60
14ª) Definição (Compara Segmento ST)	60
15ª) Definição (Onda Arritmia Ventricular)	61
16ª) Definição (Intervalo Arritmia Ventricular)	61
17ª) Definição (Segmento Arritmia Ventricular)	62
18ª) Definição (Padrão)	62
19ª) Definição (Grau)	64

SIMBOLOGIA

Abreviações:

ANFIS (Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System)

AS (Arritmia Sinusal)

AVCs (Acidentes Vasculares Cerebrais)

BA (Batimento Acelerado)

BRD (Bloqueio do Ramo Direito)

BRE (Bloqueio do Ramo Esquerdo)

BS (Bradycardia Sinusal)

DCV (Doenças Cardiovasculares)

EA (Extrassístole Atrial)

ECG (eletrocardiograma)

FA (Fibrilação Atrial)

Flut_A (Flutter Atrial)

GAADT (Genetic Algorithm based on Abstract Data Types)

MLP (Multi Layer Perceptron)

MUSIC (Múltiplos Sinais de Classificação)

nó AV (Nodo Auriculo-Ventricular ou Nodo Átrio-Ventricular)

nó SA (Nodo sinusal)

PROCAD (Projeto de Cooperação Acadêmica)

RN (Rede Neural)

RNP (Rede Neural Probabilística)

SIECG (Sistema de Eletrocardiograma)

SUS (Sistema Único de Saúde)

SVM (Support Vector Machines)

T2FCM (Type-2 Fuzzy C-Means)

TV (Taquicardia Ventricular)

VF (Left Leg)

VL (Left Arm)

VR (Right Arm)

WT (Wavelet Transform)

Sinais/Operadores lógicos/Funções:

-(subtração)

+(adição)

×(multiplicação)

=(igual)

≠(diferença)

≥(maior ou igual)

<(menor)

≤(menor ou igual)

∃(quantificação existencial: existe, existe um e somente um)

∀(quantificação universal: para todos, para qualquer, para cada, qualquer que seja)

∑(somatória)

∩(interseção)

\subset (está contido)

$\not\subset$ (não está contido)

\in (pertence)

\notin (não pertence)

\wedge (conjunção lógica: e)

\vee (disjunção lógica: ou)

\cap (interseção)

\rightarrow (seta de função: de...para)

$\{\}$ (notação de construção de conjuntos: o conjunto de...tal que...)

\emptyset (conjunto vazio)

\neg (negação lógica: não)

λ (inócuo)

Θ (peso)

$\#$ (inexistência de ondas)

\cup (união)

\mathbb{N} (números naturais)

\mathbb{R} (números reais)

K (corpo ordenado: - é uma estrutura algébrica, com duas operações, sem divisores próprios de zero e munido de uma ordem.

B (conjunto de base do *GAADT*)

b_j (um elemento da base B)

G (conjunto de todos os genes que podem ser formado a partir dos elementos da base B e que satisfazem *AFG*)

g, g_j (elemento do conjunto G)

C (conjunto de todos os indivíduos que podem ser formado a partir dos genes do conjunto G e que satisfazem AFC)

c, c_j (elemento do conjunto C)

P (conjunto de todos os cromossomos)

P_j (elemento do conjunto P)

Rq (conjunto de requisitos do ambiente)

A (ambiente)

$grau$ (função grau de adaptação do gene)

$adapt$ (função grau de adaptação do indivíduo)

$domi$ (função gene dominante)

fec (função fecundação)

sel_x (predicado seleção)

M (características do macho)

F (característica da fêmea)

$MACHO$ (conjunto dos machos habilitados a cruzarem)

$FEMEA$ (conjunto das fêmeas habilitadas a cruzarem)

$cruz$ (função cruzamento)

ins (função inserção)

del (função supressão)

$troc$ (função troca x)

mut (predicado mutação)

$P(P)$ (conjunto potência de P)

Σ (conjunto de operadores genealógicos que atuam sobre a população P_j)

P_0 (população inicial)

Sumário

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xii
Lista de Definições	xiv
Simbologia	xvi
1 Introdução	1
1.1 Sistemas Computacionais de Diagnóstico	1
1.2 Motivação	2
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Gerais	4
1.3.2 Específicos	4
1.4 Organização da dissertação	5
2 Cardiologia: anatomia e fisiologia do coração, ECG e arritmias	7
2.1 Anatomia do coração	7
2.2 Fisiologia cardíaca	10
2.3 Eletrocardiograma	13
2.3.1 Eventos do ECG	13
2.3.2 Interpretação do ECG	17
2.3.3 Técnica utilizada na realização do exame de ECG	24
2.3.4 Avaliação técnica dos traçados do ECG	24
2.3.5 Avaliação do ritmo e frequência cardíaca	27
2.3.6 Laudos a partir do ECG	28
2.3.7 Sistemas Computacionais de diagnósticos aplicados ao ECG	29

2.4	Arritmias cardíacas	34
2.4.1	Classificação das arritmias ventriculares	35
2.4.2	Tratamento das arritmias cardíacas	39
3	O Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados	41
3.1	Introdução	41
3.2	O GAADT	42
3.2.1	Tipos Básicos do GAADT	42
3.2.2	Operadores Genéticos do GAADT	43
3.2.3	Ambiente do GAADT	47
3.2.4	Algoritmo do GAADT	48
4	Uma Especificação do GAADT para Diagnóstico de Arritmias Ventriculares	50
4.1	Introdução	50
4.2	Tipos Básicos	51
4.3	Operadores Genéticos	54
5	SIECG	65
5.1	Introdução	65
5.2	Arquitetura	66
5.3	Resultados	67
6	Conclusão	91
6.1	Considerações Finais	91
6.2	Sugestões de Trabalhos Futuros	91
	Referências	93

Capítulo 1

Introdução

1.1 Sistemas Computacionais de Diagnóstico

Os primeiros sistemas computacionais de diagnóstico surgiram no século XX. Na década de 60 o computador era usado para realizar cálculos estatísticos com o objetivo de auxiliar a tomada de decisão do profissional de saúde com respeito ao diagnóstico de seu paciente (Prado et al., 1999). O avanço neste seguimento de estudo proporcionou o surgimento, na década de 70, dos primeiros sistemas especialistas para a área médica (Shotliffe, 1976).

Um sistema especialista típico é um programa baseado no conhecimento de um especialista em uma área específica que tem a finalidade de figurar como um consultor especializado virtual. O usuário interage com o sistema através de uma interface que simplifica a comunicação e oculta a parte complexa do sistema por meio da estrutura da base de regras do sistema. As interfaces são compostas de perguntas e respostas. A base de conhecimento contém o conhecimento (geral ou específico) de um domínio em particular. O motor de inferência aplica o conhecimento à solução de problemas reais, sendo seu papel interpretar a base de conhecimento. Os procedimentos que implementam o ciclo de controle são separados das regras de produção. As Regras de Produção “Se... Então...” (Giarratano et al., 1989).

A arquitetura de um sistema típico difere de um sistema especialista apenas na base de conhecimento e nos dados específicos do caso, ou seja, o esqueleto (Shell) de um sistema especialista tem todos os componentes de uma arquitetura de um sistema típico exceto a base de conhecimento e os dados específicos do caso. O subsistema de explanação permite que o programa explique seu raciocínio ao usuário, incluindo justificativa para as conclusões do sistema, em resposta a consultas, como explicações, para e porque o sistema necessita de uma informação em particular e, se for útil, explicações didáticas ou justificativas teóricas mais aprofundadas. Alguns sistemas incluem um editor de base de conhecimento. Os editores de conhecimento ajudam o programador a localizar e corrigir os erros na execução, acessando o subsistema de explanação (Ramos, 2006)

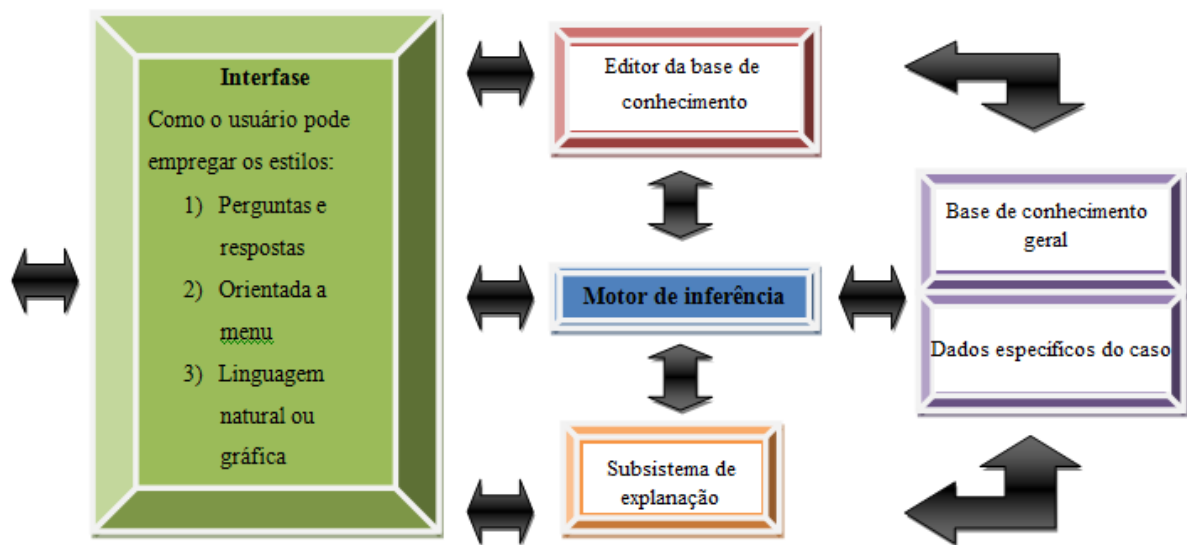


Figura 1 – Demonstra a arquitetura de um sistema especialista. Adaptado de Oliveira, 2003

Os equipamentos médicos capazes de registrar imagens foram responsáveis pelo aparecimento dos sistemas de diagnóstico auxiliado por computador. Estes sistemas são usados para analisar e interpretar as informações contidas em uma imagem médica com a finalidade de gerar um diagnóstico (Zheng, 2009). O funcionamento de um sistema de diagnóstico auxiliado por computador permite encontrar as estruturas morfológicas que compõe a imagem, para então executar um algoritmo de casamento de padrões entre as estruturas da imagem e as estruturas que definem uma dada enfermidade.

Algo indispensável em qualquer unidade de terapia intensiva é um sistema de monitoramento para continuamente obter os sinais de funcionamento de um órgão do corpo humano, classificar cada um dos elementos que compõe o sinal e diagnosticar se o estado clínico do paciente é normal ou não (Tatara et al., 2002 & Andreão et al., 2008). O sistema de diagnóstico proposto nesta dissertação foi especificado com o propósito de fazer parte do sistema de monitoramento cardíaco do PROCAD 1493/2007 (Projeto de Cooperação Acadêmica entre o Mestrado Multidisciplinar em Modelagem Computacional de Conhecimento da UFAL e o Programa de Pós-Graduação em Ciência da Computação da UFPE).

1.2. Motivação

As doenças cardiovasculares (DCV) são responsáveis por 17.000 óbitos por ano (Mackay et al., 2004 & Moreira et al., 1995). No Brasil, os gastos com as internações por DCV são

onerosos, superando a média para as outras doenças e o que levou o Sistema Único de Saúde (SUS) a adotar medidas que minimizem estas doenças (Soares & Nascimento, 2010), dentre elas a profilaxia, por meio de abordagens, que orientem a população, no que diz respeito à alimentação saudável e prática regular de exercícios físicos.

A falta de detecção de algumas arritmias em virtude da pequena variação na morfologia das ondas do ECG, os constantes erros de diagnósticos cardíacos, a inexistência de um sistema que avalie o ECG em tempo real e a necessidade de detectar qualquer arritmia cardíaca com precisão justifica o interesse do desenvolvimento de um sistema de Diagnóstico Assistido por Computador (Rodríguez-Álvarez, 2011). O sistema visa detectar, inicialmente, arritmias cardíacas ventriculares a partir do ECG.

A literatura de sistemas de monitoramento de sinais de eletrocardiograma apresenta vários trabalhos para realização de diagnósticos, que servem de auxílio e/ou comparação da eficácia da técnica utilizada na implementação de um sistema de diagnóstico. A saber, Osowski & Linh (2001) apresentaram a aplicação da rede neural fuzzy para reconhecimento e classificação dos batimentos cardíacos do ECG; Tsipouras et al. (2005) propuseram um método de conhecimento para a classificação dos batimentos cardíacos, além da detecção e classificação de arritmias, com apenas o sinal do intervalo RR extraído a partir de gravações de ECG e Ozbay et al. (2011) apresentaram um estudo comparativo de precisão da classificação de sinais de ECG por uma arquitetura de rede neural fuzzy clustering. A utilização destas técnicas na construção de sistemas iterativos tem permitido corrigir e melhorar os atuais procedimentos médicos, e sensibilização do médico sobre o paciente, melhorando assim o atendimento clínico.

O problema nas abordagens feitas na maioria dos sistemas criados, citados no parágrafo anterior, refere-se a carência de informações das particularidades de cada paciente (idade e sexo), bem como as informações cruciais da interpretação do eletrocardiograma, que muitas vezes não são submetidas ao sistema, mas que são significativas na conclusão do diagnóstico. Por exemplo: eventos eletrocardiógrafos (ondas, complexos, segmentos e intervalos) das arritmias que se pretende detectar, com suas derivações periféricas e precordiais (ver Capítulo 2).

Este trabalho apresenta duas motivações: uma médica e outra computacional. A motivação médica é considerar a idade e sexo dos pacientes, além de todos os parâmetros eletrocardiográficos (eventos e derivações) das arritmias ventriculares. A motivação

computacional, por sua vez, é aplicar um algoritmo genético a um problema de alta complexidade e analisar a sua eficácia e eficiência. Através de uma especificação do algoritmo genético baseado em tipos abstratos de dados (GAADT). À medida que tais arritmias forem cadastradas através dos dados numéricos fornecidos ao Sistema de Eletrocardiograma (SIECG) um banco de dados será criado e armazenado, mas suscetível a qualquer alteração que se deseje fazer.

A associação das duas motivações permitirá obter um SIECG capaz de detectar qualquer arritmia cardíaca ventricular, de forma a auxiliar os laudos emitidos por cardiologistas e proporcionar um atendimento de melhor qualidade, seguido de uma prescrição farmacológica coerente para os pacientes usuários do SUS, visto que esses pacientes almejam uma eficiência dos serviços públicos de saúde. Lembrando que, possibilita uma melhoria também na Atenção Farmacêutica prestada pelo farmacêutico, no ato da dispensação, sendo este o último profissional da equipe de saúde a ter contato com o paciente antes da administração do medicamento.

1.3. Objetivos

1.3.1 Gerais

- Apresentar uma proposta de solução (modelagem, especificação, implementação e teste) baseada em algoritmo evolucionário, para diagnosticar as arritmias ventriculares levando em consideração todos os eventos e as 12 derivações do ECG do eletrocardiograma, assim como o perfil (idade e sexo) do paciente.

1.3.2 Específicos

- Modelar o problema de diagnóstico a fim de:
 - Instanciar as informações presentes nos componentes do eletrocardiograma para os tipos abstratos (base, gene e cromossomo) de dados manipulados pelo algoritmo genético;

- Especificar os operadores genéticos do GAADT para extrair e identificar as os padrões das arritmias ventriculares;
- Representar o conhecimento existente sobre o perfil do paciente em predicados para compor os requisitos do ambiente trabalhado pelo algoritmo genético baseado em tipos abstratos de dados.
- Implementar, numa linguagem de programação, um sistema que realize a modelagem criada e permita:
 - Carregar o perfil do usuário disponível em uma base de dados; e construir os requisitos do ambiente com os dados correspondentes;
 - Extrair do exame de eletrocardiograma, gerado aleatoriamente, os padrões que justifiquem ou não o diagnóstico das arritmias ventriculares;
 - Fornecer uma visualização dos períodos do ECG que justificam o diagnóstico das arritmias ventriculares.
- Analisar o comportamento do sistema mediante os dados de entrada fornecidos, sendo capaz de:
 - Confrontar os resultados obtidos com os laudos emitidos pelos médicos por meio das ocorrências de falsos positivos e falsos negativos;
 - Explicitar a contribuição dada por este trabalho ao diagnóstico de arritmias ventriculares nos resultados encontrados.

1.4 Organização da dissertação

Para cumprir os objetivos definidos na seção 1.3 deste capítulo, organizou-se este trabalho em seis capítulos, incluindo esta introdução.

No capítulo 2, será apresentada uma abordagem geral sobre a anatomia, funcionamento e condução elétrica do coração; ritmo e frequência cardíaca; representação e interpretação da atividade elétrica do coração em eletrocardiográfico; sistemas computacionais de diagnósticos

aplicados a ECG; classificações e definições das arritmias cardíacas ventriculares e fármacos (antiarrítmicos e cardiotônicos).

No capítulo 3, serão mostrados os tipos básicos (base, gene, cromossomo, população), operadores genéticos (graú, gene dominante, adaptação, seleção, fecundação, troca e mutação) e o ambiente do algoritmo genético para auxiliar na definição do GAADT.

No capítulo 4, será apresentada a especificação do GAADT aplicada para diagnosticar arritmias ventriculares.

No capítulo 5, será mostrada a arquitetura do sistema de diagnóstico proposto, a especificação do GAADT usada para diagnosticar arritmias ventriculares, e exemplos do comportamento desse sistema, bem como os resultados experimentais.

No capítulo 6, será mostrada a conclusão dessa dissertação e as perspectivas de trabalhos futuros a serem desenvolvidos.

Capítulo 2

Cardiologia: anatomia e fisiologia do coração, ECG e arritmias

2.1 *Anatomia do coração*

O coração apresenta-se em forma de cone, sendo um órgão oco e musculoso. Localiza-se na porção mediana da cavidade torácica, encontrando-se separado pelo diafragma, na face interna dos pulmões, num local denominado mediastino (Silverthorn, 2003). Sua maior porção, equivalente a $2/3$, encontra-se no lado esquerdo da linha mediana do corpo e ao lado direito situa-se, apenas $1/3$, porém algumas pessoas podem apresentar alterações anatômicas congênitas e essa proporção ser diferente da média. O ápice do coração está direcionado para baixo e para a esquerda. Seu peso médio difere no sexo, ou seja, o coração de uma mulher tem aproximadamente 250g e o do homem em torno de 300g.

As Camadas que formam o coração são: endocárdio (camada lisa, interna ao coração), o miocárdio (camada média) e o pericárdio (camada externa, reveste o miocárdio) (Howstuffworks, 1999 & Silverthorn, 2003).

Os três principais tipos de músculo cardíaco (atrial, ventricular e fibras musculares) (Goldwasser, 2002) estão representados na Tabela 2.1. A Figura 2.1 representa a estrutura dos músculos presentes no corpo humano, em comparação com o cardíaco. Cabe lembrar que as células musculares cardíacas contraem em 99% e, apenas 1% não contrai, esta última porcentagem corresponde à despolarização espontânea, que é especializada no sistema de condução (Silverthorn, 2003).

Tabela 2.1 – Principais músculos cardíacos. Dados extraídos de Goldwasser, 2002.

Músculo atrial	Músculo ventricular	Fibras musculares excitatórias e condutoras
<ul style="list-style-type: none"> • <i>Contração semelhante ao músculo esquelético, porém maior</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Contração semelhante ao músculo esquelético, porém maior</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Contração fraca (poucas fibrilas contráteis);</i> • <i>Ritmicidade e velocidade de condução variável, formando um sistema excitatório para o coração.</i>

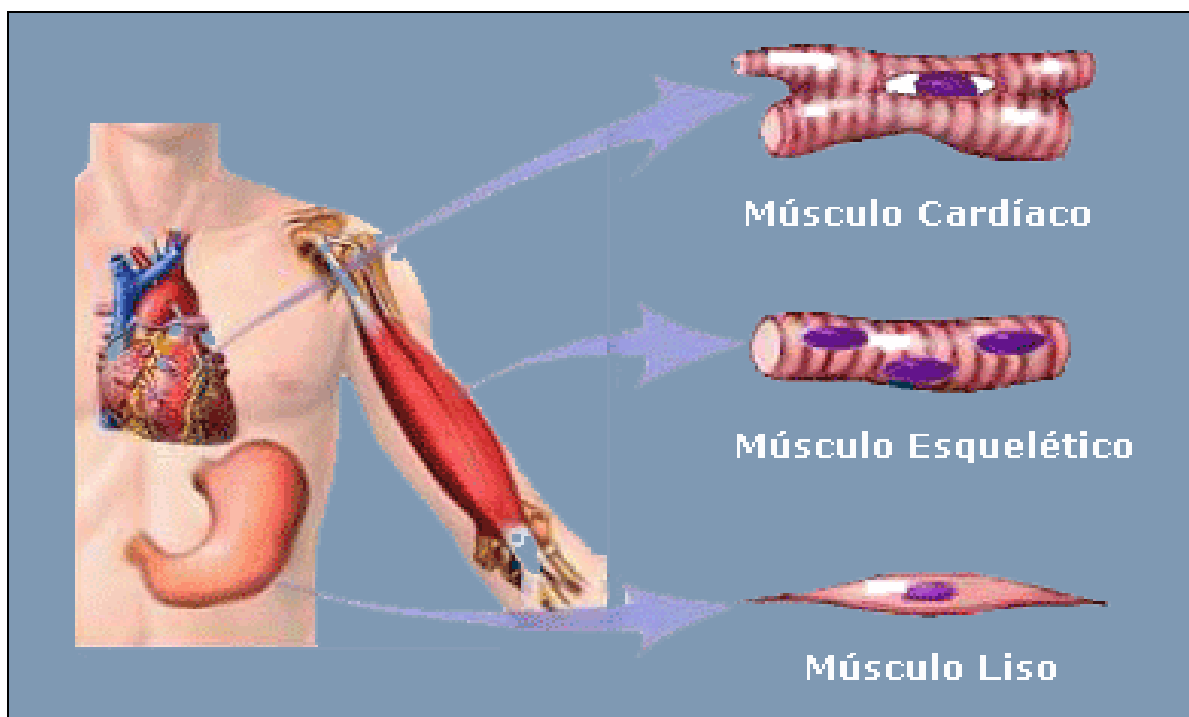


Figura 2.1 – Anatomia Funcional do Coração. Adaptado de Goldwasser, 2002.

O coração é formado por quatro câmaras, como mostra a Figura 2.2, sendo duas superiores chamadas de átrios direito e esquerdo, e duas inferiores, os ventrículos direito e esquerdo. As câmaras funcionam como duas bombas, as quais apresentam funções diferentes, o lado direito, representado pelo átrio e ventrículo direitos leva o sangue para os pulmões e a outra porção composta pelo átrio e ventrículo esquerdos que tem o trabalho de bombear o sangue enriquecido de oxigênio para todas as partes do corpo. Essas duas bombas atuam de forma síncrona e o bombeamento é feito através de tubos de saída, que são as artérias e por tubos de entrada, as veias (Aguiar, 2006).

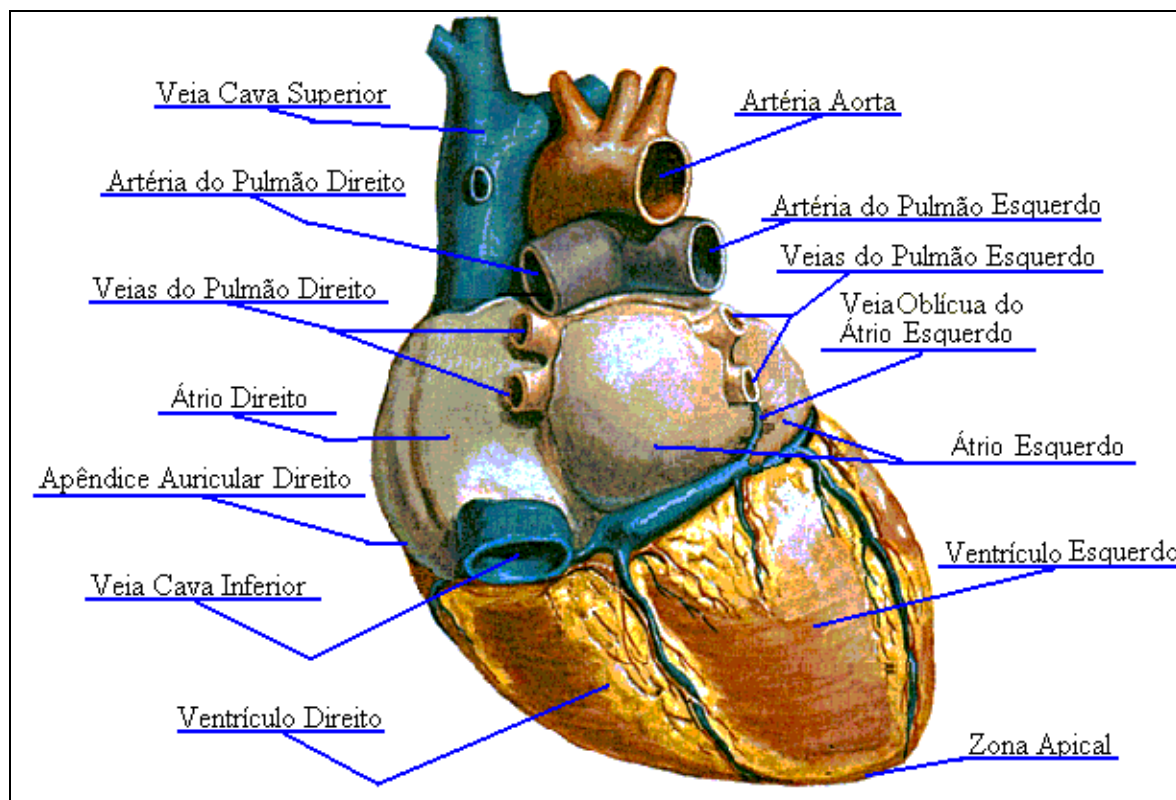


Figura 2.2 – Vista Posterior do Coração. Adaptado de <http://www.msd-brazil.com>.

O tecido fibroso circunda os orifícios valvulares entre os átrios e ventrículos separando-os. Os potenciais de ação, em condições normais, só podem ser conduzidos do sincício atrial para o sincício ventricular, através de um sistema especializado de condução chamado de feixe atrioventricular, isto permite a eficácia do bombeamento cardíaco, uma vez que os átrios devem se contrair pouco antes dos ventrículos (Goldwasser, 2002).

Para que o sangue ao atingir as câmaras, citadas anteriormente, não retorne, a fim de garantir um bom funcionamento circulatório é necessário que as válvulas (tricúspide, pulmonar, mitral e aórtica) estejam em bom estado para que o sangue se desloque, somente, na direção de saída da câmara onde esta localizada. Tais válvulas controlam a dinâmica das câmaras da seguinte forma: válvula tricúspide controla a saída do átrio direito, válvula pulmonar controla a saída do ventrículo direito, válvula mitral controla a saída do átrio esquerdo e válvula aórtica a saída do ventrículo esquerdo (Howstuffworks, 1999).

A anatomia do sistema condutor é formada por quatro estruturas e suas localizações estão representadas na Tabela 2.2 e Figura 2.3.

Tabela 2.2 – Estruturas anatômicas do sistema condutor. Dados extraídos de Goldwasser, 2002 & Silverthorn, 2003.

Estruturas anatômicas	Localização
<i>Nodo sinusal (nó SA)</i>	<i>Na aurícula direita junto à veia cava superior</i>
<i>Nodo auriculo-ventricular ou nodo Átri-ventricular (nó AV)</i>	<i>Na base da aurícula direita</i>
<i>Feixe de His ou feixe Átri-ventricular</i>	<i>Origina no nó AV entrando no septo interventricular, o qual se divide em dois ramos, que percorrem as paredes ventriculares</i>
<i>Fibras de Purkinje</i>	<i>Após o feixe de His, pois são fibras terminais que se estendem deste feixe.</i>

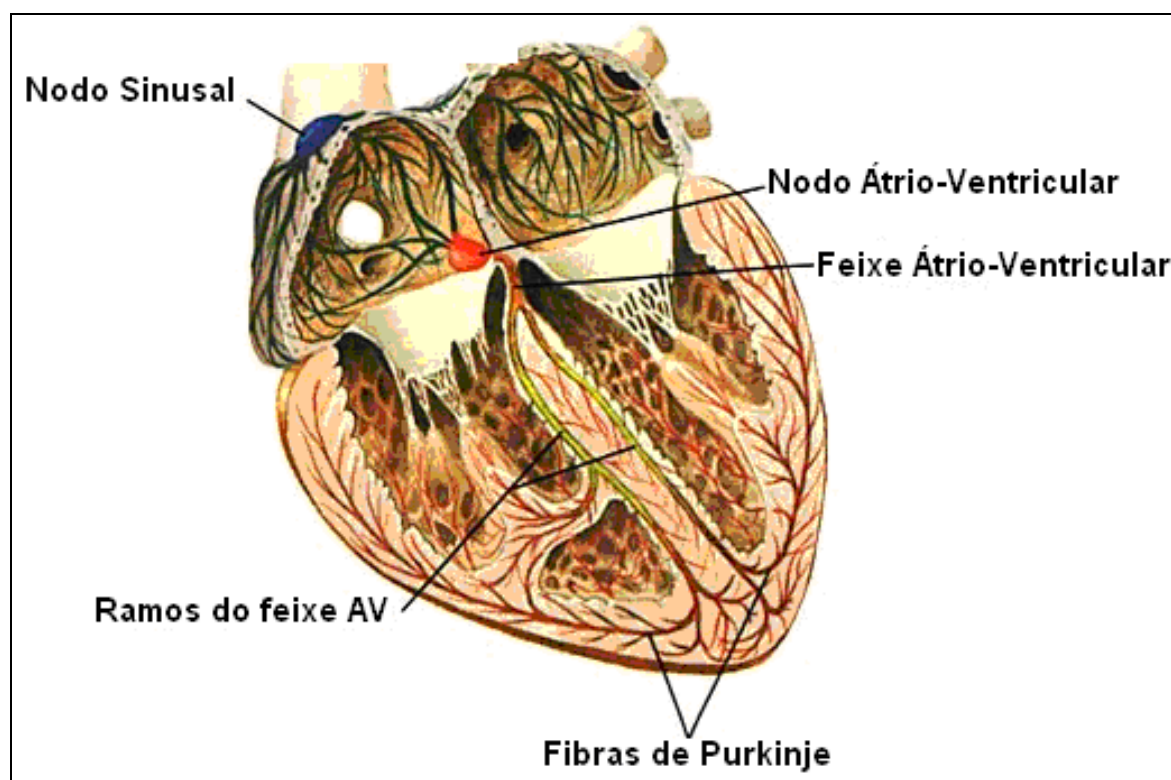


Figura 2.3 – O Tecido Excito - Condutor do Coração. Adaptado de <http://www.accessexcellence.org/>

2.2 Fisiologia cardíaca

A atividade elétrica gerada pelo coração é representada por uma variação cíclica na quantidade relativa de íons de sódio presentes dentro e fora das células do miocárdio, além da diferença exercida na concentração de tais íons na periferia do corpo, no entanto o que

caracteriza a condução elétrica do coração é a presença do nodo sinusal (estimulador). Este estimulador determina o ritmo das despolarizações elétricas funcionando como um marca-passo natural, dominante, do coração, pois sua frequência gira em torno de 60 a 100 batidas por minuto. As células que compõe o nodo atrioventricular, as de regiões próximas aos anéis mitrais e tricúspides, e as células do sistema His-Purkinje apresentam menor frequência, por isso são conhecidas como marca-passos secundários, que somente irão exercer suas funções quando as células do marcapasso sinusal não atuarem de forma ideal. (Hallake, 1994).

A contração dos átrios direito e esquerdo é proveniente da transmissão do impulso elétrico inicial gerado pelo no SA, que em seqüência promove um atraso no nó AV, o qual permite que o sangue preencha os ventrículos direito e esquerdo. Portanto, contração dos ventrículos acontece, logo após, o impulso elétrico percorrer o nodo atrioventricular, o feixe de HIS, que se divide nos ramos direito e esquerdo, alcançar as fibras de Purkinje, e o músculo ventricular (Goldwasser, 2002 & Silverthorn, 2003). O Sistema condutor do coração é representado nas Figuras 2.4 (A e B).

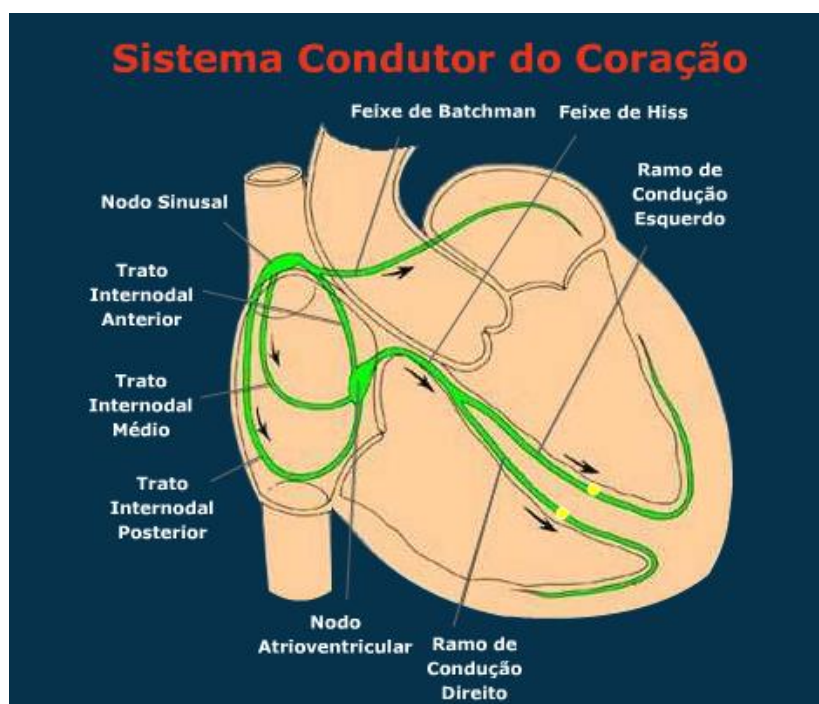


Figura 2.4 – Condução elétrica do coração. Adaptado de Goldwasser, 2002.

A excitação que determina as contrações cardíacas é representada por duas pressões (sistólica e diastólica). A sístole tem origem no átrio direito, sendo levada aos ventrículos pelo tecido de condução, a qual sofre despolarização (cargas positivas no interior, e negativas no

exterior). A célula totalmente despolarizada fica com sua polaridade invertida chamada de repolarização (cargas negativas no interior, e positivas no exterior), a qual fará com que a célula volte às condições basais, a esta situação dar-se-á o nome de diástole, ou seja, o músculo cardíaco relaxa, depois de ter contraído, antes da próxima batida. Existem dois tipos de sístole, a atrial e a ventricular. Cada uma é precedida por uma diástole (Aguar, 2006 & Kato et al., 2006), como mostra o ciclo cardíaco na Tabela 2.3 e na Figura 2.5.

Tabela 2.3 – Ciclo cardíaco. Dados extraídos do Instituto de Ciências Biológicas (<http://www.icb.ufmg.br>)

Fases	Ciclo cardíaco
1	<i>Início da diástole, abertura das válvulas tricúspide e mitral e enchimento ventricular</i>
2	<i>Fechamento das válvulas de entrada, final da diástole</i>
3	<i>Contração ventricular, abertura das válvulas pulmonar e aórtica – sístole ventricular</i>
4	<i>Final da sístole ventricular, fechamento das válvulas pulmonar e aórtica</i>
5	<i>Reinício da diástole atrial e ventricular</i>

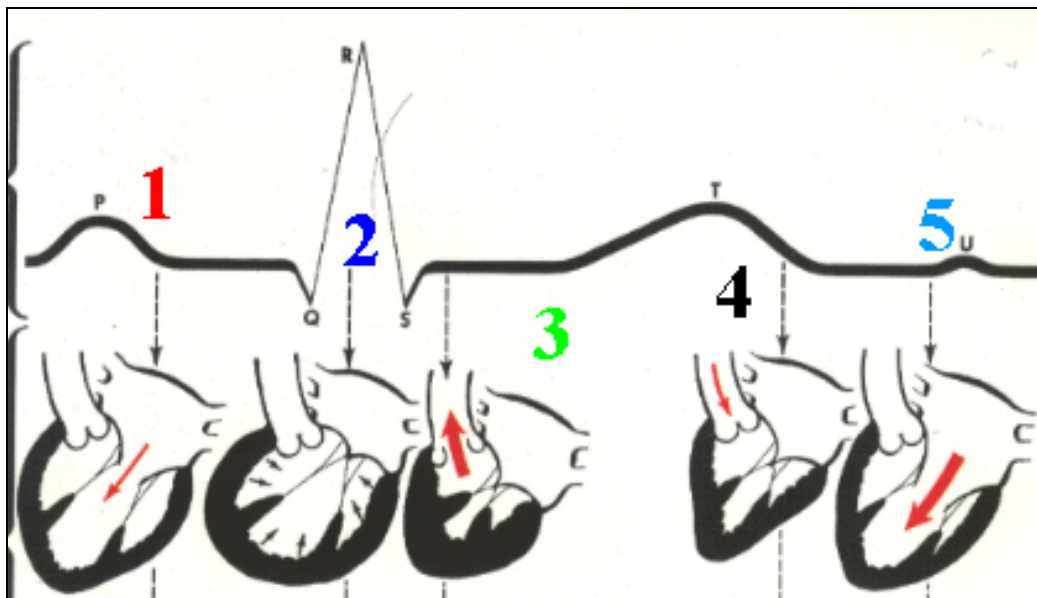


Figura 2.5 – Ciclo Cardíaco. Adaptado de <http://www.icb.ufmg.br>.

2.3 Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) é um galvanômetro, aparelho que representa graficamente a atividade elétrica do coração (Bevilacqua et al., 2000), ou seja, registra o sinal das atividades bioelétricas do sistema cardiovascular, sendo um método não invasivo de análise da atividade cardíaca, seguro, reproduzível, de fácil obtenção, baixo custo e extremamente versátil (Meau et al., 2006).

Desde a primeira aplicação do eletrocardiograma, relatada em 1872, tem-se utilizado esta ferramenta, que é considerada a mais importante para o diagnóstico de doença cardíaca, devido a facilidade de manipulação do aparelho, além das informações valiosas que são fornecidas através da emissão dos sinais elétricos, por isso justifica o constantes interesse dos cientistas em pesquisarem o ECG, principalmente no que diz respeito a criação de sistemas computacionais projetados para auxiliar o diagnóstico do cardiologista (Kundu et al., 2000; Saxena & Hande, 2002; Foo et al., 2002; Maglaveras et al., 1998; Sternickel et al., 2002; Übevli - Digital Signal Processing 18 (1), 2008 & Ching-En et al., 2010).

As valiosas informações que trata o parágrafo anterior referem-se a anatomia, fisiologia normal e patológica do coração (Saxena & Hande, 2002; Foo et al., 2002; Maglaveras et al., 1998; Kundu et al., 2000 e Sternickel et al., 2002), dentre elas, destacam-se: a orientação anatômica do coração; o tamanho relativo das câmaras cardíacas; as alterações do ritmo e condução do estímulo; a extensão, localização e evolução de lesões isquêmicas do miocárdio; os efeitos de alterações de concentrações de eletrólitos, variações do potencial elétrico do meio extracelular e a influência de determinados fármacos podem ser analisadas a partir de sinais oriundos do ECG, de forma a detectar e diagnosticar distúrbios cardiológicos (Moreira, 2002).

2.3.1 Eventos do ECG (ver Tabela 2.4)

O ECG mede a diferença do potencial instantâneo entre dois pontos do corpo ou entre um ponto e um eletrodo indiferente (potencial zero), obtida de eletrodos metálicos sensíveis colocados nos membros e na parede torácica, com o objetivo de captar as mudanças do potencial elétrico geradas pela despolarização e repolarização de pilhas do coração, sendo registradas pelo eletrocardiógrafo e gravadas em uma tira de fita ou papel milimetrado (strip) sob a forma de uma sucessão de eventos representados (ver Tabela 2.) por ondas, complexo, intervalos e segmentos, que formam o ECG padrão e correspondem aos ciclos cardíacos (eventos elétricos da ativação do miocárdio) (Moreira et al., 1995 & Morris,

2003), estes se apresentam com deflexões para cima (positivas) da linha de base e para baixo (negativas), de acordo com a convenção internacional adotada para o ECG (Goldwasser, 2002 & Moreira, 2002).

Tabela 2.4 – Eventos do ECG com informações básicas extraídas de Durrer, 1966; Bayés et al., 1977; Moreira, 2002; Goldwasser, 2002; Morris, 2003; Camm et al., 2004; Kato et al., 2006 & Lee, 2008.

Eventos do ECG		Informações Básicas
Ondas	P	<ul style="list-style-type: none"> • Primeira onda a ser detectada; • Expressa à excitação dos átrios (despolarização atrial) • Parte inicial: ativação do átrio direito; • Parte final: ativação do átrio esquerdo; • Observada como consequência da atividade do nodo sinusal, mas não representa diretamente atividade sinusal; • Amplitude máxima: 0,25 mV; • Duração do intervalo da onda P: 0,11s • Tamanho normal; • Altura: 2,5 mm; • Comprimento: 3,0 mm (hipertrofia atrial gera aumento que pode variar até 2,5mm para +ou-).
	Q	<ul style="list-style-type: none"> • Primeira onda do complexo QRS; • Segunda onda do ECG padrão; • Amplitude: 25% da onda R.
	R	<ul style="list-style-type: none"> • Segunda onda do complexo QRS; • Terceira onda do ECG padrão; • Surge quando o impulso elétrico de despolarização alcança as paredes dos ventrículos; • Amplitude: 1,60mV.
	r	<ul style="list-style-type: none"> • Primeira onda do complexo <i>rsr'</i> presente no Bloqueio do Ramo Direito; • Deflexão positiva.

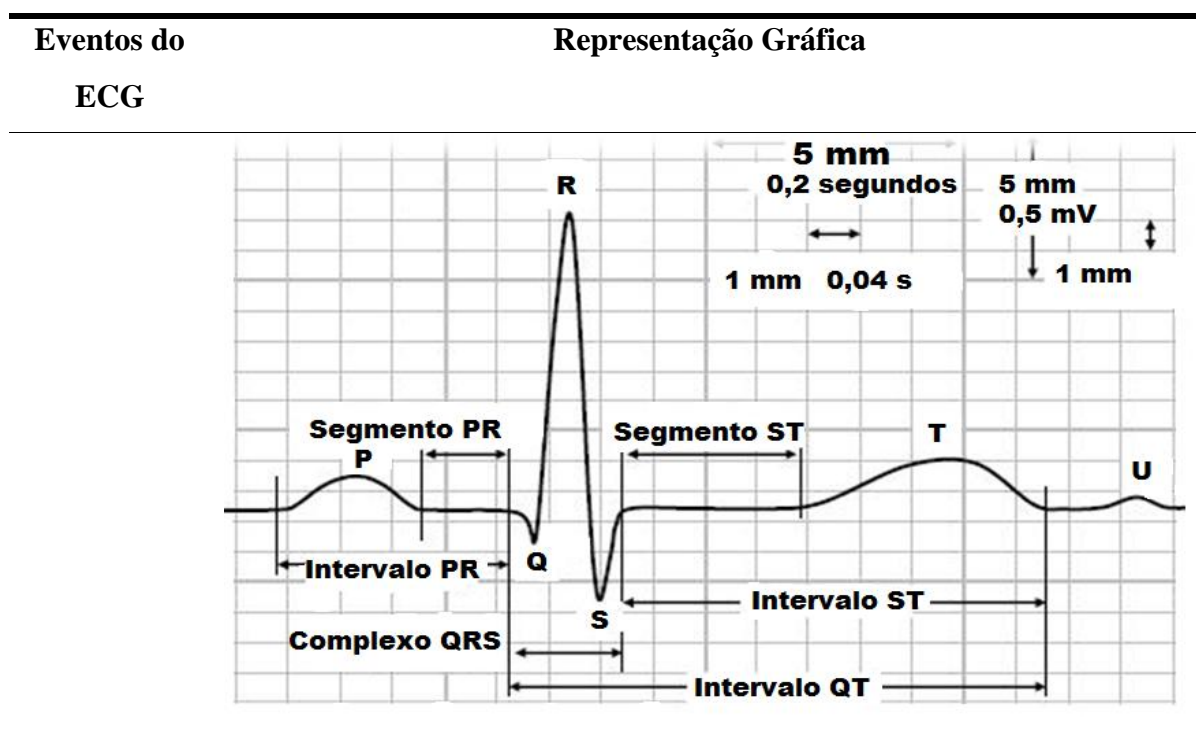
	<i>s</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Segunda onda do complexo <i>rsr'</i> presente no Bloqueio do Ramo Direito; • Deflexão negativa.
	<i>r'</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Terceira onda do complexo <i>rsr'</i> presente no Bloqueio do Ramo Direito • Deflexão positiva.
	<i>S</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Última onda do complexo <i>QRS</i>; • Quarta onda do ECG padrão; • Ocorre quando a onda de despolarização atinge a região alta posterior do septo interventricular.
	<i>T</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Corresponde a repolarização do miocárdio ventricular, que progride do epicárdio para o endocárdio; • Normalmente é perpendicular e arredondada; • Sua inversão indica processo isquêmico; • Configuração anormal indica hipercalemia; • É assimétrica de início mais lento e final mais rápido; • Derivações (quase todas) são positivas, habitualmente com polaridade semelhante à do <i>QRS</i>; • Amplitude: 0,1 - 0,5mV e equivale a cerca de 10% a 30% do <i>QRS</i>.
	<i>Ta</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Corresponde a Onda <i>T</i> atrial, quando registrada; • É oposta à onda <i>P</i>.
	<i>U</i>	<ul style="list-style-type: none"> • É a última e menor deflexão do ECG; • Localiza-se logo após a onda <i>T</i> e antes da <i>P</i> do ciclo seguinte; • Polaridade igual à <i>T</i> precedente; • Amplitude entre 5% e 25% da onda <i>T</i>; • Geralmente é resultante da repolarização das células médiomiocárdicas, ou seja, aquelas que estão situadas entre o endocárdio, o epicárdio e as células do sistema His-Purkinje; • Geralmente visível apenas em frequências cardíacas baixas; • Relevantes em atletas, e nos casos de hipocalemia (diminuição da concentração sérica do potássio) e hipercalemia (aumento na dosagem de cálcio sérico).
	<i>QRS</i>	<ul style="list-style-type: none"> • É maior que a onda <i>P</i>, uma vez que a massa muscular dos ventrículos é maior que a dos átrios;

Complexo		<ul style="list-style-type: none"> • <i>Corresponde a excitação dos ventrículos (despolarização do miocárdio ventricular)</i> • <i>É formado pelo conjunto das ondas elétricas Q, R e S;</i> • <i>Quando alargados correspondem a anormalidades no sistema de condução;</i> • <i>Duração: 0,09s;</i> • <i>Normalidade: duração inferior a 120 ms e amplitude entre 5 e 20 mm nas derivações do plano frontal e entre 10 e 30 mm nas derivações precordiais, com orientação normal do eixo elétrico.</i>
Intervalos	PR	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Juntamente com o segmento PR, corresponde ao tempo medido entre o início da despolarização atrial (onda P) e o início da despolarização ventricular (onda Q, do complexo QRS);</i> • <i>É um indicativo da velocidade de condução entre os átrios e os ventrículos;</i> • <i>Duração: 0,12- 0,20s.</i>
	QT	<ul style="list-style-type: none"> • <i>É o tempo total entre a despolarização e a repolarização ventricular sendo, ou seja, é o intervalo que compreende o início do complexo QRS e o término da onda T;</i> • <i>Representa a duração total da atividade elétrica ventricular;</i> • <i>Duração: 0,35- 0,44s.</i> • <i>Por o QT ser variável de acordo com a frequência cardíaca, por isso deve ser corrigido (QTc), quando necessário.</i>
	QTc	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Varia com o sexo e idade, sendo considerados normais até o máximo de: 450ms para homens, 470ms para mulheres e 460ms para crianças.</i>
	PP	<ul style="list-style-type: none"> • <i>É o intervalo entre o início de duas ondas P;</i> • <i>Corresponde à frequência de despolarização atrial.</i>
	RR	<ul style="list-style-type: none"> • <i>É o intervalo compreendido entre duas ondas R;</i> • <i>Corresponde à frequência de despolarização ventricular.</i>
Segmentos	PR	<ul style="list-style-type: none"> • <i>É resultante de um breve retorno da onda P para a linha isoelétrica (eixo horizontal do gráfico ECG).</i>
	ST	<ul style="list-style-type: none"> • <i>É originado a partir da união do ponto conhecido como J (término do complexo QRS) com o início da onda T;</i> • <i>Representa o período entre o final da despolarização ventricular, e o início da repolarização;</i>

	<ul style="list-style-type: none"> • O Período normalmente é isoelétrico, nivelado em relação à linha de base determinada pelo segmento PR; • Duração: 0,05-0,15s.
--	--

O registro do ECG apresenta dois eixos, no papel (strip), o horizontal (eixo dos tempos) e o vertical (eixo das tensões elétricas), as quadrículas são de um milímetro e equivalem no eixo horizontal a 0,04s, e no eixo vertical a 0,1 mV(milivolts). Para agilizar a interpretação do exame considera-se cinco quadrículas no eixo horizontal equivalente à 0,2 segundos e no vertical a 0,5mV. A Tabela 2.5 mostra a representação gráfica dos eventos do ECG.

Tabela 2.5 – Eventos do ECG com representações gráficas, com traçados de ECG adaptados de (Morris, 2003 & Andreão, 2004).



2.3.2 Interpretação do ECG

A interpretação se baseia na análise dos parâmetros eletrocardiográficos de cada evento do ECG (comentados e exemplificados nas Tabelas 2.4 e 2.5), dispostos nas quadrículas horizontais e verticais, devendo ser realizada por cardiologistas, que devem ter a habilidade

de definir, reconhecer, compreender e interpretar as bases fisiopatológicas de algumas anormalidades eletrocardiográficas (Moreira et al., 1995). Cabe lembrar, que os traçados do ECG de crianças são diferentes dos adultos, por isso para uma interpretação mais precisa e ideal do traçado eletrocardiográfico de crianças é necessário consultar tabelas que relacionam idade da criança e frequência com as medidas eletrocardiográficas, em seguida deve-se analisar os achados eletrocardiográficos: ritmo, duração, amplitude e eixo de onda P, condução atrioventricular, eixo, duração e morfologia do QRS, medida do intervalo QT e Qtc, análise do segmento ST, eixo e morfologia da onda T e amplitude de onda U (Bosisio, 1999; Davignon et al., 1980; Liebman, 1982; Garson, 1983; Elliott et al., 1963 & Rijnbeek et al., 2001).

O exame eletrocardiográfico convencional é constituído por 12 derivações (par de eletrodos ligados à superfície do corpo), como mostra a Tabela 2.6, divididas em dois grupos: seis derivações dos membros e seis derivações precordiais. Os eletrodos têm a característica de oferecer visões do coração relativamente a dois planos: Os eletrodos precordiais denominados de V1 até V6, “vêem” o coração em um plano horizontal, e os eletrodos relativos aos membros, I, II, III, aVR, aVL, e aVF, “visualizam” o coração sob a perspectiva de um plano vertical (Morris, 2003). Cada derivação irá produzir uma forma de onda diferente (Ver Figura 2.6). Isso pode ser muito útil para o diagnóstico de determinadas arritmias do coração, que podem ser facilmente percebidas numa certa derivação ao passo que em outras pode parecer que o ECG não tem nenhum problema. Três importantes cientistas contribuíram para o desenvolvimento deste exame. A saber: Einthoven, Wilson e Goldberger.

Tabela 2.6 - Derivações do exame eletrocardiográfico convencional (Moreira, 2002; Goldwasser, 2002; Morris, 2003 & Andreão, 2004).

Derivações		
<i>Bipolares de Einthoven ou clássicas</i>	<i>DI</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Representa a diferença de potencial entre o braço esquerdo (VL) e o braço direito (VR); • Permite verificar a superfície lateral do coração.
	<i>DII</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Representa a diferença de potencial entre a perna esquerda (VF) e o braço direito (VR); • Permite verificar a superfície inferior do coração.

Dos membros ou periféricas (Plano vertical)		DIII	<ul style="list-style-type: none"> • Representa a diferença de potencial entre a perna esquerda (VF) e o braço esquerdo (VL) (Andreão, 2004); • Permite verificar a superfície inferior do coração.
	Unipolares aumentadas(a) (Goldberger)	VR	<ul style="list-style-type: none"> • É o potencial elétrico no braço direito, mais precisamente no pulso direito; • Permite verificar o átrio direito e a cavidade do ventrículo esquerdo.
		VL	<ul style="list-style-type: none"> • É o potencial elétrico no braço esquerdo, mais precisamente no pulso esquerdo; • Permite verificar a superfície lateral do coração.
		VF	<ul style="list-style-type: none"> • É o potencial elétrico na perna esquerda, mais precisamente no tornozelo esquerdo; • Permite verificar a superfície inferior do coração.
Precordiais (Plano horizontal)	Unipolares (Wilson)	V1	<ul style="list-style-type: none"> • Indica a posição correspondente ao quarto espaço intercostal direito junto ao esterno; • Permite verificar a superfície anterior do coração, o átrio direito e a cavidade do ventrículo esquerdo.
		V2	<ul style="list-style-type: none"> • Indica a posição correspondente ao quarto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno; • Permite verificar a superfície anterior do coração.
		V3	<ul style="list-style-type: none"> • É equidistante de V2 e V3; • Permite verificar a superfície anterior do coração.
		V4	<ul style="list-style-type: none"> • Indica a posição correspondente quinto espaço intercostal esquerdo na linha médio-clavicular; • Permite verificar a superfície anterior do coração
		V5	<ul style="list-style-type: none"> • Corresponde a linha axilar anterior; • Permite verificar a superfície lateral do coração.
		V6	<ul style="list-style-type: none"> • Corresponde a linha axilar média (Unifesp Virtual, 2003); • Permite verificar a superfície lateral do coração.

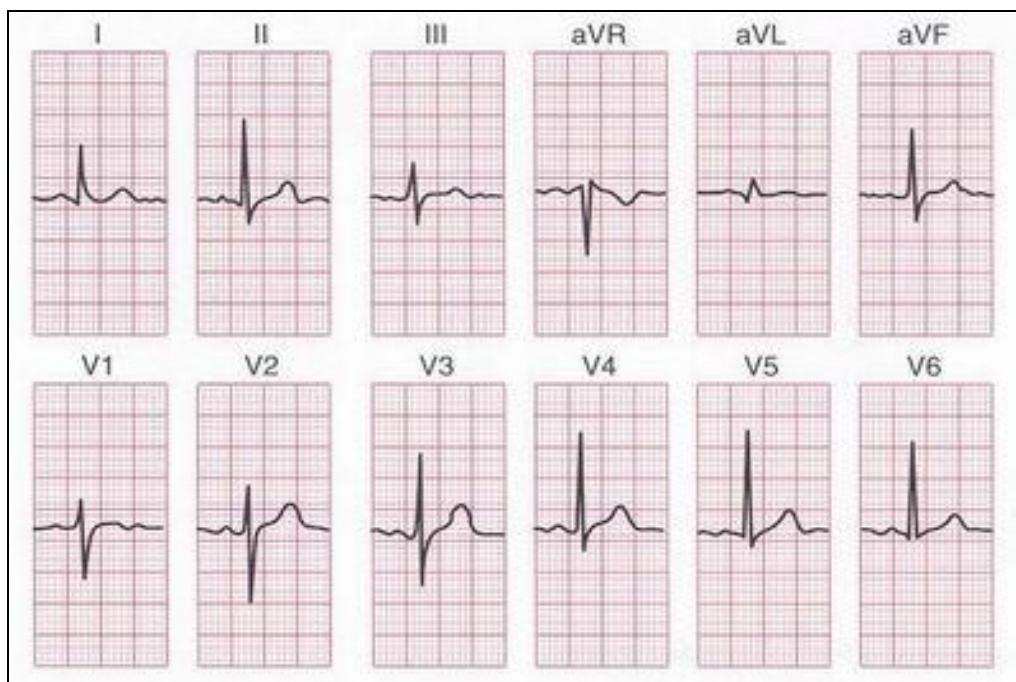
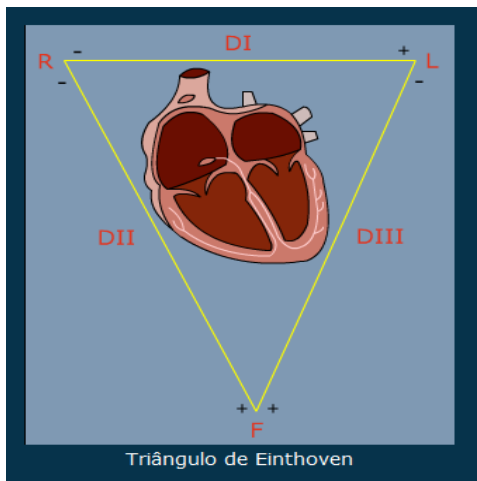
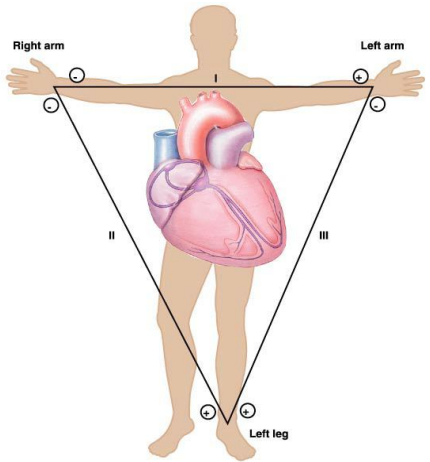


Figura 2.6 – Sinal ECG nas 12 derivações principais. Adaptado de: <http://www.americanheart.org/>

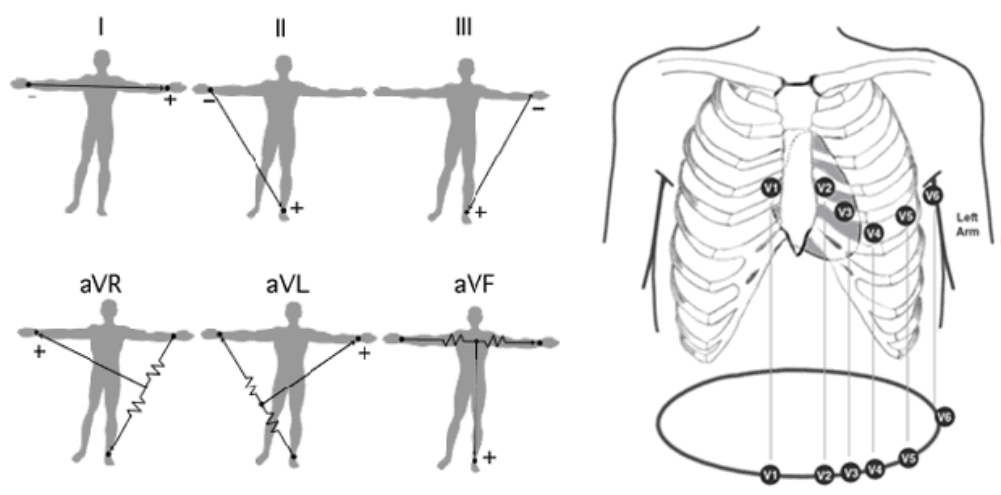
Einthoven, cientista holandês, em 1902, imaginou o coração no centro de um triângulo equilátero, cujos vértices estariam representados pelo braço direito (R), braço esquerdo (L) e perna esquerda (F). A Figura 2.7 (A, B, C e D) mostra os três eletrodos e as derivações bipolares no triângulo de Einthoven. Esta orientação surgiu a partir da 2ª Lei de Kirchoff que afirma que num circuito fechado, a soma das diferenças da potência nula. O modelo deste cientista identificava fisicamente a extensão entre dois membros (perna ou braço) como derivação, e sendo assim o modelo proposto possuía três derivações denominadas I, II e III ou DII, DII, e DIII, respectivamente e qualificadas como bipolares (diferença de potencial entre dois pontos determinados). Ele inverteu a polaridade de DII a fim de obter registro positivo da onda R nas três derivações.



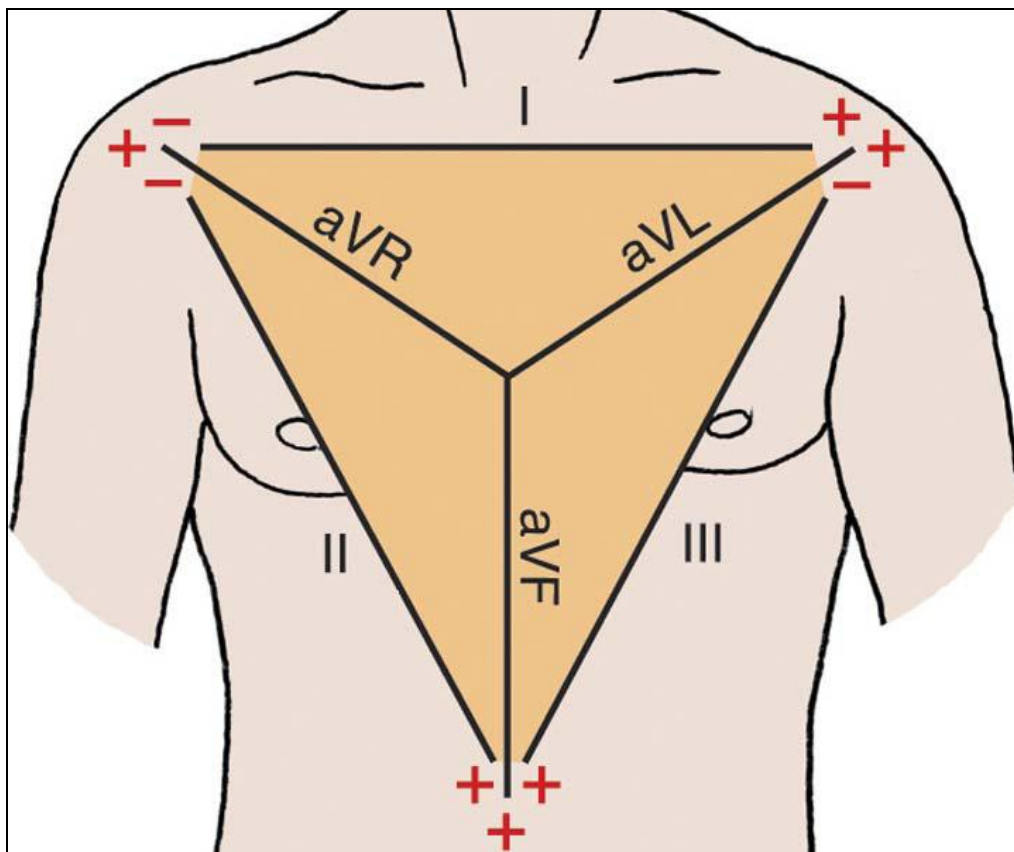
A



B



C



D

Figura 2.7 – (A e B) Configuração do triângulo equilátero de Einthoven, apresentando como vértices os 3 pontos básicos para aplicação dos eletrodos. (A) Adaptado de Goldwasser, 2002 e (B) Adaptado de Silverthorn, 2003. (C) As 12 derivações de um ECG padrão. Adaptado de <http://nobelprize.org/>. (D) Plano frontal das derivações periféricas. Adaptado de Lippincott Williams & Wilkins.

As derivações bipolares representam uma diferença de potencial entre dois locais selecionados (Ver Tabela 2.7).

Tabela 2.7 – Ligações feitas nas três derivações (Goldwasser, 2002).

Ligações feitas nas três derivações
<i>DI=VL-VR (braço esquerdo - braço direito)</i>
<i>DII=VF-VR (perna esquerda - braço direito)</i>
<i>DIII=VF-VL (perna esquerda - braço esquerdo)</i>

Os potenciais VL , VR e VF gerados nos vértices do triângulo (de Einthoven) são obtidos pelas equações representadas na Tabela 2.8.

Tabela 2.8 – Equações usadas para gerar os potenciais VL , VR e VF (Goldwasser, 2002).

Equações
$DI=D2=D3=D$
$VL+VR+VF=0$ (Trigonometria)

Frank Wilson, cientista norte-americano, em 1932, uniu os vértices do triângulo de Einthoven a um terminal central T, cujo potencial é considerado zero ($V_t = 0$) inserindo resistências elétricas de 5.000 Ohms. O conceito de derivações unipolares, criado por Wilson, tem como objetivo medir os potenciais locais e não a diferença de potencial entre dois pontos (com a presença de eletrodo indiferente e explorador). O eletrodo indiferente era formado por três fios elétricos ligados a um terminal central, já as extremidades livres destes fios eram conectadas aos eletrodos do braço esquerdo (LA = left arm), braço direito (RA = right arm), e perna esquerda (LL = left leg), por fim o terminal central era ligado ao pólo negativo e o eletrodo explorador ao pólo positivo (Ver Figura 2.6). Porém, o modelo proposto por Wilson possuía dificuldades para registrar os potenciais elétricos originados no coração, devido à baixa amplitude desses sinais, este aspecto reduzia as possibilidades de análise dos sinais eletrocardiográficos (Goldwasser, 2002 & Moreira, 2002).

Emanuel Goldberger, pesquisador norte-americano, em 1942, com o intuito de amplificar o sinal registrado com um índice de aproximadamente 50% reformulou o modelo de Frank Wilson ligando apenas dois vértices do triângulo de Einthoven através de resistências iguais e desconectando o vértice correspondente ao membro cujo potencial seria medido. Por isso, as derivações de Goldberger foram denominadas derivações unipolares aumentadas aVR , aVL , e aVF , uma vez que gerou a ampliação do sinal registrado (Goldwasser, 2002).

2.3.3 Técnica utilizada na realização do exame de ECG

A. Informações essenciais

- O ambiente da sala deve estar com temperatura agradável (nem muito quente, nem muito frio);
- O profissional habilitado para realizar o exame deve explicar ao paciente cada etapa do processo;
- O paciente deve estar calmo e descansado há pelo menos 10 minutos;
- O paciente não pode ter fumado há pelo menos 40 minutos;
- O paciente deve informar o uso de medicamentos que esteja usando, ou que costume usar esporadicamente;
- Quando necessário realizar a tricotomia (corte dos pelos).

B. Passo a passo

- 1ª) Posição do paciente: decúbito dorsal, palmas viradas para cima;
- 2ª) O técnico determina a posição correta das derivações precordiais (V1 a V6);
- 3ª) Aplica-se o gel de condução nos locais pré-determinados;
- 4ª) Conecta os eletrodos do eletrocardiografo nas derivações dos membros e precordiais;
- 5ª) É registrado o ECG de repouso;
- 6ª) Os sinais elétricos podem ser vistos com um osciloscópio, no entanto geralmente são registrados em papel quadriculado.

2.3.4 Avaliação técnica dos traçados do ECG

Os aparelhos de ECG devem receber manutenções e serem calibrados sempre que necessário, a fim de evitar alterações nos traçados, além disso, o técnico responsável pelo

exame, assim como, o cardiologista habilitado para emitir o laudo deve está atentos as interferências que podem também alterar a qualidade deste traçado. A Tabela 2.9 mostra os caminhos da avaliação técnica desses traçados.

Tabela 2.9 – Avaliação da qualidade técnica dos traçados eletrocardiográficos. Dados extraídos de Grindler et al., 2007& Moffa;Sanches, 2001.

Avaliação técnica dos traçados do ECG											
<i>Calibração do eletrocardiógrafo</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Em aparelhos computadorizados: a verificação do padrão do calibrador é realizada automaticamente com traçados digitalizados;</i> • <i>Em aparelhos analógicos: a verificação da calibração se faz sempre necessária;</i> • <i>Padrão normal: 1 mV (10 mm).</i> 										
<i>Interferências</i>	<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;"><i>Eletrodos dos MMSS troçados entre si</i></td> <td> <ul style="list-style-type: none"> • <i>D1: com ondas negativas;</i> • <i>aVR: com ondas positivas.</i> </td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;"><i>Eletrodo do MID troçado por um eletrodo de um dos MMSS</i></td> <td> <ul style="list-style-type: none"> • <i>D2 (braço direito) ou D3 (braço esquerdo: com amplitudes de ondas pequenas.</i> </td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;"><i>Troca de eletrodos precordiais</i></td> <td> <ul style="list-style-type: none"> • <i>V1 a V6: alteração da progressão normal da onda R.</i> </td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;"><i>Eletrodos V1 e V2 mal-posicionados</i></td> <td> <ul style="list-style-type: none"> • <i>V1 e V2: posicionados incorretamente acima do segundo espaço intercostal podem produzir padrão rSr' simulando atraso final de condução, ou morfologia RS de V1 a V3 e onda P negativa em V1.</i> </td> </tr> <tr> <td style="text-align: center;"><i>Alterações decorrentes de funcionamento inadequado de</i></td> <td> <ul style="list-style-type: none"> • <i>A utilização de aquisição de dados por sistemas computadorizados começa a revelar problemas novos, específicos. Por exemplo, o</i> </td> </tr> </table>	<i>Eletrodos dos MMSS troçados entre si</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>D1: com ondas negativas;</i> • <i>aVR: com ondas positivas.</i> 	<i>Eletrodo do MID troçado por um eletrodo de um dos MMSS</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>D2 (braço direito) ou D3 (braço esquerdo: com amplitudes de ondas pequenas.</i> 	<i>Troca de eletrodos precordiais</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>V1 a V6: alteração da progressão normal da onda R.</i> 	<i>Eletrodos V1 e V2 mal-posicionados</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>V1 e V2: posicionados incorretamente acima do segundo espaço intercostal podem produzir padrão rSr' simulando atraso final de condução, ou morfologia RS de V1 a V3 e onda P negativa em V1.</i> 	<i>Alterações decorrentes de funcionamento inadequado de</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>A utilização de aquisição de dados por sistemas computadorizados começa a revelar problemas novos, específicos. Por exemplo, o</i>
	<i>Eletrodos dos MMSS troçados entre si</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>D1: com ondas negativas;</i> • <i>aVR: com ondas positivas.</i> 									
	<i>Eletrodo do MID troçado por um eletrodo de um dos MMSS</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>D2 (braço direito) ou D3 (braço esquerdo: com amplitudes de ondas pequenas.</i> 									
	<i>Troca de eletrodos precordiais</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>V1 a V6: alteração da progressão normal da onda R.</i> 									
	<i>Eletrodos V1 e V2 mal-posicionados</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>V1 e V2: posicionados incorretamente acima do segundo espaço intercostal podem produzir padrão rSr' simulando atraso final de condução, ou morfologia RS de V1 a V3 e onda P negativa em V1.</i> 									
<i>Alterações decorrentes de funcionamento inadequado de</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>A utilização de aquisição de dados por sistemas computadorizados começa a revelar problemas novos, específicos. Por exemplo, o</i> 										

	<i>softwares e sistemas de aquisição de sinais eletrocardiográficos computadorizados</i>	<i>sistema pode contrabalançar os outros sinais adquiridos e criar complexos QRS bizarros, na ausência de sinal eletrocardiográfico em um dos eletrodos.</i>
<i>Outras interferências</i>	<i>Tremores musculares</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Podem interferir na linha de base, originando quadros de flutter atrial e fibrilação ventricular.
	<i>Frio, febre, soluços, agitação psicomotora</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Também podem interferir na linha de base produzindo artefatos.
	<i>Grande eletrodo precordial</i>	<ul style="list-style-type: none"> • O gel condutor em faixa contínua no precórdio resulta num traçado igual de V1-V6, correspondente à média dos potenciais elétricos nestas derivações.

Além dos problemas técnicos afetarem os caminhos do sinal do ECG, os problemas cardíacos afetam significativamente. As fontes de ECG e as distribuições de intensidade do sinal também podem variar consideravelmente, de acordo com as particularidades dos indivíduos, tais como: idade, sexo, condição médica, etnia, e, talvez, orientação, tamanho e musculatura do coração. Além disso, os fluxos de dados de ECG geralmente contêm vieses constantes, do tipo desvios da linha de base, e estão contaminados por efeitos externos, tais como: a respiração e a frequência de condução. Estes podem afetar a precisão e consistência das transformações lineares. Portanto, é importante antes de pré-processar os dados remover os deslocamentos da linha de base, os efeitos da respiração a partir dos dados do ECG medidos através de filtros. Porém, as linhas de base e outros vieses constantes para cada batida de dados longos do ECG são complicados de serem ajustados (Ching-En et al., 2010).

2.3.5 Avaliação do ritmo e frequência cardíaca

Para um possível reconhecimento de algumas arritmias cardíacas (ver item 2.4) é necessário fazer uma análise do ritmo cardíaco para se calcular a frequência cardíaca. A Tabela 2.10 mostra informações necessárias para realização de tal procedimento.

Tabela 2.10 – Verificação da regularidade do ritmo cardíaco e cálculo da frequência cardíaca.

Dados obtidos de Morris, 2003, Andreão, 2004; Feldman & Goldwasser, 2004.

Ritmo Cardíaco	Frequência Cardíaca
<ul style="list-style-type: none"> • <i>Verificação da regularidade: comparação da distância entre ondas R consecutivas, uma vez que a mesma está associada à propagação do impulso elétrico;</i> • <i>Regular: quando os intervalos (distância entre ondas R consecutivas) são iguais ou constantes;</i> • <i>Irregulares: quando os intervalos são diferentes ou inconstantes.</i> • <i>Na arritmia sinusal: os intervalos são diferentes entre si, com diferenças superiores a 160 ms entre o maior e o menor intervalo R-R.</i> • <i>Em crianças: apresenta natureza fisiológica, por está relacionada ao ciclo respiratório, de forma que na inspiração há um aumento da frequência cardíaca e na expiração (arritmia fásica) uma diminuição.</i> • <i>Idosos: relaciona-se com a disfunção do nódulo sinusal (arritmia não-fásica)</i> 	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Normalidade: corresponde ao intervalo de 60 a 100 bpm;</i> • <i>Taquicardia: batimentos superiores a 100bpm;</i> • <i>Bradicardia: batimentos inferiores a 60bpm;</i> • <i>Cálculos para ritmos regulares: 1 milímetro no eixo horizontal equivale a 0,04s, portanto um quadrado maior composto por cinco quadrículas corresponde a 0,2s;</i> <ul style="list-style-type: none"> ✚ <i>Com velocidade padrão de 25 mm/s: 300/nº de agrupamentos de 5 quadrículas existentes entre duas ondas R consecutivas ou dividindo-se o número 1500 pelo número de quadrículas entre duas ondas R consecutivas;</i> ✚ <i>Com velocidade padrão de 50 mm/s: 600/nº de agrupamentos de 5 quadrículas existentes entre duas ondas R consecutivas ou dividindo-se o número 3000 pelo número de quadrículas entre duas ondas R consecutivas;</i> • <i>Cálculos para ritmos irregulares: técnica utilizada é a do “ritmo strip”, analisa-se um trecho da fita de papel com 25 cm de extensão, equivalente a 10 segundos de gravação, utilizando à velocidade padrão de 25 mm/s, obtém-se a gravação de 2,5 cm de traçado em 1</i>

	segundo, sendo assim o cálculo é elaborado mediante a contagem do número de intervalos entre complexos QRS durante 10 segundos ou 25 centímetros de papel (strip), e a posterior multiplicação da quantidade de intervalos obtidos por 6.
--	---

2.3.6 Laudos a partir do ECG

Tais laudos só devem ser emitidos por cardiologistas, que podem fazer uso de Diagnóstico assistido por Computador. O laudo conclusivo faz parte de um conjunto de laudos, que estão dispostos na Tabela 2.11.

Tabela 2.11 – Laudos a partir do ECG. Dados extraídos de Fisch, 1984; Moffa; Sanches, 2001 & Grindler et al., 2007.

Laudos a partir do ECG	
Automatizado	<ul style="list-style-type: none"> • Aferições métricas e vetoriais automatizadas não são recomendadas, assim como laudos provenientes desses sistemas sem a revisão médica.
Via internet	<ul style="list-style-type: none"> • Softwares específicos: são usadas há vários anos e sua qualidade varia com os sistemas de transmissão; • Em geral a qualidade é boa e há condições adequadas de imagem para serem emitidos os laudos; • Recebem, interpretam e transmitem laudos eletrocardiográficos; • Ferramenta útil para os locais afastados dos grandes centros.
Descritivo	<ul style="list-style-type: none"> • Análise do ritmo e quantificação da frequência cardíaca; • Análise da duração, amplitude e morfologia da onda P e duração do intervalo PR; • Determinação do eixo elétrico de P, QRS e T; • Análise da duração, amplitude e morfologia do QRS;

	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Análise da repolarização ventricular e descrição das alterações do ST-T, QT e U quando presentes.</i>
Conclusivo	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Deve conter a síntese do diagnóstico (presença ou ausência de arritmia, especificado-a quando presente) elaborado a partir dos laudos citados acima, com abreviaturas, textos científicos, protocolos etc..</i>

Os programas de ensino e atualizações devem proporcionar um treinamento aos cardiologistas, de forma que eles possam emitir laudos com situações clínicas reais, ou seja, além de reconhecer os diagnósticos habituais (arritmias, sobrecargas de câmaras, áreas eletricamente inativas, alterações da repolarização e marca-passos) eles possam ser capazes de identificar outras situações do tipo: doenças neurológicas, doenças congênitas, cardiomiopatia hipertrófica, síndrome do QT longo, embolia pulmonar, Wolff-Parkinson-White, displasia arritmogênica de ventrículo direito e síndrome de Brugada. Os médicos que utilizam o eletrocardiograma para as decisões clínicas devem ter conhecimento suficiente para emitir laudos mais minuciosos, os quais podem evitar desfechos fatais.

2.3.7 Sistemas Computacionais de diagnósticos aplicados a partir do ECG

A tarefa de chegar a um diagnóstico preciso às vezes pode se tornar muito complexa e difícil de manejar devido a combinação de conhecimentos insuficientes. Portanto, para os médicos que têm pouca experiência de investigação, diagnóstico e controle destas condições o desafio é não confundir os sintomas, a fim de facilitar o diagnóstico preciso em tempo hábil, sendo assim diversas pesquisas tiveram seu foco em diagnósticos com o objetivo de sanar erros corriqueiros e buscar resultados satisfatórios na farmacoterapia aplicada. Por isso, neste item apresentam-se breves discussões de artigos internacionais publicados recentemente, que tratam de sistemas aplicados ao ECG, alguns dos quais serão apresentados em tabelas, com o objetivo de demonstrar o profundo interesse dos maiores centros de pesquisas em aperfeiçoar e tornar os diagnósticos cardiológicos mais seguros, sem erros que comprometam a saúde do paciente, em especial.

Estudiosos, a exemplo do raciocínio citado acima, desenvolveram sistemas de diagnóstico em diversas especialidades médicas, como: Belmonte-Serrane, Serra e Lopez

De Mantaraz (1994) aplicaram uma teoria da Lógica Fuzzy para desenvolver um Sistema Médico Especialista para o diagnóstico de reumatologia; Innocent and John (2004) discutiram um Sistema Fuzzy de Diagnóstico Médico e concluiu que tal sistema não só é eficaz no diagnóstico, mas também eficiente; Madheswaran et al. (2008) implementaram um Sistema de Apoio à Neuro-Fuzzy na decisão para o diagnóstico e classificação automática de imagens de ultra-som de rim.

Em 2009, cientistas em todo mundo, também contribuíram com pesquisas baseadas em sistemas de diagnósticos, sendo assim; Sunay et al. (2009) utilizaram uma abordagem fuzzy baseada em estudo da viabilidade de Redes Neurais probabilísticas para localização da fonte de arritmias ventriculares focais a partir de medições do cateter venoso, e demonstrou que a lógica fuzzy classifica e diagnostica arritmias; Melek e Sadeghian (2009) descreveram o desenvolvimento de um Sistema Especialista Diagnóstico Médico com neuro-fuzzy, que pode ser usado por médicos em sua prática diária, e argumentou que tal sistema permitirá que os médicos peritos possam acompanhar os seus processos de pensamento natural nas avaliações, enquanto assiste seus pacientes para chegar a um diagnóstico final de uma forma mais rápida e eficiente. Karlik et al. (2009) utilizaram uma wavelet de análise de Rede Neural Fuzzy de contração muscular e concluiu que tal método apresenta precisão melhor para classificação dos sinais de eletromiografia de técnicas previamente relatadas.

É percebido, que os sistemas computacionais desenvolvidos apresentam precisões elevadas, garantindo assim uma maior confiabilidade, de forma a despertar o interesse dos pesquisadores e ampliar os investimentos em projetos de pesquisas neste segmento de estudo. A respeito disso, é viável apresentar as precisões de alguns trabalhos: Algoritmos baseados em wavelet desenvolvidos para detectar batimentos cardíacos e arritmia apresentam mais de 99,8% de precisão (Li et al, 1995, 2003; Sahambi et al, 1997; Prasad & Sahambi, 2003; Martínez et al., 2004); métodos de redes neurais relataram uma precisão de mais de 96% (Maglaveras et al., 1998; Gamlyn et al., 1999; Silipo et al., 1999; Dokur & Olmez, 2001 e Papaloukasa et al., 2002); análises baseadas no tempo do sinal mostraram uma precisão maior que 99,3% (Pan & Tompkins, 1985 e Sternickel, 2002); outras abordagens de execução de máquinas de vetor suporte (SVMs) (Osowski et al., 2002), filtros morfológicos (Sedaaghi, 1998) e sistemas baseados em conhecimento (Kundu et al. 2000) relataram precisão superior a 81%.

As Tabelas 2.12 e 2.13 referem-se a 6 publicações recentes, com apresentações das técnicas utilizadas e objetivos dos estudos, como mostra a Tabela 2.12, além das taxas de precisão dos resultados apresentados na Tabela 2.13.

Tabela 2.12 – Técnicas utilizadas em sistemas computacionais aplicados ao ECG, bem como seus objetivos.

Pesquisador/ ano	Técnica utilizada	Objetivo
<i>Krummen et al./ 2010</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Algoritmo quantitativo informatizado; • Modelo de Markov (utilizado para estimar o impacto do diagnóstico melhorado de arritmia, através da comparação dos resultados obtidos). 	<ul style="list-style-type: none"> • Identificar taquiarritmia atrial no ECG
<i>Übeyli/2008</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Máquinas de vetor suporte (Support Vector Machines, SVM) combinada com wavelet 	<ul style="list-style-type: none"> • Avaliar a precisão do diagnóstico das SVMs nos sinais do ECG; • Determinar um esquema de classificação ótimo; • Inferir pistas sobre as características extraídas;
<i>Özbay./2011</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Algoritmo type-2 fuzzy c-means clustering (T2FCM); • Wavelet transform (WT); • Rede neural. 	<ul style="list-style-type: none"> • Classificar arritmias cardíacas apresentadas no ECG.
<i>Übeyli /2009</i>	<ul style="list-style-type: none"> • O modelo do Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS) combinou a capacidade adaptativa da rede neural e lógica difusa qualitativa. 	<ul style="list-style-type: none"> • Classificar os sinais de ECG
<i>Ahmad & Kadkhodamoham madi /2009</i>	<ul style="list-style-type: none"> • O algoritmo de múltiplos sinais de classificação (MUSIC) é usado para calcular o pseudoespectro de sinais de ECG; • Descritores Morfológicos; • Rede Neural , do tipo: Multicamadas de Rede Perceptron (MLP) e uma Rede Neural Probabilística (RNP). 	<ul style="list-style-type: none"> • Classificar as arritmias cardíacas do ECG
<i>Rahime et al./ 2009</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Combinação de algoritmo tipo-2 fuzzy c-means clustering (T2FCM) e rede neural (RN) 	<ul style="list-style-type: none"> • Classificar as arritmias cardíacas do ECG

Tabela 2.13 – Descrições e resultados de sistemas computacionais aplicados ao ECG.

Pesquisador/ ano	Descrição	Resultados
<i>Krummen et al./ 2010</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Registraram prospectivamente 122 pacientes com uma taquiarritmia atrial documentada, 33 pacientes foram excluídos devido à falta de arritmia sustentada durante o estudo eletrofisiológico (19) e qualidade técnica deficiente do ECG (14). Dos 89 pacientes restantes foram estudadas 91 arritmias sustentadas. 	<p>Diagnóstico da fibrilação atrial:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Visual: 82%; • Algoritmo: 92%; • Internista geral: 73%; • Cardiologista geral e eletrofisiologista: 86%.
<i>Übeyli/2008</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Dois tipos de batimentos do ECG (normal e epilepsia parcial) foram obtidos a partir do banco de dados do MIT-BIH. • Flutuações nas taxas pós-ictal cardíaca foram estudados em um grupo heterogêneo de pacientes com epilepsia parcial. • A tomada de decisão foi realizada em duas etapas: extração de características, por meio do cálculo dos coeficientes wavelet e classificação utilizando o classificador treinado sobre as características extraídas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Exatidão da classificação total: 99,44%.
<i>Özbay./2011</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Dez tipos de batidas do ECG foram selecionadas para treinar o sistema e formar o banco de dados do MIT-BIH; • A precisão do classificador proposto é comparada com as estruturas formadas por um tipo FCM e WT; • O método de combinar T2FCM e WT é usado para melhorar o desempenho da rede neural; • O processo de arquitetura T2FCWNN é realizado em três etapas. A primeira fase é formada por um conjunto obtido pela seleção dos melhores segmentos para cada classe de arritmia usando T2FCM. A segunda fase representa a extração de recursos ao WT no conjunto de treinamento novos. A terceira etapa é a classificação dos recursos extraídos usando a rede neural. 	<ul style="list-style-type: none"> • Taxa de precisão: 99%.
<i>Übeyli /2009</i>	<ul style="list-style-type: none"> • Quatro tipos de batimentos de ECG (ritmo normal, insuficiência cardíaca congestiva, taquiarritmia ventricular e fibrilação atrial) obtidos a partir do 	<ul style="list-style-type: none"> • Taxa de precisão: 96,39%

	<p>banco de dados <i>PhysioBank</i> (Goldberger, 2000) foram classificados em quatro classificadores ANFIS.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Para melhorar a precisão diagnóstica, o classificador quinto ANFIS foi treinado com as saídas dos quatro classificadores ANFIS como dados de entrada. 	
<p>Ahmad & Kadkhodamohamma di /2009</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Foi classificado nove sinais de arritmia do ECG. São eles: normal, fusão da multicamada de perceptron normal com a ventricular, fusão de batimento acelerado com normal, bloqueio de ramo esquerdo, bloqueio de ramo direito, contração ventricular prematura, contração atrial prematura, batimento acelerado e flutter ventricular. • Amostras de sinais de ECG foram extraídas do banco de dados MIT-BIH; • As primeiras 28 amostras de frequência do pseudoespectro com variação de valores de pico e tempos são combinadas com o vetor de características e depois serve como entrada para os classificadores de redes neurais. As amostras de baixa frequência são escolhidas para ter as informações de batimentos cardíacos mais valiosos. Estas amostras, juntamente com dois descritores morfológicos, oferecem as características e recursos de todas as partes do coração, formam um vetor de características de entrada. Este vetor é utilizado para a formação inicial de uma rede neural de classificação. A rede neural é projetada para ter nove saídas de amostra, que constituem os nove tipos de batida. 	<ul style="list-style-type: none"> • Exatidão global de classificação: 99,03%
<p>Rahime et al./ 2009</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Nove tipos de arritmia (bradicardia sinusal (BS), taquicardia ventricular (TV), arritmia sinusal (AS), extrassístole atrial (EA), batimento acelerado (BA), bloqueio de ramo direito (BRD), bloqueio do ramo esquerdo (BRE), fibrilação atrial (FA) ou flutter atrial ($Flut_A$)), inclusive a do ritmo normal foram obtidas a partir de banco de dados do MIT-BIH para análise. No entanto, a estrutura apresentada foi testada por registros experimentais de ECG de 92 pacientes (40 do sexo masculino e 52 do sexo feminino, idade média é de $39,75 \pm 19,06$). • Etapas na tomada de decisão: a formação do novo conjunto 	<ul style="list-style-type: none"> • Taxa de precisão: 99%.

	<i>de treinamento obtido pela seleção dos melhores para cada classe de arritmia usando T2FCM e a classificação usando redes neurais.</i>	
--	--	--

2.4 Arritmias cardíacas

As arritmias cardíacas podem ser um reflexo de uma DCV, no entanto sua ocorrência nem sempre corresponde uma manifestação de doença. Indivíduos, que apresentam arritmia assintomática sem cardiopatia estrutural não precisam ser tratados, mesmo quando as arritmias forem ventriculares, no entanto os que apresentam evidência de cardiopatia anatômica (especialmente isquêmica) recomendam-se a farmacoterapia, pois neste caso as arritmias se constituem em fator de risco independente para a mortalidade. Já os pacientes sintomáticos necessitam de tratamento, independentemente da presença de cardiopatia.

A arritmia é uma ocorrência de qualquer alteração do ritmo cardíaco normal, ou seja, corresponde a qualquer distúrbio de frequência, regularidade, local de origem ou condução do impulso elétrico cardíaco. Quando não tratada pode levar o paciente ao óbito. Infartos coronários e Acidentes Vasculares Cerebrais (AVCs) podem ser originados de batimentos irregulares (arritmia), que embolizaram o sangue, através dos trombos formados pela turbulência do sangue.

Geralmente um único mecanismo não é capaz de ocasionar a arritmia, sendo, na maioria das vezes, ocasionada por uma conjugação de mecanismos. Sabe-se que grande parte das arritmias resulte de distúrbios da formação do impulso, da condução do impulso ou de uma combinação de ambas. Acredita-se que vários fatores são responsáveis pela precipitação das arritmias cardíacas, são eles: isquemias com as decorrentes anormalidades do PH e eletrólitos, excessivo estiramento da fibra miocárdica, excessiva descarga ou sensibilidade a neurotransmissores autônomos, exposição a agentes químicos externos (Brody et al, 1997). Por isso, é importante conhecer os mecanismos eletrofisiológicos das arritmias cardíacas, a fim de possibilitar o desenvolvimento de novos tratamentos e aperfeiçoar os sistemas de diagnósticos que fazem uso do ECG para que localizem precisamente as anormalidades que acometem o ritmo cardíaco.

Como o sistema proposto é capaz de diagnosticar todas as arritmias cardíacas, então, serão representados na Tabela 2.14, os grupos de todas as arritmias cardíacas, no entanto a

dissertação só irá focar a modelagem computacional nas arritmias ventriculares (como mostra a seção 2.4.1).

Tabela 2.14 – Grupos das arritmias cardíacas. Dados extraídos de Deal et al., 1986; Lemery et al., 1989; Buxton et al., 1999; Prado et al., 1999; Connolly et al., 2000; Kuck et al., 2000; Exner et al., 2001; Moss et al., 2002; Sung, 2004 & Zipes et al., 2006

Grupos das arritmias cardíacas		
<i>Frequência</i>	<i>Bradycardia</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Frequência: menor que 60bpm;</i> • <i>Achado normal: em atletas;</i> • <i>Marcapassos cardíacos: podem ser usados no tratamento de arritmias com este tipo de frequência;</i>
	<i>Taquicardia</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Frequência: maior que 100bpm;</i> • <i>Achado normal: durante atividade física, estresse emocional, anemia etc.</i>
<i>Local de origem</i>	<i>Atriais</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Surgem em excesso ou em menor número dentro dos átrios.</i>
	<i>Juncionais</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Surgem na junção entre os átrios e os ventrículos.</i>
	<i>Ventriculares</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Ocorrem dentro dos ventrículos, algumas com grande potencial para levar ao óbito.</i>

2.4.1 Classificação das arritmias ventriculares

As arritmias ventriculares (Ver classificação na Tabela 2.15) são alterações no ritmo normal do coração relacionadas aos ventrículos, ou seja, às câmaras inferiores do coração.

Tabela 2.15 – Classificação de arritmias ventriculares. Dados extraídos de Deal et al., 1986; Lemery et al., 1989; Buxton et al., 1999; Prado et al., 1999; Connolly et al., 2000; Kuck et al., 2000; Exner et al., 2001; Moss et al., 2002; Sung, 2004 & Zipes et al., 2006 & Wang et al., 2010

Classificação de arritmias ventriculares	
<i>Parassístole</i>	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Origem do ritmo: ventricular em foco que compete com o ritmo fisiológico do coração (marcapasso paralelo que apresenta bloqueio de entrada permanente e de saída</i>

Ventricular (PV)	<p>ocasional);</p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>Características no ECG: frequência própria, batimentos de fusão e períodos interectópicos com um múltiplo comum e períodos de acoplamento variáveis.</i>
Ritmo Idioventricular de Escape (RIVE)	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Origem do ritmo: ventricular;</i> • <i>Frequência cardíaca: inferior a 40 bpm;</i> • <i>Surgimento: consequência da substituição a ritmos mais altos que foram inibidos temporariamente.</i>
Batimento(s) de Escape Ventricular(es) (BEV)	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Origem do ritmo: ventricular, tardio(s) por ser(em) de suplência.;</i> • <i>Surgimento: consequência da inibição temporária de ritmos mais altos.</i>
Ritmo Idioventricular Acelerado (RIVA)	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Origem do ritmo: ventricular (QRS alargado);</i> • <i>Não é ritmo de suplência, competindo com o ritmo basal do coração;</i> • <i>É autolimitado e costuma estar relacionado à isquemia miocárdica;</i> • <i>Frequência cardíaca: superior a 40 bpm (entre 50 e 130 bpm, mais usualmente entre 70 e 85 bpm, em consequência de automatismo aumentado.</i>
Fibrilação Ventricular (FV)	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Características no ECG: ondas bizarras, caóticas, de amplitude e frequência variáveis. Ritmo pode ser precedido de taquicardia ventricular ou torsade de pointes, que degeneraram em fibrilação ventricular.</i> • <i>Corresponde, clinicamente, à parada cardiorrespiratória;</i> • <i>Principais causas são: síndrome isquêmica aguda, de distúrbios eletrolíticos, como hipercalemia, e da degeneração de qualquer arritmia ventricular com frequência elevada;</i>
Batimento de Fusão (BF)	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Origem do ritmo: ventricular, que se funde com o batimento do ritmo fisiológico do coração;</i> • <i>Características no ECG: onda P, seguida de QRS alargado;</i> • <i>Os batimentos de fusão são encontrados em 3 situações: pré-excitação, taquicardia ventricular e parassistolia.</i>
Captura de Batimento(s) Supraventricular(es) durante Ritmo Ventricular (CBSVRV)	<ul style="list-style-type: none"> • <i>Origem do ritmo: batimento originado no átrio, que consegue ultrapassar o bloqueio de condução (anatômico ou funcional) existente na junção atrioventricular e despolariza o ventrículo total ou parcialmente, gerando no último caso um batimento de fusão.</i>

<p>Taquicardia Ventricular</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Em indivíduos jovens e saudáveis, ocorre mais frequentemente no contexto de um coração estrutural e funcionalmente normal; • Tipos: Monomórfica Sustentada, Polimórfica e Torsades de Pointes (ver Tabela 2.14).
<p>Extrassístole Ventricular (ESV)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Corresponde à arritmia na qual a reentrada do impulso elétrico ou o foco ectópico que origina o complexo prematuro localiza-se em qualquer região do ventrículo, com pausa pós extrassistólica, quando recicla o intervalo RR; • É uma das arritmias cardíacas mais frequentes observadas em clínica; • Ocorre em indivíduos com e sem cardiopatia subjacente; • A análise da polaridade e a forma dos complexos QRS em VI permitem deduzir a procedência da ESV: <ol style="list-style-type: none"> a. QRS positivo em VI (Padrão de BRD): A ESV procede do ventrículo esquerdo (VE) ou do septo interventricular, abaixo da bifurcação do feixe de Hiss. O complexo QRS usualmente tem a morfologia Q-R ou R-R', com R maior que R'; b. QRS negativo em VI (Padrão de BRE): A ES procede do ventrículo direito (VD); c. QRS Pouco alargado: A ESV procede da região septo-alto ao do sistema de condução próximo da bifurcação do feixe de Hiss; d. A onda P na ESV habitualmente não é percebida, pois se encontra sobreposta e oculta no complexo QRS extra-sistólico. • Divididas em: estreitas (QRS com duração < 120 ms) e largas (QRS com duração > 120 ms).

Indivíduos jovens com coração estruturalmente normal podem apresentar arritmias ventriculares idiopáticas, apesar de serem frequentemente benignas, em alguns subgrupos podem se manifestar primariamente como morte súbita. A identificação de distintos subgrupos dentre os pacientes com arritmias ventriculares idiopáticas é de fundamental importância (Lorga Fº & Brugada, 1997).

Bloqueios do ramo direito e esquerdo são considerados síndromes que fazem parte das arritmias ventriculares. A síndrome do bloqueio de ramo direito (BRD) causa morte súbita e acomete preferencialmente adultos jovens, do sexo masculino e raça caucasiana.

No BRD o ECG se mostra com elevação do segmento ST nas derivações V1, V2 e V3 (ver Figura 2.8).

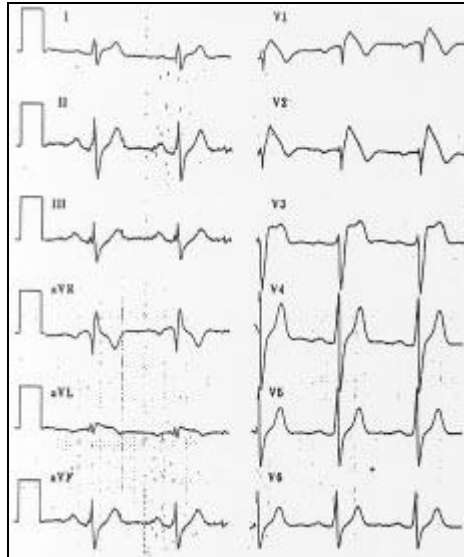
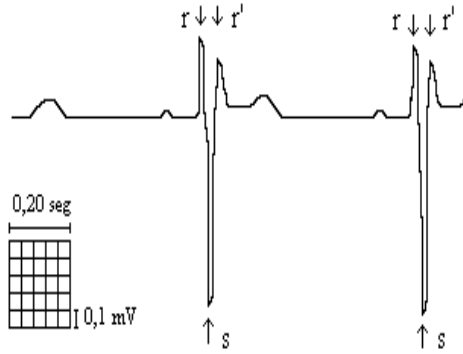
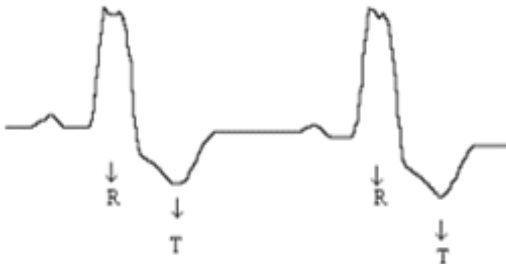


Figura 2.8 – Eletrocardiograma característico da síndrome. QRS com padrão de bloqueio de ramo direito, elevação do segmento ST nas derivações V1, V2 e V3 e intervalos QT e QTc normais. Adaptado de Lorga Fº & Brugada,1997.

De acordo com Sodi-Pallares e Cols a dificuldade de condução do estímulo através dos ramos direito ou esquerdo pode ser classificada em três graus: 1º Grau: retardo de 0,02 a 0,03 segundo(s); 2º Grau: retardo de 0,04 a 0,05 s e 3º Grau: retardo de 0,06 s ou mais. Nos bloqueios de ramo de 1º grau, a duração do QRS usualmente não ultrapassa 0,11 s. Nos de 2º grau, está compreendida entre 0,10 e 0,12 s, e nos de 3º grau, acima de 0,12 s. Cada grau de bloqueio exibe morfologia própria. As características eletrocardiográficas dos Bloqueios de Ramo Direito e Esquerdo serão exibidas na tabela abaixo.

Tabela 2.16 – Características eletrocardiográficas com seus respectivos sinais. Dados extraídos de Hallake, 2004

Bloqueio	Características Eletrocardiográficas	Sinal Eletrocardiográfico
----------	--------------------------------------	---------------------------

<p>BRD</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Presença de complexos rsr', rsR' ou rSR' em V1 ou V2. Sendo a onda R' habitualmente maior que r; • QRS com duração igual ou superior a 0,12s ou 120ms; • Onda S alargada em D1, aVL, V5 e V6, com duração maior que a onda R ou maior que 40 ms em adultos; • Presença de complexos qR em aVR com R empastada; • Eixo elétrico médio de QRS variável, tendendo para a direita; • Onda T assimétrica em oposição ao retardo final de QRS. 	
<p>BRE</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Duração do QRS de 0,12 segundos ou mais; • Presença de ondas R alargadas ou com entalhes em V5, V6, D1 e aVL; • Ausência de Q em V5, V6 e D1; • Aumento do tempo de ativação ventricular superior a 0,06 segundos em V5 e V6; • Desnível de ST no sentido oposto ao da principal deflexão do QRS e onda T também oposta ao QRS. 	

2.4.2 Tratamento das arritmias cardíacas

A complexidade do tratamento das arritmias apresentadas nos eletrocardiogramas está relacionada com o grande número de parâmetros interdependentes a serem considerados desde a realização do exame até a emissão do laudo condizente com a arritmia presente, seguida de uma prescrição coerente.

O manejo das arritmias deve iniciar com tratamento das causas e eliminação dos fatores precipitantes. Medicamentos Antiarrítmicos estão perdendo espaço para os métodos físicos devido a seu efeito arritmogênico, mas permanecem sendo usados no controle das taquiarritmias. Vários antiarrítmicos não se mostraram claramente eficazes. A Tabela 2.17 mostra a farmacoterapia das arritmias cardíacas.

Tabela 2.17 – Tratamento das arritmias cardíacas. Dados extraídos do Brody et al., 1997; Prado et al., 1999; Korolkovas, 2010/2011 & DEF, 2010/2011

Tratamento das arritmias cardíacas			Fármacos	
Antiarrítmicos	Classe I	Bloqueiam, nas membranas dos miócitos, os canais de sódio (Na^+) (células musculares cardíacas.)	•Trata as arritmias de origem ventricular; prevenção de fibrilhação auricular por disfunção nervosa (do nervo vago).	Quinidina
				Procainamida
				Disopiramido
			•Trata a taquicardia ventricular (batimentos acelerados); •Previne arritmias pós-enfarto do miócardio.	Lidocaína
			•Trata a fibrilhação auricular e distúrbios do sistema de condução cardíaco.	Flecainida
				Propafenona
	Classe II	(São antagonistas beta-adrenérgicos, atuando nos receptores cardíacos do sistema simpático, reduzindo a atividade cardíaca).	Antagonistas β não selectivos	Metipranolol
				Nadolol
				Oxprenolol
				Penbutolol
				Pindolol
				Propranolol
				Timolol
			Sotalol	
			Antagonistas β_1 selectivos	Atenolol
				Acebutolol
				Betaxolol
				Bisoprolol
				Esmolol
	Metoprolol			
Antagonistas α_1/β mistos	Carvedilol			
	Labetalol			
Classe III	•Bloqueiam, nas membranas dos miócitos, os canais de potássio (K^+), prolongando o potencial de ação e a contração dos miócitos condutores.	Amiodarona		
		Bretílio		
		Sotalol		
Classe IV	•Bloqueiam, nas membranas dos miócitos, os canais de cálcio (Ca^{2+}).	Verapamil		
		Diltiazem		
		Amlodipina		
		Nifedipina		
Cardiotônicos		•aumentam a força de contração dos músculos cardíacos, prolongando o tempo de condução do átrio para o ventrículo; •Efeito indesejável: diminuição da frequência cardíaca.	Digoxina	
			Digitoxina	
			Adrenalina	
			Dopamina	

Capítulo 3

O Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados

3.1 Introdução

O modelo de Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados (*GAADT*), utilizado neste trabalho, foi originalmente proposto por Vieira em 2003. No *GAADT* o processo de evolução ocorre a nível epistemológico do ambiente, definido como uma estrutura, sendo a população um de seus elementos. A estrutura do ambiente deve conter um conjunto de modelos para todas as entidades que o compõe, bem como as relações entre estas entidades. Segundo este modelo, as mudanças ambientais representam um marco para o início de um novo período de evolução durante o qual os habitantes da população do ambiente atual irão sofrer a ação dos operadores genéticos com o intuito de construir uma nova população formada somente por habitantes adaptados as novas condições ambientais vigentes. Neste momento, o ambiente atinge um período de equilíbrio evolutivo, durante o qual a sua população não evolui. O período de equilíbrio evolutivo é finalizado quando ocorre uma alteração ambiental, dando início a um novo ciclo de um período de evolução seguido por um período de equilíbrio evolutivo.

O resultado do problema para o ambiente atual é o habitante da população mais adaptado do período de equilíbrio evolutivo atingido para este ambiente. As propriedades que diferem o *GAADT* dos outros modelos de algoritmo genético são:

- Representação dos habitantes da população estratificada nos tipos abstratos: base, gene e cromossomo. Os tipos abstratos base, gene e população não apresentam limites de tamanho, vínculos a um alfabeto pré-definido. A cada tipo abstrato do *GAADT* está associado um conjunto de regras de formação para impedir a geração de habitantes que não correspondem a um resultado para o problema a ser resolvido;
- Representação da população por um conjunto, de forma a evitar que os habitantes promissores sejam descartados. A convergência prematura resultante da construção de populações deve conter várias cópias de um mesmo habitante;

- Garantia de que as características mais adaptadas ao ambiente dos habitantes pais sejam passadas para os cromossomos filhos durante a execução da operação de cruzamento;
- Preservação das características adaptadas ao ambiente presente nos habitantes não adaptados ao ambiente pela ação da operação de mutação.

Na sua Tese de Doutorado Vieira (2003) propôs a Teoria de Processos Evolutivos utilizando os conceitos de monotonicidade e ponto fixo. Uma vez que as outras teorias desenvolvidas para mostrar a convergência de algoritmos genéticos: estavam comprometidas com a representação; não consideravam a ocorrência; a existência de vários resultados (Grefenstette, 1922; Holland et al, 1986; Goldberg, 1989; Szalas & Michalewics, 1993). Com a Teoria de Processos Evolutivos Vieira (2003) provou que o *GAADT* é um algoritmo convergente.

Na seção 3.2 do presente capítulo, será apresentado o *GAADT* através dos (as): seus tipos abstratos de dados, definições de suas operações genéticas, além da descrição do seu ambiente.

3.2 O *GAADT*

3.2.1 Tipos Básicos do *GAADT*

Neste trabalho, os cromossomos serão representados por seu material genético, os quais têm nas bases suas unidades elementares de formação. A única exigência para o tipo abstrato base do *GAADT* é que ele tenha pelo menos uma base b_λ , denominado de base-inócua, que será usado na construção do gene - inócua g_λ e do cromossomo-inócua c_λ . As constantes do *GAADT* base-inócua, gene - inócua e cromossomo-inócua deverão ter seu valor definido no momento da instanciação do *GAADT* a um dado problema.

1ª Definição (Base)

O tipo abstrato base B é o conjunto de todas as unidades genéticas elementares que podem ser usadas na formação do material genético dos cromossomos de uma população tal que:

$$\exists b_\lambda \in B \tag{1}$$

Os elementos da base se agrupam em seqüência para formar os genes. As seqüências de bases que representam um gene válido para a construção do cromossomo devem satisfazer as restrições estabelecidas pelo conjunto de *Axiomas de Formação de Genes (AFG)*, o qual deverá ser definido para cada problema de acordo com a semântica atribuída ao tipo abstrato gene.

2ª Definição (Gene)

O tipo abstrato gene G é um conjunto de todas as seqüências formadas pelos elementos do tipo abstrato base construídos, conforme descrito na *1ª Definição*, que pertence ao conjunto *AFG*. Os genes são agrupados em conjuntos para formar os cromossomos. O conjunto de genes $\{g_1, g_2, \dots, g_n\}$ válido para compor uma população tem que obedecer as regras estabelecidas pelo conjunto de *Axiomas de Formação de Cromossomos (AFC)*, o qual deverá ser definido para cada problema de acordo com a semântica adotada para o cromossomo.

3ª Definição (Cromossomo)

O tipo abstrato cromossomo C é um conjunto de todos os conjuntos de genes construídos, conforme descrito na *2ª Definição*, que obedece às condições estabelecidas pelo *AFC*.

Os cromossomos são agrupados em conjuntos para formar uma população. Esta representação para a população irá garantir a imparcialidade na avaliação dos cromossomos que compõem a população, já que cada cromossomo só poderá ocorrer uma vez na população avaliada pelo *GAADT* em cada momento.

4ª Definição (População)

O tipo abstrato população P é o conjunto de todos os um conjunto de cromossomos construídos, conforme descrito na *3ª Definição*.

3.2.2 Operadores Genéticos do GAADT

O *GAADT* trabalha com os operadores genéticos de cruzamento e mutação. O operador genético de cruzamento caracteriza-se por combinar os genes de dois cromossomos para

formar outros cromossomos formados somente pelos genes dominantes dos cromossomos pais. Enquanto que o operador genético de mutação caracteriza-se por alterar o conjunto de genes de um cromossomo para formar outro cromossomo tendo o cuidado de preservar cinquenta por cento dos genes do cromossomo original. Em ambos os operadores os novos cromossomos devem ter grau de adaptação maior ou igual ao grau de adaptação de seus ancestrais.

Considere dois genes g_1 e g_2 , que expressem uma mesma característica com diferentes fenótipos, diz-se que um gene g_1 é mais adaptado ao ambiente do que o gene g_2 , se o grau de adaptação do gene g_1 for superior ou igual ao grau de adaptação do gene g_2 . No GAADT, o grau de adaptação de um gene é calculado pela função *grau* e a relação de que dois genes expressa uma mesma característica é obtido com o predicado *mesma*.

5ª) Definição (Grau)

O grau de adaptação de um gene é uma função grau do seguinte tipo:

$$\text{Grau: } G \rightarrow K \tag{2}$$

Tal que, a cada gene g , $g \in G$, é associado um único número k , $k \in K$ (K é um corpo ordenado), chamado de *grau* (g) e que reflete, segundo a interpretação adotada para o problema, uma estratificação comparativa entre a adaptação dos genes.

Por convenção, o grau de adaptação do gene-inócuo é igual ao elemento neutro do corpo K para a operação de adição, logo o grau de adaptação do gene-inócuo menor do que o grau de adaptação dos outros genes pertencentes ao tipo abstrato G .

O gene dominante para uma dada característica é o gene que corresponde à expressão fenotípica desta característica mais adaptada a configuração atual do ambiente. A função *domi* foi definida para informar o gene dominante de um par de genes, se os genes fornecidos não expressem uma mesma característica a função *domi* retornando o g_λ , caso contrário a função *domi* retorna o gene fornecido mais adaptado ao ambiente atual.

6ª) Definição (Dominante)

O gene dominante é uma função *domi* do seguinte tipo:

$$domi: G \times G \rightarrow G \quad (3)$$

$$domi(g_1, g_2) = \begin{cases} g_1 & \text{se } (g_1, g_2) \notin \text{mesma}, \\ g_1 & \text{se } (g_1, g_2) \in \text{mesma} \wedge grau(g_1) \geq grau(g_2), \\ g_2 & \text{se } (g_1, g_2) \in \text{mesma} \wedge grau(g_1) < grau(g_2). \end{cases}$$

A produção de novos cromossomos durante o processo evolutivo de uma população serve para direcionar a busca por cromossomos mais adaptados através da transmissão das características de maior grau de adaptação presentes nos cromossomos da população atual. A adaptação de um cromossomo é dada pela função *adapt*.

7ª) Definição (Adaptação)

A adaptação de um cromossomo é uma função *adapt* do seguinte tipo:

$$adapt: C \rightarrow K \quad (4)$$

$$adapt(c) = \sum_{g \in c} \Theta_{c,g} \times grau(g)$$

Onde $\Theta_{c,g}$ é o peso com o qual o gene g contribui para a adaptação do cromossomo c .

A operação de cruzamento recebe dois cromossomos pais, aptos a cruzarem, e retorna uma população de todos os cromossomos filhos formados somente com genes dominantes dos cromossomos fornecidos. No *GAADT*, a seleção dos cromossomos aptos a cruzarem é obtida com a função *sel* e o conjunto dos genes dominantes para cada característica presente nos cromossomos pais é construído com a função de fecundação *fec*.

A função de seleção recebe uma população P_1 e retorna a subpopulação de P_1 formada pelos cromossomos que satisfazem um requisito do problema r , descrito por uma fórmula em lógica de primeira ordem, o qual indica quando um dado cromossomo é considerado apto a cruzar.

8ª) Definição (Seleção)

A seleção dos cromossomos que satisfazem um predicado r é uma função sel do seguinte tipo:

$$\begin{aligned} sel: P(P) \times P(P) &\rightarrow P(P) \\ sel(P_1, r) &= P_1 \cap r \end{aligned} \quad (5)$$

A função fecundação recebe dois cromossomos e retorna o conjunto de genes dominantes entre todos os genes dos cromossomos fornecidos.

9ª) Definição (Fecundação)

A fecundação é uma função fec do seguinte tipo:

$$\begin{aligned} fec: C \times C &\rightarrow P(G) \\ fec(c_1, c_2) &= \{g \mid \forall g_1 \in c_1 \forall g_2 \in c_2 (g = \text{domi}(g_1, g_2))\} \end{aligned} \quad (6)$$

Considere que o conjunto de cromossomos aptos da população atual P_1 é a população $P_{1\text{aptos}}$. A partir da população $P_{1\text{aptos}}$ obtem-se conjuntos $MACHO$ e $FEMEA$, formados da seguinte forma:

$$MACHO = sel(P_{1\text{aptos}}, M) \text{ e } FEMEA = sel(P_{1\text{aptos}}, F) \quad (7)$$

Onde M e F são dois predicados sobre o tipo população pertencentes ao conjunto de requisitos do ambiente Rq , escritos em uma linguagem de primeira ordem.

Note que, dependendo da especificação dos requisitos do ambiente M e F , a reprodução gerada pelo $GAADT$ pode ser sexuada quando $M \cap F = \emptyset$, assexuada quando $M = F$, e mista quando $M \cap F = \emptyset$ e $M \neq F$.

O operador genético de mutação, definido para o $GAADT$, é composto pelas funções de troca, que remove um conjunto de genes do cromossomo de origem e lhe adiciona outro conjunto de genes.

10ª Definição (Troca)

A troca é uma função *troc* do seguinte tipo:

$$troc: C \times P(G) \times P(G) \rightarrow C \quad (8)$$

$$troc(c;G_1;G_2) = \begin{cases} (c \cup G_1) - G_2 & \text{se } c \cup G_1 \in AFC \wedge (c \cup G_1) - G_2 \in AFC, \\ c \cup G_1 & \text{se } c \cup G_1 \in AFC \wedge (c \cup G_1) - G_2 \notin AFC, \\ c - G_2 & \text{se } c \cup G_1 \notin AFC \wedge c - G_2 \in AFC, \\ c & \text{se } c \cup G_1 \notin AFC \wedge c - G_2 \notin AFC. \end{cases}$$

11ª Definição (Mutação)

A muta o   um predicado $mut \subseteq P(P)$, tal que:

$$mut(c_1) = \{c_2 \mid \exists G_1, G_2: P(G) ((\#G_1 \leq \#c_1 \text{ div } 2) \wedge (\#G_2 \leq \#c_1 \text{ div } 2) \wedge troc(c_1;G_1;G_2) = c_2) \wedge (adapt(c_2) \geq adapt(c_1))\} \quad (9)$$

3.2.3 Ambiente do GAADT

Um algoritmo genético opera sobre popula es de cromossomos que evoluem de acordo com as características de um ambiente A . Um ambiente A   uma 8-tupla $[P, P(P), Rq, AFG, AGC, T_x, \Sigma, P_0]$, onde:

- 1) P   a popula o;
- 2) $P(P)$   o conjunto potência de P ;
- 3) Rq   o conjunto dos requisitos (características expressas através de fórmulas numa linguagem de primeira ordem) do problema que influenciam a genealogia da popula o P ;
- 4) AFG   o conjunto de axiomas de forma o dos genes dos cromossomos da popula o P ;

- 5) AFC é o conjunto de axiomas de formação dos cromossomos da população P ;
- 6) Tx é o conjunto de pares de cromossomos $(x; y)$, onde x é um cromossomo construído a partir do cromossomo y , pela ação da operação de cruzamento ou mutação, registrando desta forma a genealogia dos cromossomos pertencentes às populações geradas pelo $GAADT$ durante a sua execução;
- 7) Σ é o conjunto de operadores genealógicos que atuam sobre a população P ;
- 8) P_0 é uma subpopulação pertencente a $P(P)$, chamada de população inicial, com no mínimo um cromossomo.

3.2.4 Algoritmo do GAADT

O $GAADT$ é uma função $GAADT$ que recebe a população P_0 e, depois de submetê-la à simulação de um processo evolutivo, devolve uma população P_t . Os cromossomos da população P_t são os cromossomos das populações P_0, P_1, \dots, P_{t-1} que melhor satisfazem os requisitos do problema Rq . Diz-se então que a população P_t evoluiu da população P_0 .

A preservação e morte dos cromossomos da população atual P_t trabalhada pelo $GAADT$ é orientada por um predicado unário denominado de p_{corte} , tal predicado pertencente ao conjunto de requisitos do problema Rq , que atua sobre os cromossomos de P_t . Os cromossomos que satisfazem o predicado p_{corte} irão fazer parte da população P_{t+1} , enquanto os outros cromossomos da população P_t irão morrer. Os cromossomos mortos podem ser recuperados através da taxonomia Tx dos cromossomos da população atual para evitar que eles apareçam novamente nas próximas iterações da função $GAADT$. Esta restrição atende ao entendimento do processo de evolução darwinista, que não contempla a possibilidade de uma espécie extinta voltar a aparecer num outro momento futuro.

Os critérios de parada adotados pela função $GAADT$ são: a) o número máximo de iterações desejadas e b) o valor da adaptação dos cromossomos considerado satisfatório para o resultado do problema em análise. Estes critérios também fazem parte do conjunto de requisitos do problema Rq .

12ª) Definição (GAADT)

O $GAADT$ é uma função $GAADT$ do seguinte tipo:

$$\begin{aligned}
 & GAADT : A \rightarrow A \tag{10} \\
 GAADT(P_t) = & \begin{cases} P_{otm} & \text{se } P_{otm} = \{c \mid \forall c: P_t(adapt(c) \geq k)\}, \neq \emptyset, \\ P_{t+1} & \text{se } t + 2 = T, \\ GAADT(P_{t+1}) & \text{caso contrário.} \end{cases}
 \end{aligned}$$

Onde $P_{t+1} = cruz(a, b) \cup mut(c) \cup p_{core}(P_t)$ com $a, b, c \in P_t$, P_0 é a população inicial considerada, $k \in K$ é um valor imposto pelo ambiente A , como critério de aceitação de cromossomos em P_t que satisfazem o problema e $T \in \mathbb{N}$ é um número dado como critério de satisfação do número de interações.

Uma Especificação do GAADT para Diagnóstico de Arritmias Ventriculares

4.1 Introdução

O GAADT foi proposto para ser aplicado a diferentes problemas. A qualidade dos resultados encontrados depende da especificação dos tipos abstratos manipulado por este algoritmo, da adequação dos operadores genéticos e das restrições impostas pelo ambiente. Portanto, o GAADT, quando instanciado para um problema particular, deve preservar todas as suas propriedades fundamentais. Em Vieira (2003) é apresentada uma metodologia para modelar os requisitos do problema, baseada em 7 passos:

- 1 Examinar o problema, com o objetivo de determinar qual a natureza da solução requerida no sentido de orientar a escolha metafórica dos tipos básicos: base, gene e cromossomo;
- 2 Identificar o gene inócuo g_λ e a população inicial P_0 ;
- 3 Definir as funções grau de adaptação do gene *grau* e peso do gene no cromossomo Θ , e a relação *atributoRelevante*;
- 4 Definir os elementos de Rq (F , M e r) usados pela função *cruz* de acordo com o problema;
- 5 Definir os elementos de Rq (*pcorte*, t e k) utilizados pela função GAADT;
- 6 Construir o algoritmo;
- 7 Verificar os eventuais ajustes relativos à verificação dos tipos manipulados pelas funções, relações e operações manipuladas pela função GAADT, e a modelagem do problema através da definição dos componentes do ambiente.

O restante desta seção se destina a descrever como o GAADT pode ser aplicado e refinado ao problema diagnóstico de arritmias ventriculares a partir das informações contidas em um ECG.

4.2 Tipos Básicos

1ª Definição (Base)

O tipo base para a construção de um diagnóstico de arritmias ventriculares a partir das informações registradas no exame de ECG é o conjunto $B_{Derivacao}$ formado pelos períodos do ECG para cada derivação e o conjunto B_λ contendo as derivações inócuas.

O tipo abstrato base é:

$$B = B_{Derivacao} \cup B_\lambda \quad (1)$$

Os elementos do conjunto $B_{Derivacao}$ são pares (*nomeDerivacao*, *periodo*), onde *nomeDerivacao* $\{DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6\}$ e *periodo* é um elemento do conjunto $B_{Periodo}$.

O conjunto $B_{Periodo}$ é formado pelas nanúpla (*onda_P*, *onda_Q*, *onda_R*, *onda_r*, *onda_{r'}*, *onda_S*, *onda_T*, *onda_{Ta}*, *onda_U*), ou seja, é uma estrutura contendo todas as ondas que podem ser registradas no exame de ECG.

Os termos *onda_i* com $i \in \{P, Q, R, r, r', S, T, Ta, U\}$ dos elementos de $B_{Periodo}$ pertencem ao conjunto B_{Onda} . Os elementos do conjunto B_{Onda} contém valores a partir dos quais será possível extrair as propriedades morfológicas das ondas do ECG (segmentos, intervalos e complexo QRS) usadas no processo de inferência do diagnóstico das doenças cardiovasculares por um médico cardiologista. A estrutura adotada para os elementos do conjunto B_{Onda} é $onda_i = (nomeOnda, x^-, y^-, x^p, y^p, x^+, y^+)$ dos elementos de $B_{Periodo}$, onde $i \in \{P; Q, R, r, r', ST, Ta, U\}$, *nomeOnda* $\in \{P, Q, R, r, r', S, T, Ta, U, \#\}$ e $(x^-, y^-, x^p, y^p, x^+, y^+) \in \mathbb{R}$.

A interpretação adotada para os elementos *onda_i* é: *nomeOnda* é o nome da onda; x^- é o menor valor da coordenada x para a onda; x^p é o valor da coordenada x para o pico da onda; x^+ é o maior valor da coordenada x para a onda; y^- é o menor valor de coordenada y para a onda; y^p é o valor da coordenada y para o pico da onda; e y^+ é o maior valor da coordenada y para a onda. Quando em um do ECG não for registrada uma dada onda durante um determinado período o parâmetro *nomeOnda* dessa onda recebe o valor #.

Os elementos do conjunto B_λ são pares (*nomeDerivacao*, *periodo*), onde *nomeDerivacao* $\in \{\lambda\}$ e *periodo* é um elemento do conjunto $B_{Periodo}$ definido na construção dos elementos do conjunto $B_{Derivacao}$.

2ª) Definição (Gene)

A análise métrica das propriedades morfológicas das ondas do ECG, bem como das relacionadas entre as ondas de um mesmo período (segmento, intervalo e complexo) e de dois períodos consecutivos (frequência cardíaca). Assim a característica (gene) relevante para o problema tratado nessa dissertação é os pares de períodos consecutivos de uma mesma derivação registrados no ECG.

O tipo abstrato gene G é um conjunto de todas as seqüências $[b_1, b_2]$ formadas pelos elementos do tipo abstrato base, conforme descrito na 1ª Definição, que satisfaz o conjunto AFG .

Antes de apresentarmos o AFG utilizado será necessário fazer algumas convenções.

Considere um índice i pertencente ao conjunto dos números naturais. Dado um elemento da base $b_i = (\text{nomeDerivacao}_i, \text{periodo}_i)$, o termo *periodo_i* desta base pode ser substituído pela seguinte nanúpla (*ondaP_i*, *ondaQ_i*, *ondaR_i*, *onda_r*, *onda_{r'}*, *ondaS_i*, *ondaT_i*, *ondaT_{ai}*, *ondaU_i*), os termos desta nanúpla podem ser substituídos da seguintes forma:

- *ondaP_i* por $(P_i, x^-_{P_i}, y^-_{P_i}, x^p_{P_i}, y^p_{P_i}, x^+_{P_i}, y^+_{P_i})$,
- *ondaQ_i* por $(Q_i, x^-_{Q_i}, y^-_{Q_i}, x^p_{Q_i}, y^p_{Q_i}, x^+_{Q_i}, y^+_{Q_i})$;
- *ondaR_i* por $(R_i, x^-_{R_i}, y^-_{R_i}, x^p_{R_i}, y^p_{R_i}, x^+_{R_i}, y^+_{R_i})$;
- *onda_{ri}* por $(r_i, x^-_{r_i}, y^-_{r_i}, x^p_{r_i}, y^p_{r_i}, x^+_{r_i}, y^+_{r_i})$;
- *onda_{r' i}* por $(r'_i, x^-_{r'_i}, y^-_{r'_i}, x^p_{r'_i}, y^p_{r'_i}, x^+_{r'_i}, y^+_{r'_i})$;
- *ondaS_i* por $(S_i, x^-_{S_i}, y^-_{S_i}, x^p_{S_i}, y^p_{S_i}, x^+_{S_i}, y^+_{S_i})$;
- *ondaT_i* por $(T_i, x^-_{T_i}, y^-_{T_i}, x^p_{T_i}, y^p_{T_i}, x^+_{T_i}, y^+_{T_i})$;
- *ondaT_{ai}* por $(Ta_i, x^-_{Ta_i}, y^-_{Ta_i}, x^p_{Ta_i}, y^p_{Ta_i}, x^+_{Ta_i}, y^+_{Ta_i})$;
- *ondaU_i* por $(U_i, x^-_{U_i}, y^-_{U_i}, x^p_{U_i}, y^p_{U_i}, x^+_{U_i}, y^+_{U_i})$.

Os axiomas do conjunto AFG estabelecem que:

- para todo gene $g = [b_1, b_2]$, os elementos b_1 e b_2 devem pertencer a mesma derivação.

$$afg_1 = \forall g = [b_1, b_2] \in G(\text{nomeDerivacao}_1 = \text{nomeDerivacao}_2) \quad (2)$$

- para todo gene $g = [b_1, b_2]$, o período b_1 deve ser seguido do período b_2 no ECG.

$$\begin{aligned}
afg_2 = \forall g = [b_1, b_2] \in G(\neg \exists b_3 \in B - \{b_1, b_2\}) \\
(x^+_{ultimaOnda(b_1)} \leq x^-_{primeiraOnda(b_3)}) \wedge (x^+_{ultimaOnda(b_3)} \leq x^-_{primeiraOnda(b_2)})
\end{aligned} \tag{3}$$

Onde a função *primeiraOnda* (.) recebe um período do ECG e retorna a primeira onda cujo parâmetro *nomeOnda* é diferente de # e a função *ultimaOnda*(.) recebe um período do ECG e retorna a última onda cujo parâmetro *nomeOnda* é diferente de #. Deve-se aqui esclarecer que a presente modelagem não considera a possibilidade de nenhuma onda ter sido registrado durante um período inteiro do ECG para qualquer derivação.

O conjunto gene inócuo (G_λ) é formado por todos os pares $g_\lambda = [b_1, b_2]$, tal que:

$$nomeDerivacao_1 = nomeDerivacao_2 = \lambda \tag{4}$$

Os elementos deste conjunto serão representados por g_λ . Deve-se observar que os elementos do conjunto G_λ satisfazem os $AFG = \{afg_1, afg_2\}$ como exigido pelo *GAADT*.

3ª Definição (Cromossomo)

O cromossomo é instanciado como o conjunto de períodos de cada derivação do ECG, que conduz a inferência do diagnóstico de uma ou mais arritmias ventriculares.

O tipo abstrato cromossomo C é um conjunto de todos os conjuntos de genes construídos conforme descrito na 2ª Definição que obedece às condições estabelecidas pelo *AFC*.

Assim, o conjunto de *AFC* é especificado como:

- para uma dada derivação o número de ocorrências de qualquer período não pode ser maior do que dois, uma vez como a base b_1 de um gene e outra vez como a base b_2 de outro gene.

$$\begin{aligned}
afc_1 = (\forall c \in C(\forall g_i = [b_{1i}, b_{2i}] \in c(tamanho(\{g_j \mid \forall g_j = [b_{1j}, b_{2j}] \in \\
c - \{g_i\}(b_{1i} = b_{2j})\}) \leq 1)) \wedge (\forall g_i = [b_{1i}, b_{2i}] \in c(tamanho(\{g_j \mid \forall g_j = [b_1, b_2] \in
\end{aligned} \tag{5}$$

$$c - \{g_i\}(b_{2i} = b_{1j}) \leq 1)))$$

- para uma dada derivação não pode existir interseção entre os seus períodos.

$$\begin{aligned}afc_2 = (\forall c \in C(\forall g_i = [b_1, b_2] \in c(\exists g_j = [b_{1j}, b_{2j}] \in \\c - \{g_i\}((nomeDerivacao_{1i} = nomeDerivacao_{1j}) \wedge \\(x^-_{primeiraOnda(b_{1i})} \leq x^-_{primeiraOnda(b_{1j})} = x^+_{ultimaOnda(b_{2i})} \wedge \\(x^-_{primeiraOnda(b_{1i})} \leq x^-_{primeiraOnda(b_{2j})} \leq x^+_{ultimaOnda(b_{2i})))))))\end{aligned} \quad (6)$$

O conjunto cromossomo inócuo, denotado por C_λ , é formado por todos os conjuntos de genes inócuos, que satisfazem as restrições do *AFC*. Os elementos deste conjunto serão representados por c_λ .

4ª) Definição (População)

A população é formada pelo conjunto de cromossomos que justificam um dado diagnóstico.

O tipo abstrato população P é o conjunto de todos os um conjunto de cromossomos construídos conforme descrito na 3ª Definição.

A população formada somente por cromossomos inócuos indica que o exame de ECG analisado pelo *GAADT* é considerado normal.

4.3 Operadores Genéticos

Assim como a especificação dos tipos abstratos dados: base, gene, cromossomo e população, preservaram as exigências contidas na definição do *GAADT*. A especificação das funções e relações necessárias para o cálculo da função *GAADT* devem atender a todas as pré-condições de sua definição original apresentada no Capítulo 3. Nesta seção será apresentada a definição somente das funções e relações cuja especificação para o presente problema é mais concreta do que a definição original, ficando subentendido que as funções e relações que não forem redefinidas nesta seção irão preservar sua definição original.

5ª) Definição (Mesma)

Dado dois genes $g_x = [b_{1x}, b_{2x}]$ e $g_y = [b_{1y}, b_{2y}]$ diz-se que eles representam a mesma característica se ambos se encontram no mesmo período em derivações diferentes. Isto porque as arritmias ventriculares ou não são visíveis em todas as derivações, ou são mais visíveis em uma derivação do que nas outra.

A relação mesma característica é formalmente definida como:

$$\begin{aligned}
 & \text{mesma: } G \times G \rightarrow B \tag{7} \\
 & \text{mesma}(g_x, g_y) = \begin{cases} \text{Verdade} & \text{se } [(nomeDerivacao_{1x} \neq nomeDerivacao_{1y}) \wedge \\ & ((primeiraOnda(periodo_{1x}), \\ & \quad ultimaOnda(periodo_{2x})) = \\ & \quad ((primeiraOnda(periodo_{1y}), \\ & \quad \quad ultimaOnda(periodo_{2y})))] \\ \text{Falso} & \text{caso contrário} \end{cases}
 \end{aligned}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

Antes de definir a função grau de adaptação de um gene, é preciso definir os requisitos do ambiente que descrevem a característica de uma arritmia ventricular para um dado perfil de paciente. Estes requisitos são predicados, com quatro parâmetros, sendo cadeia de letras iniciada com uma letra minúscula e cadeias de letras iniciada com uma letra maiúscula, como relacionado abaixo:

- $avOnda(Perfil, NomeArritmia, NomeOnda, Altura, X)$, lê-se o predicado de arritmia ventricular $avOnda$ para o perfil de paciente $Perfil$, possui onda $NomeOnda$ com altura Y e largura X ;
- $avComplexo(Perfil, NomeArritmia, complexoQRS, Y, X)$, lê-se o predicado de arritmia ventricular $avComplexo$ para o perfil de paciente $Perfil$, possui complexoQRS com altura Y e largura X ;
- $avIntervalo(Perfil, NomeArritmia, NomeIntervalo, X)$, lê-se o predicado de arritmia ventricular $avIntervalo$ para o perfil de paciente $Perfil$, possui intervalo $NomeIntervalo$ com altura Y e largura X ;

- $avSegmento(Perfil, NomeArritmia, NomeSegmento, X)$, lê-se o predicado de arritmia ventricular $avSegmento$ para o perfil de paciente $Perfil$, possui segmento $NomeSegmento$ com altura Y e largura X .

Onde $Perfil$ e $NomeArritmia$ pertence ao conjunto de cadeias alfanuméricas iniciadas com uma letra fornecias pelo usuário do sistema; $NomeOnda \in \{P, Q, R, r, r', S, T, Ta, U\}$; $NomeIntervalo \in \{PR, QT, PP, RR\}$; $NomeSegmento \in \{PR, ST\}$ e $X, Y \in \mathbb{R}$.

6ª) Definição (Compara Onda)

Dado uma onda $Onda_o$ do ECG do paciente, e o padrão da altura e largura de uma arritmia ventricular para esta onda. A função $comparaOnda$ retorna *Verdade* se a onda estiver dentro do intervalo para a altura e largura fornecidos, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaOnda$ ou $comparaOndaComplexo$ ou $comparaComplexoOnda$ é formalmente definida como:

$$comparaOnda: B_{Onda} \times \mathbb{R} \times \mathbb{R} \rightarrow B$$

$$(comparaOnda(onda_o, X, Y) = \begin{cases} Verdade & \text{se } ((x^+_o - x^-_o) \leq X) \wedge \\ & (((y^+_o \geq y^-_o) \wedge ((y^P_o - y^-_o) \leq Y)) \vee \\ & (((y^+_o \leq y^-_o) \wedge ((y^P_o - y^+_o) \leq Y)) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde $o \in \{P, Q, R, r, r', S, T, Ta, U\}$ e B é o conjunto dos valores Booleano.

7ª) Definição (Compara ComplexoQRS)

Dado as ondas $onda_{Qi}$, $onda_{Rp}$ e $onda_{Sj}$ do ECG do paciente, e a largura e altura do $complexoQRS$ correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função $complexoQRS$ retorna *Verdade* se a largura e altura do $complexoQRS$ do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaComplexoQRS$ é formalmente definida como:

$$comparaComplexoQRS: B_{Onda} \times B_{Onda} \times B_{Onda} \times \mathbb{R} \times \mathbb{R} \rightarrow B \quad (9)$$

$comparaComplexoQRS(onda_{Qp}, onda_{Rp}, onda_{Sp}, Y, X) =$

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Verdade se } ((x^+_{Sf} - x^-_{Si}) \wedge (x^+_{Rf} - x^-_{Ri}) \wedge (x^+_{Qf} - x^-_{Qi}) \leq X) \wedge \\ ((y^-_{Sf} \leq y^+_{Sp}) \wedge ((y^P_{Sp} - y^-_{Rp}) \leq Y)) \\ ((y^+_{Rp} \leq y^-_{Qp}) \wedge ((y^P_{Qp} - y^-_{Pi}) \leq Y)) \\ \text{Falso caso contrário} \end{array} \right.$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

8ª) Definição (Compara Intervalo PR)

Dado as ondas ($onda_{Pi} \wedge Complexo_{QRSi}$) do ECG do paciente e a largura do *intervaloPR* correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função *comparaIntervaloPR* retorna *Verdade* se a largura do *intervaloPR* do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função *comparaIntervaloPR* é formalmente definida como:

$$\begin{array}{l} \text{comparaIntervaloPR: } B_{Onda} \times B_{Complexo} \times \mathbb{R} \rightarrow B \quad (10) \\ \text{comparaIntervaloPR}(onda_{Pi}, complexo_{QRSi}, X) = \left\{ \begin{array}{l} \text{Verdade se } ((x^+_{QRSi} - x^-_{Pi}) \leq X) \\ \text{Falso caso contrário} \end{array} \right. \end{array}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

9ª) Definição (Compara Intervalo QT)

Dado as ondas $complexo_{QRSi}$ e $onda_{Tj}$ do ECG do paciente, e a largura do *intervaloQT* correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função *comparaIntervaloQT* retorna *Verdade* se a largura do *intervaloQT* do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função *comparaIntervaloQT* é formalmente definida como:

$$\text{comparaIntervaloQT: } B_{complexo} \times B_{Onda} \times \mathbb{R} \rightarrow B \quad (11)$$

$$comparaIntervaloQT(complexo_{QRSi}, onda_{Tj}, X) = \begin{cases} Verdade & \text{se}((x^+_{Tj} - x^-_{QRSi}) \leq X) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

10ª Definição (Compara Intervalo ST)

Dado as ondas $complexo_{QRSj}$ e $onda_{Tj}$ do ECG do paciente, e a largura do $intervaloST$ correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função $comparaIntervaloST$ retorna *Verdade* se a largura do $intervaloST$ do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaIntervaloST$ é formalmente definida como:

$$comparaIntervaloST: B_{Complexo} \times B_{Onda} \times \mathbb{R} \rightarrow B \quad (12)$$

$$comparaIntervaloST(complexo_{QRSj}, onda_{Tj}, X) = \begin{cases} Verdade & \text{se}((x^+_{Tj} - x^-_{QRSj}) \leq X) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

11ª Definição (Compara Intervalo PP)

Dado as ondas $onda_{Pi}$ e $onda_{Uj}$ do ECG do paciente, e a largura do $intervaloPP$ correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função $comparaIntervaloPP$ retorna *Verdade* se a largura do $intervaloPP$ do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaIntervaloPP$ é formalmente definida como:

$$comparaIntervaloPP: B_{Onda} \times B_{Onda} \times \mathbb{R} \rightarrow B \quad (13)$$

$$comparaIntervaloPP(onda_{Pi}, onda_{Uj}, X) = \begin{cases} Verdade & \text{se}((x^+_{Uj} - x^-_{Pi}) \leq X) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

12ª Definição (Compara Intervalo RR)

Dado as ondas $complexo_{QRS_p}$ e $complexo_{QRS_p}$ do ECG do paciente, e a largura do $intervaloRR$ correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função $comparaIntervaloRR$ retorna *Verdade* se a largura do $intervaloRR$ do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaIntervaloRR$ é formalmente definida como:

$$comparaIntervaloRR: B_{Complexo} \times B_{Complexo} \times \mathbb{R} \rightarrow B \tag{14}$$

$$comparaIntervaloRR(complexo_{QRS_p}, complexo_{QRS_p}, X) = \begin{cases} Verdade & \text{se}((x^{p2^\circ}_{QRS_p} - x^{p1^\circ}_{QRS_p}) \leq X) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

13ª Definição (Compara Segmento PR)

Dado as ondas $onda_{P_j}$ e $complexo_{QRS_i}$ do ECG do paciente, e a largura do $segmentoPR$ correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função $comparaSegmentoPR$ retorna *Verdade* se a largura do $intervaloPR$ do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaSegmentoPR$ é formalmente definida como:

$$comparaSegmentoPR: B_{Onda} \times B_{Onda} \times \mathbb{R} \rightarrow B \tag{15}$$

$$comparaSegmentoPR(onda_{P_j}, complexo_{QRS_i}, X) = \begin{cases} Verdade & \text{se}((x^+_{QRS_i} - x^-_{P_j}) \leq X) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

14ª Definição (Compara Segmento ST)

Dado as ondas $complexo_{QRSj}$ e $onda_{Ti}$ do ECG do paciente, a largura do $segmentoST$ correspondente ao padrão de uma arritmia ventricular. A função $comparaSegmentoST$ retorna *Verdade* se a largura do $segmentoST$ do ECG do paciente estiver dentro do intervalo largura fornecido, caso contrário ela retorna *FALSO*.

A função $comparaSegmentoST$ é formalmente definida como:

$$comparaSegmentoST : B_{complexo} \times B_{Onda} \times \mathbb{R} \rightarrow B \quad (16)$$

$$comparaSegmentoST(complexo_{QRSj}, onda_{Ti}, X) = \begin{cases} Verdade & \text{se } ((x^+_{Ti} - x^-_{QRSj}) \leq X) \\ Falso & \text{caso contrário} \end{cases}$$

Onde B é o conjunto dos valores Booleano.

O grau de adaptação do gene para o diagnóstico das arritmias ventriculares deve considerar para cada arritmia cadastrada, se a altura e largura das ondas e complexo, e se a largura dos segmentos e intervalo está representada no gene fornecido. Para cada arritmia que o gene atender deve ser somado mais um ao seu grau de adaptação. Logo para calcular o grau de adaptação do gene é preciso primeiro definir uma função para retornar as ondas, segmentos, intervalos e complexo que definem o padrão de uma arritmia ventricular.

15ª Definição (Onda Arritmia Ventricular)

Dado uma arritmia ventricular a e o conjunto dos predicados $avOnda$ pertencente ao conjunto $AVOnda$, a função $ondaAV$ retorna o conjunto dos predicados $avOnda$ cujo parâmetro $NomeArritmia$ for igual a a .

O conjunto de todas as ondas cadastradas na descrição do padrão de uma dada arritmia ventricular é fornecido pela função $ondaAv$ do seguinte tipo:

$$\begin{aligned}
\text{ondaAV}: I \times \text{PAV}_{\text{Onda}} &\rightarrow \text{PAV}_{\text{Onda}} & (17) \\
\text{ondaAV}(a, \text{av}_{\text{Onda}}) &= \{\text{NomeOnda} \mid \forall v = \\
&\text{av}_{\text{Onda}}(\text{Perfil}, \text{NomeArritmia}, \text{NomeOnda}, Y, X) \in \text{av}_{\text{Onda}} \wedge (a = \text{NomeArritmia})\}
\end{aligned}$$

Onde I contém o nome de todas as arritmias cadastradas no sistema.

16ª Definição (Intervalo Arritmia Ventricular)

Dado uma arritmia ventricular a e o conjunto dos predicados avIntervalo pertencente ao conjunto AVIntervalo , a função intervaloAV retorna o conjunto dos predicados avIntervalo cujo parâmetro NomeArritmia for igual a a .

O conjunto de todos os intervalos cadastrados na descrição do padrão de uma dada arritmia ventricular é fornecido pela função intervaloAV do seguinte tipo:

$$\begin{aligned}
\text{intervaloAV}: I \times \text{PAV}_{\text{Intervalo}} &\rightarrow \text{PAV}_{\text{Intervalo}} & (18) \\
\text{intervaloAV}(a, \text{av}_{\text{Intervalo}}) &= \{\text{NomeIntervalo} \mid \forall v = \\
&\text{av}_{\text{Intervalo}}(\text{Perfil}, \text{NomeArritmia}, \text{NomeIntervalo}, X) \in \\
&\text{av}_{\text{Intervalo}} \wedge (a = \text{NomeArritmia})\}
\end{aligned}$$

Onde I contém o nome de todas as arritmias cadastradas no sistema.

17ª Definição (Segmento Arritmia Ventricular)

Dado uma arritmia ventricular a e o conjunto dos predicados avSegmento pertencente ao conjunto AVSegmento , a função segmentoAV retorna o conjunto dos predicados avSegmento cujo parâmetro NomeArritmia for igual a a .

O conjunto de todos os intervalos cadastrados na descrição do padrão de uma dada arritmia ventricular é fornecido pela função segmentoAv do seguinte tipo:

$$\begin{aligned}
\text{segmentoAV}: I \times \text{PAV}_{\text{Segmento}} &\rightarrow \text{PAV}_{\text{Segmento}} & (19) \\
\text{segmentoAV}(a, \text{av}_{\text{Intervalo}}) &= \{\text{NomeSegmento} \mid \forall v = \\
&\text{av}_{\text{Segmento}}(\text{Perfil}, \text{NomeArritmia}, \text{NomeSegmento}, X) \in \\
&\text{av}_{\text{Segmento}} \wedge (a = \text{NomeArritmia})\}
\end{aligned}$$

Onde I contém o nome de todas as arritmias cadastradas no sistema.

18ª) Definição (Padrão)

Dado um gene $g = [b_1, b_2]$ e uma arritmia ventricular a , a função *padrao* retorna um se uma das bases de g atenderem as propriedades métricas cadastradas para a arritmia ventricular a e zero caso contrário.

A ocorrência ou não de uma arritmia em um dado período do ECG é fornecido pela função *padrao* do seguinte tipo:

$$\begin{aligned} \textit{padrao}: G \times AV &\rightarrow \mathbb{N} && (20) \\ \textit{padrao}(g = [b_1, b_2], a) &= \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} &1 \text{ se } (P \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, P, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{P1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{P2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(Q \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, Q, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{Q1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{Q2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(R \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, R, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{R1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{R2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(r \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, r, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{r1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{r2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(r' \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, r', Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{r'1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{r'2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(S \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, S, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{S1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{S2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(T \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, T, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{T1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{T2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(T_a \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, T_a, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{Ta1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{Ta2}, Y, X)))) \wedge && \\ &(U \in \textit{ondaAV}(a, A) (\textit{avOnda}(\textit{Perfil}, a, U, Y, X) && \Rightarrow \\ &(\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{U1}, Y, X) \vee (\textit{comparaOnda}(\textit{Onda}_{U2}, Y, X)))) \wedge && \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& (QRS \in \text{complexoAV}(a, A) (\text{avComplexo}(\text{Perfil}, a, QRS, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaComplexo}(\text{Complexo}_{Q1R1S1}, Y, X) \vee (\text{comparaComplexo}(\text{Complexo}_{Q2R2S2}, Y, X)))) \wedge \\
& (PR \in \text{intervaloAV}(a, A) (\text{avIntervalo}(\text{Perfil}, a, PR, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{P1R1}, Y, X) \vee (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{P2R2}, Y, X)))) \wedge \\
& (QT \in \text{intervaloAV}(a, A) (\text{avIntervalo}(\text{Perfil}, a, QT, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{Q1T1}, Y, X) \vee (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{Q2T2}, Y, X)))) \wedge \\
& (ST \in \text{intervaloAV}(a, A) (\text{avIntervalo}(\text{Perfil}, a, ST, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{S1T1}, Y, X) \vee (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{S2T2}, Y, X)))) \wedge \\
& (PP \in \text{intervaloAV}(a, A) (\text{avIntervalo}(\text{Perfil}, a, PP, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{P1P1}, Y, X) \vee (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{P2P2}, Y, X)))) \wedge \\
& (RR \in \text{intervaloAV}(a, A) (\text{avIntervalo}(\text{Perfil}, a, RR, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{R1R1}, Y, X) \vee (\text{comparaIntervalo}(\text{Intervalo}_{R2R2}, Y, X)))) \wedge \\
& (PR \in \text{segmentoAV}(a, A) (\text{avSegmento}(\text{Perfil}, a, PR, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaSegmento}(\text{Segmento}_{P1R1}, Y, X) \vee (\text{comparaSegmento}(\text{Segmento}_{P2R2}, Y, X)))) \\
& (ST \in \text{segmentoAV}(a, A) (\text{avSegmento}(\text{Perfil}, a, ST, Y, X) \implies \\
& (\text{comparaSegmento}(\text{Segmento}_{S1T1}, Y, X) \vee (\text{comparaSegmento}(\text{Segmento}_{S2T2}, Y, X)))) \wedge
\end{aligned}$$

Onde I contem o nome de todas as arritmias cadastradas no sistema.

19ª Definição (Grau)

O grau de adaptação de um gene é uma função grau do seguinte tipo:

$$\text{grau}: G \rightarrow \mathbb{R}_{\text{adapt}}(g) = \sum_{a \in I} \text{padrao}(g, a) \quad (21)$$

Onde I contem o nome de todas as arritmias cadastradas no sistema.

O peso atribuído a um gene g_i de um cromossomo é igual ao $j + 1$ número primo, onde j é o número da arritmia ventricular cujos padrões estão presentes no gene g_i , se este gene corresponder à primeira ocorrência dessa arritmia no cromossomo. O peso do gene g_i de um cromossomo é igual a zero, para todos os outros casos.

A especificação do GAADT para o diagnóstico de arritmias ventriculares, só trabalha com o operador genético de cruzamento. Isso porque o propósito deste algoritmo tem que

considerar somente os dados contidos no ECG do paciente. E o operador de mutação geraria um sinal que não corresponde à atividade cardíaca do paciente. A reprodução será assexuada, ou seja, será permitido que todo par de cromossomos da população atual cruzem entre si.

O parâmetro *pcorte* é a adaptação média da população atual. O critério de parada por valor de adaptação aceitável para o cromossomo mais adaptado não foi usado. O critério de parada por número de iterações desejadas, considerado neste trabalho, foi 100. A população inicial considerada é formada por cromossomos contendo somente dois genes, os quais correspondem a dois períodos consecutivos do exame de eletrocardiograma do paciente.

Capítulo 5

SIECG

5.1 *Introdução*

A gênese das arritmias cardíacas depende de interações complexas entre substrato (infarto, fibrose, hipertrofia, anisotropia etc.), gatilhos (extra-sístoles) e fatores moduladores (sistema nervoso autônomo, eletrólitos, isquemia etc.). O conhecimento dos mecanismos eletrofisiológicos das arritmias cardíacas é necessário para o desenvolvimento de sistemas de diagnósticos de arritmias ventriculares para localizar precisamente as anormalidades registradas no ECG referentes ao ritmo cardíaco. Associado a este conhecimento deve-se saber principalmente as características eletrocardiográficas dos eventos (ondas, complexos, segmentos e intervalos) das 12 derivações, correspondentes a cada arritmia que se pretende diagnosticar. Mediante estes questionamentos é possível criar um sistema capaz de detectar qualquer arritmia cardíaca.

O SIECG é diferente de todos os sistemas existentes no mercado por não explorar o diagnóstico a partir da “classificação das ondas”, mas sim por apresentar uma modelagem com todas as características eletrocardiográficas dos eventos, citadas no parágrafo anterior, respeitando suas derivações e permitindo cadastrar no sistema todos os parâmetros de normalidade do ECG, pois fora deste parâmetro é considerado arritmia. O sistema é capaz de cadastrar qualquer arritmia cardíaca que se deseje diagnosticar, além de não ter limitação de inserir exames para diagnóstico.

O sistema em questão pode ser usado nas escolas de medicina, especialmente nos cursos de eletrocardiogramas para residentes em cardiologia, isto porque permite que os residentes se familiarizem com a morfologia das ondas, complexos, segmentos e intervalos das derivações periféricas e precordiais podendo assim, converter, os sinais elétricos em tabelas, que serão preenchidas no próprio sistema. Com isso é possível comparar, com precisão, os diagnósticos laudos emitidos realizados pelo SIECG com os laudos médicos dos exames que se pretendem analisar.

O presente capítulo será apresentado pela arquitetura do sistema (Ver seção 5.2) e pelos diagnósticos obtidos com o sistema proposto, sendo comparados com os laudos médicos.

5.2 Arquitetura

O SIECG baseado nas propriedades métricas do eletrocardiograma, proposto neste trabalho, necessita que as informações sobre o padrão das arritmias ventriculares e o perfil do paciente sejam fornecidas e convertidas em fatos ou regras que irão compor os requisitos Rq do ambiente A para ser trabalhado pelo $GAADT$. Assim que, o exame de ECG do paciente for convertido para a estrutura dos elementos do conjunto base B os outros tipos abstratos, como: *gene*, *cromossomo* e *populacao* serão construídos.

A arquitetura do sistema proposto pode ser vista na Figura 5.1.

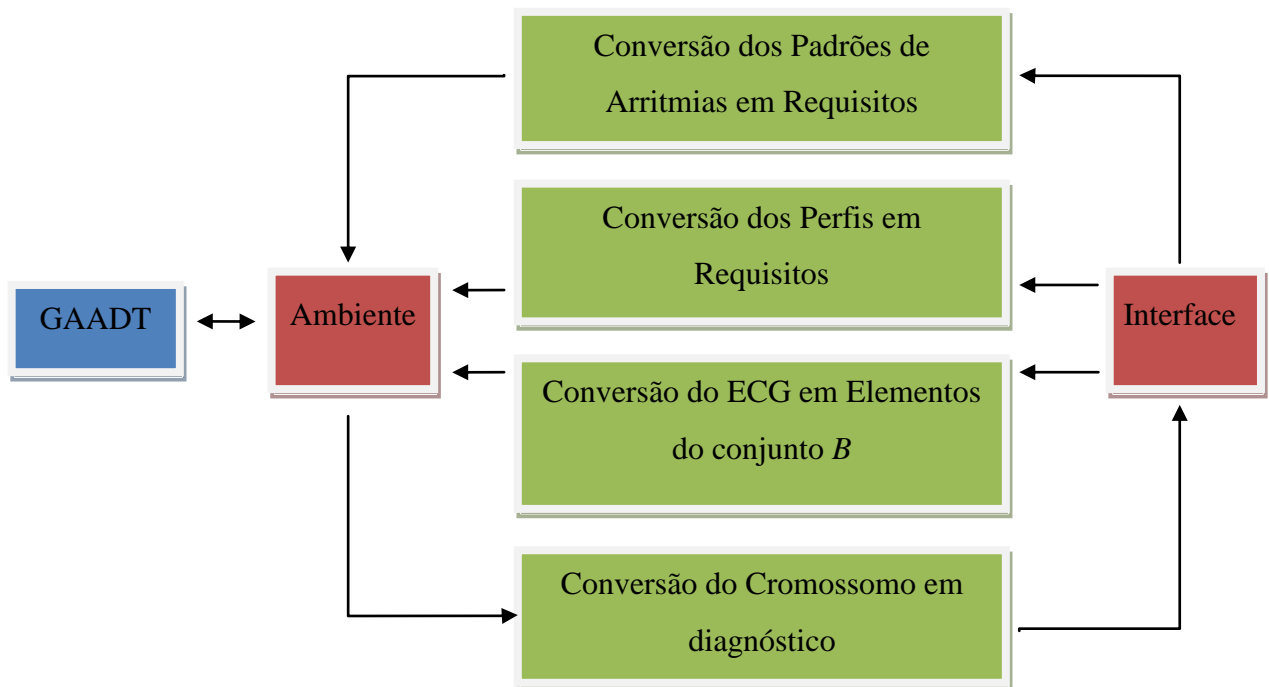


Figura 5.1 – Arquitetura do SIECG

O módulo *Interface* com o usuário é constituído pelas opções cadastrar perfil, cadastrar arritmia ventricular, cadastrar paciente e realizar diagnóstico. Os módulos de conversão implementam uma tradução de um conjunto de valores em predicados. O módulo Ambiente A recebe os dados dos módulos de conversão de Padrões de Arritmias, de Perfis, de ECG e

submete-os ao *GAADT* instanciado para o problema de diagnóstico de arritmias ventriculares. O *GAADT* realiza o processo de busca dos padrões das arritmias e os envia para o módulo de conversão do Cromossomo em Diagnóstico.

O módulo de conversão de diagnóstico recebe as arritmias ventriculares cadastradas, o cromossomo mais adaptado e seu valor da adaptação. Em seguida, este módulo fatora o valor da adaptação do cromossomo mais adaptado, construído pelo *GAADT*, gerando uma lista de números primos [*Primos*]. Em seguida é calculada a lista [*Posicao*] contendo a posição que cada elemento da lista [*Primos*] na construção do conjunto de números primos. As arritmias ventriculares cadastradas no sistema na j — sima posição, com $j = pos - 1$ onda (pos é um elemento da lista [*Posicao*]) são enviadas para o módulo de *Interface* para serem exibidas como as arritmias diagnosticadas pelo sistema na opção realiza diagnóstico.

5.3 Resultado

Os testes no sistema foram realizados utilizando um conjunto de 12 exames de ECG gerados por um algoritmo, que apresentavam características eletrocardiográficas para as arritmias ventriculares, do tipo: bloqueio do ramo direito (BRD), bloqueio do ramo esquerdo (BRE), e extrasístole ventricular. Tais arritmias foram escolhidas pela equipe médica por serem frequentemente encontradas nos exames de ECG, em usuários alagoanos do SUS, com idades variadas e pela inexistência de sistemas que abordem os eventos eletrocardiográficos presentes nos bloqueios do tipo BRD e BRE, devido à alta complexidade.

Os exames gerados foram analisados por cinco médicos cardiologistas (*K, X, Y, Z e W*), que nos forneceram laudos exibidos na Tabela 5.1., porém nem todas as amostras foram submetidas ao SIECG, pois de acordo com os laudos médicos, apenas 12 correspondem as arritmias ventriculares, sendo estas as de interesse para este estudo.

Tabela 5.1 - Laudos dos Médicos para os exames de ECG gerados

Amostra	Sexo	Laudo	Médico
01	M	ARV BDAS Fibrilação sinusal “letra ilegível”, mais informações presentes	X
02	M	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
03	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
04	F	Ritmo Sinusal Fc: 80bpm ARV com parada inferior “letra ilegível”, mais informações presentes	X
05	F	Ritmo sinusal Fc: 75 bpm Alteração de Repolarização Ventricular	Z
06	M	Ritmo sinusal Fc: 70 bpm Alteração de Repolarização Ventricular de parada anterior	Z
07	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
08	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
09	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
10	F	Ritmo sinusal Fc: 86 bpm Alteração de Repolarização Ventricular (inferior)	W
11	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
12	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
13	F	Alteração de Repolarização Ventricular	Y
14	F	ARV difusa	Y
15	F	ARV difusa “letra ilegível”, mais informações presentes	Y
16	F	Ritmo sinusal Fc: 60 bpm Alteração difusa de Repolarização Ventricular	X
17	F	Ritmo sinusal QRS + 30° Alteração difusa da Repolarização Ventricular	X
18	M	Ritmo sinusal Fc: 100 bpm Bloqueio do Ramo Direito	W
19	M	Ritmo sinusal Fc: 66 bpm Distúrbio na Condução do Ramo direito	W
20	M	Ritmo sinusal Fc: 68 bpm	W

		<i>Distúrbio na Condução do Ramo direito</i>	
21	M	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 63 bpm</i> <i>Distúrbio na Condução do Ramo direito</i>	W
22	F	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 75 bpm</i> <i>Bloqueio do Ramo Direito</i>	Z
23	M	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 95 bpm</i> <i>Distúrbio de condução do Ramo Direito (1º grau)</i>	Z
24	M	<i>BRD de 2º grau</i> <i>ARV</i>	Y
25	M	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 85 bpm</i> <i>Distúrbio de condução do Ramo Direito</i> <i>QRS + 10º</i>	K
26	M	<i>BRD de 2º grau</i> <i>ARV</i>	Y
27	F	<i>BRD de 1º grau</i> <i>ARV</i>	Y
28	F	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 84 bpm</i> <i>Sobrecarga Ventricular Esquerda</i> <i>ARV</i>	W
29	F	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 86 bpm</i> <i>Sobrecarga Ventricular Esquerda</i> <i>Alteração Difusa da Repolarização Ventricular</i>	W
30	M	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 68 bpm</i> <i>Sobrecarga Ventricular Esquerda</i> <i>ARV</i>	W
31	M	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 63 bpm</i> <i>Sobrecarga Ventricular Esquerda</i> <i>Extrassístole supra ventricular</i>	W
32	F	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Bradycardia Sinusal</i> <i>Extrassístole ventricular freqüente</i> <i>Alteração Difusa da Repolarização Ventricular</i>	Z
33	F	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 48 bpm</i> <i>Bradycardia sinusal</i> <i>Desvio axial esquerdo</i> <i>ARV</i>	W
34	M	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 42 bpm</i> <i>Bradycardia sinusal</i>	W
35	F	<i>BRE de 2º grau</i>	Y

		<i>ARV</i>	
36	<i>F</i>	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 84 bpm</i> <i>QRS = -30°</i> <i>Desvio do eixo elétrico para esquerda</i>	<i>K</i>
37	<i>F</i>	<i>Ritmo de marcapasso</i> <i>ARV</i>	<i>Y</i>
38	<i>F</i>	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 130 bpm</i> <i>Taquicardia sinusal</i>	<i>Z</i>
39	<i>M</i>	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 55 bpm</i> <i>Arritmia sinusal</i>	<i>Z</i>
40	<i>M</i>	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 70 bpm</i> <i>Desvio axial esquerdo</i>	<i>W</i>
41	<i>F</i>	<i>Ritmo sinusal</i> <i>Fc: 84 bpm</i> <i>Inativação septal</i> <i>Distúrbio na condução intraventricular</i>	<i>W</i>

O ambiente de execução dos testes foi composto por: um processador INTEL CORE 2 DUO, 4GB de memória RAM e sistema operacional Windows 7. O GAADT foi implementado na linguagem de programação Python utilizando o framework django. As Figuras 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10, 5.11, 5.12 e 5.13 contêm os exames de ECG gerados, os quais foram plotados como ilustrado nas referidas figuras para serem analisados pelos médicos cardiologistas do SUS. Todas as amostras contêm 12 derivações, sendo 6 periféricas e 6 precordiais, porém nem todas as derivações necessitam ser analisadas e inseridas no SIECG, apenas as derivações que correspondem as arritmias ventriculares, como foram apresentadas no capítulo 2. Os círculos em vermelho destacam 2 períodos de cada derivação, que poderão ser inseridos no sistema para análise.

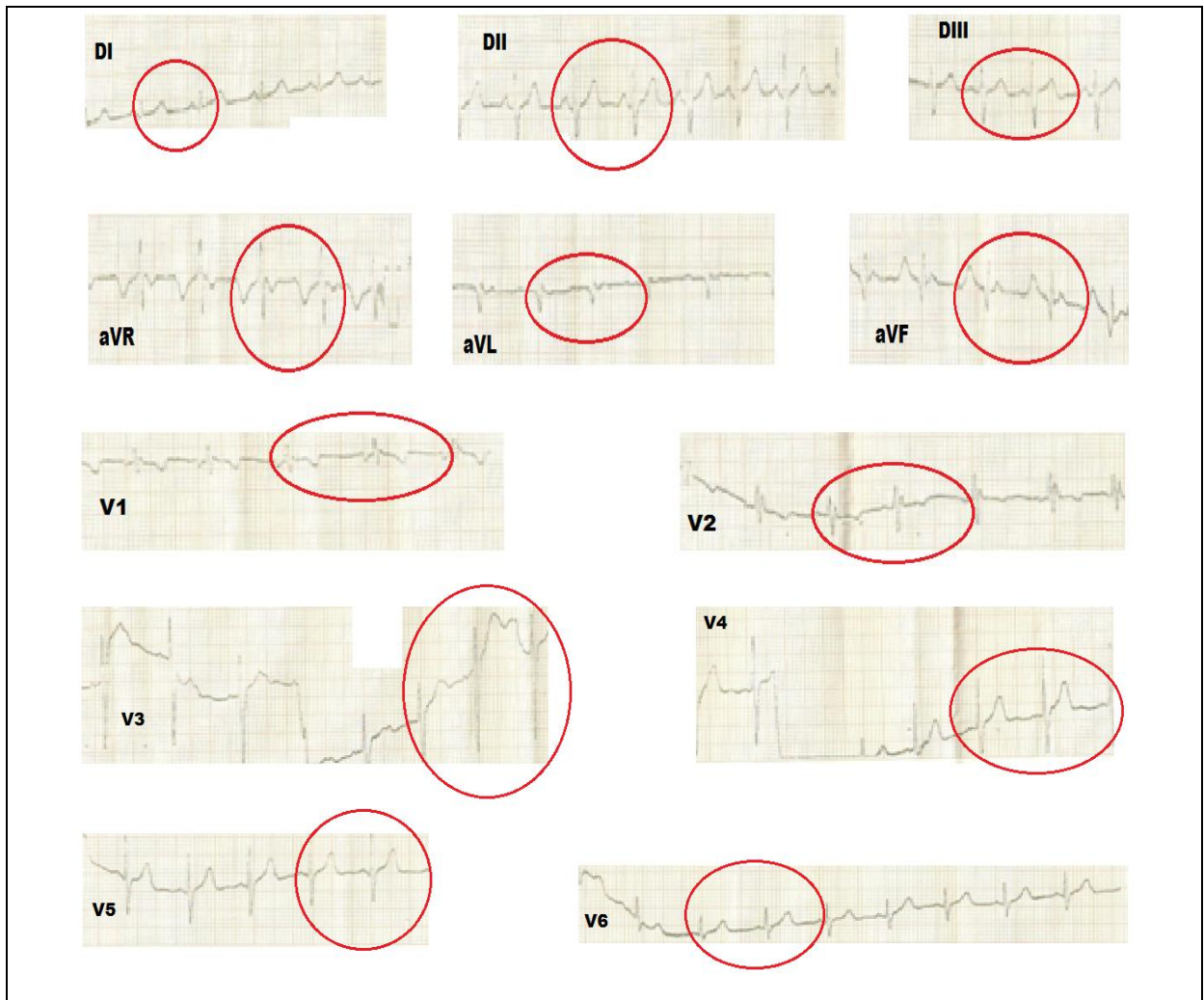


Figura 5.2 - Amostra 18 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico W. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 100 bpm, Bloqueio do Ramo Direito. Sexo: masculino.

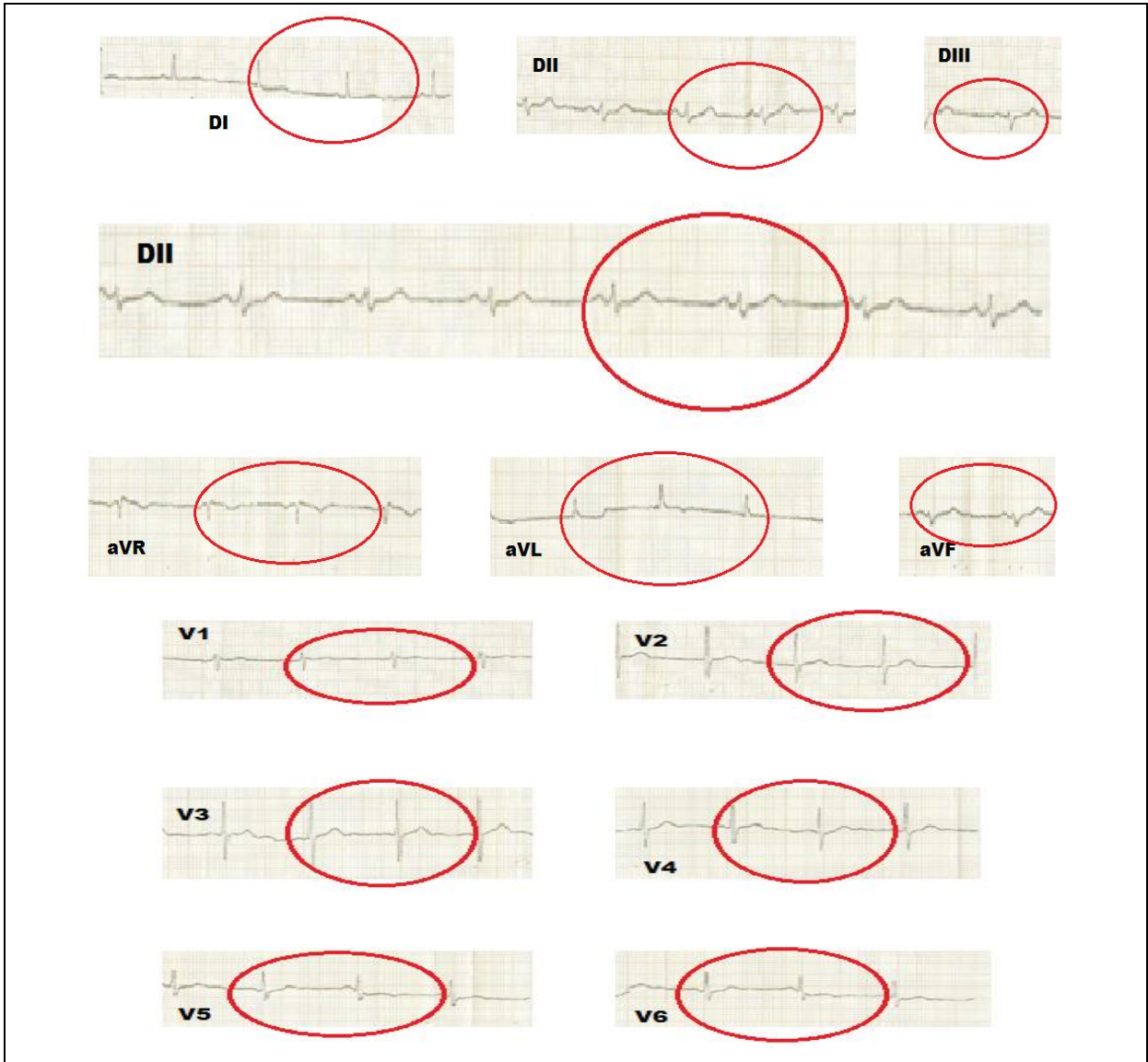


Figura 5.3 - Amostra 19 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico W. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 66 bpm, Distúrbio na Condução do Ramo direito. Sexo: masculino.

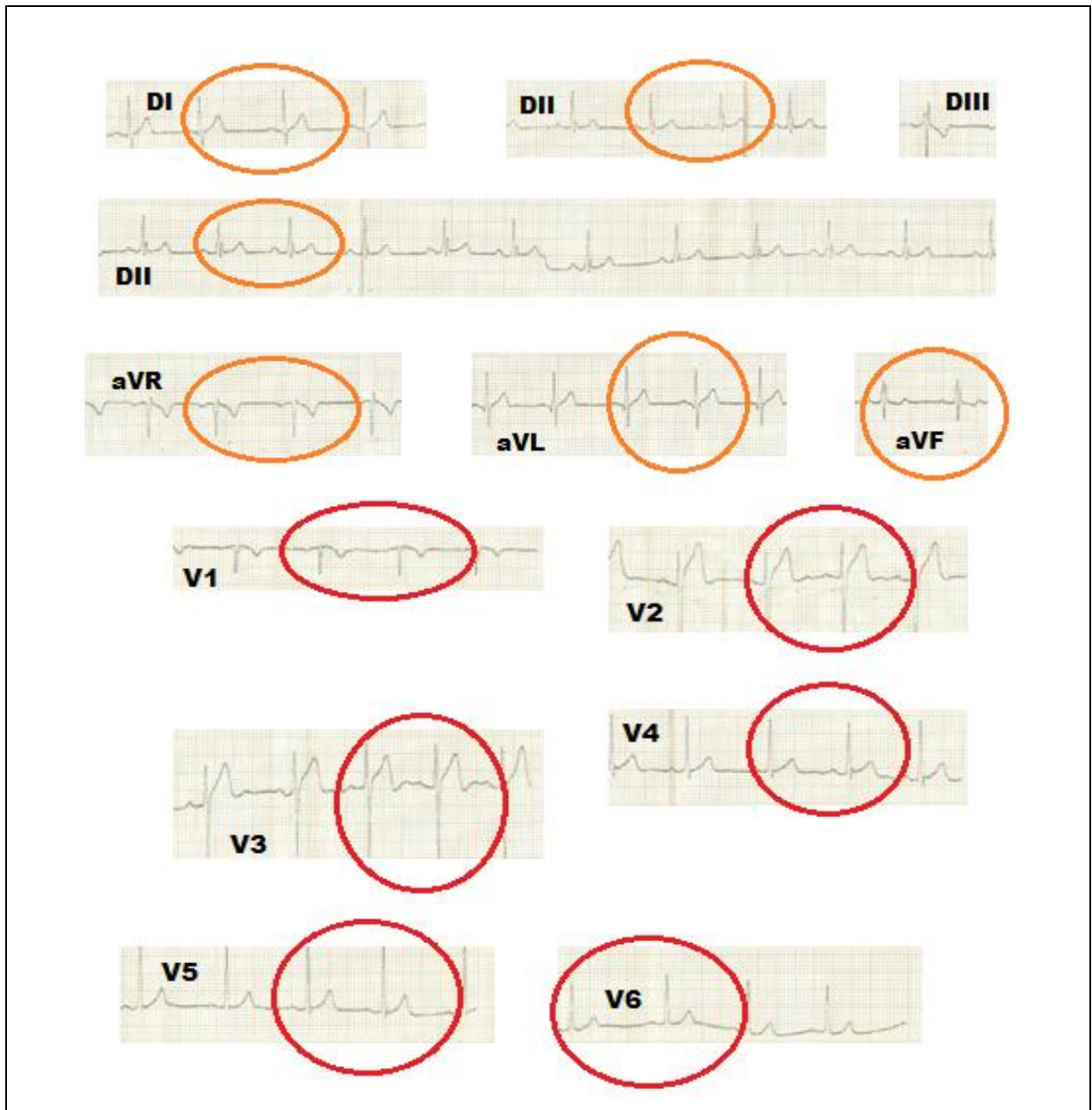


Figura 5.4 - Amostra 20 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico W. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 68 bpm, Distúrbio na Condução do Ramo direito. Sexo: masculino.

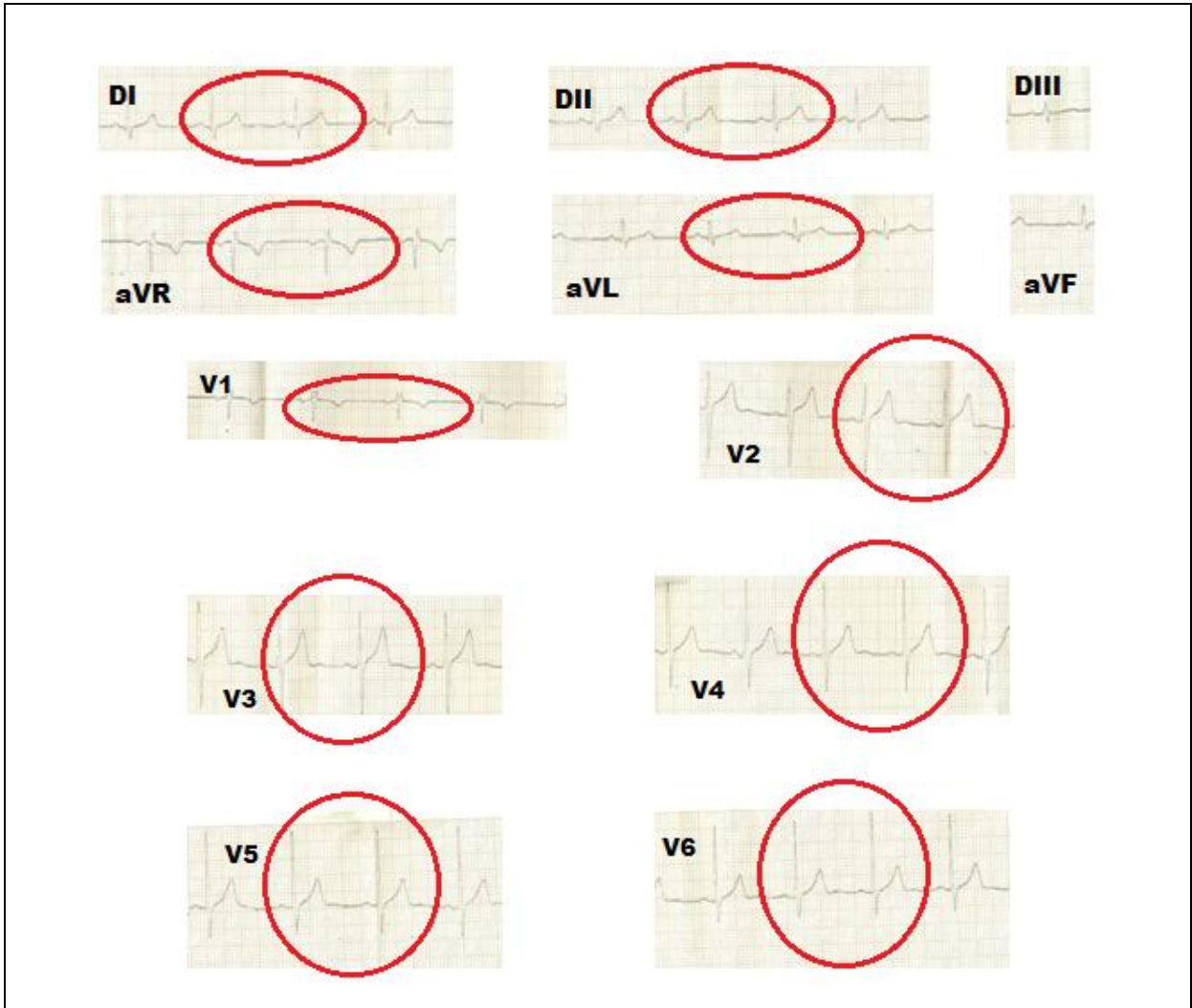


Figura 5.5 - Amostra 21 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico W. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 63 bpm, Distúrbio na Condução do Ramo direito. Sexo: masculino.

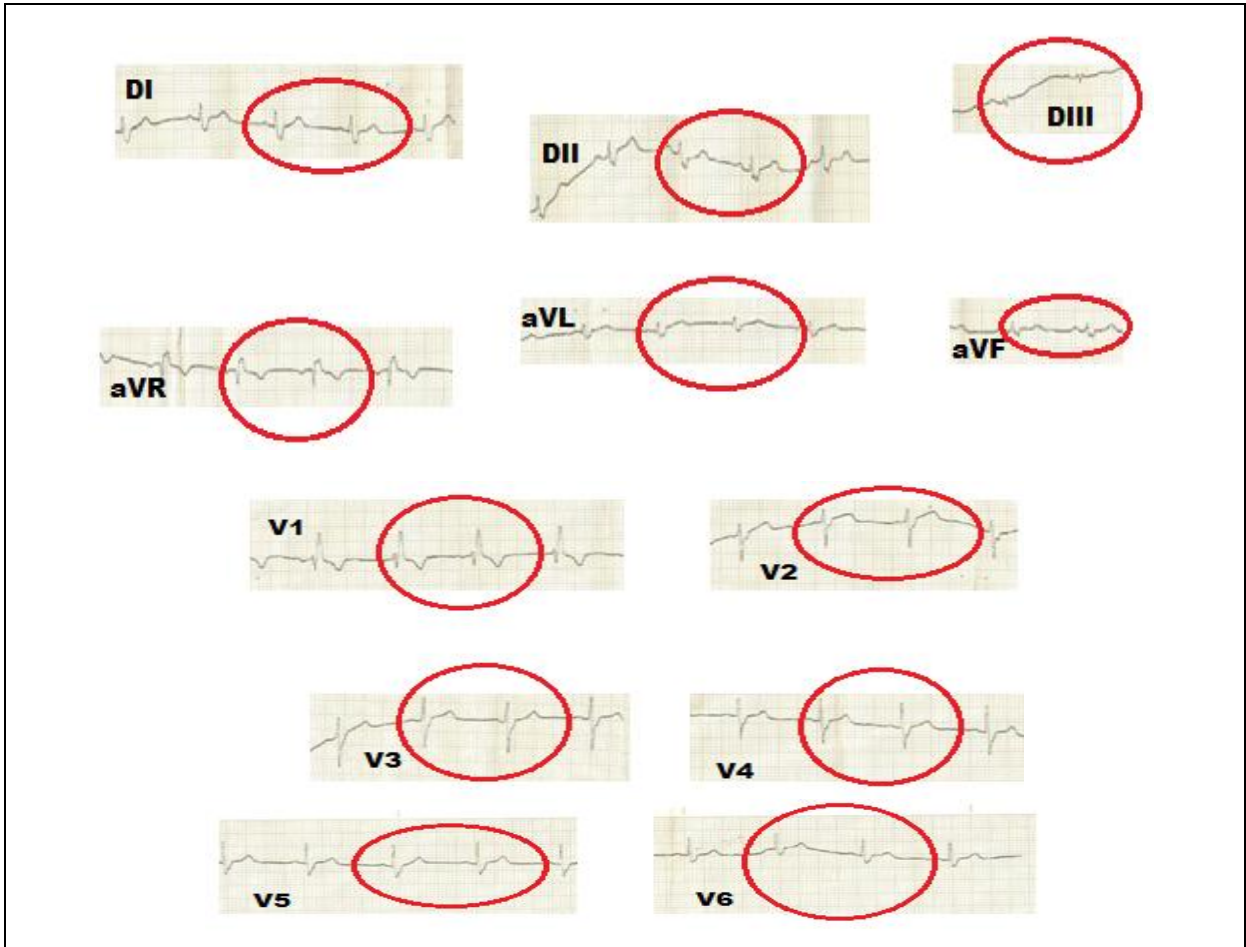


Figura 5.6 - Amostra 22 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico Z. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 75 bpm, Bloqueio do Ramo Direito. Sexo: feminino.

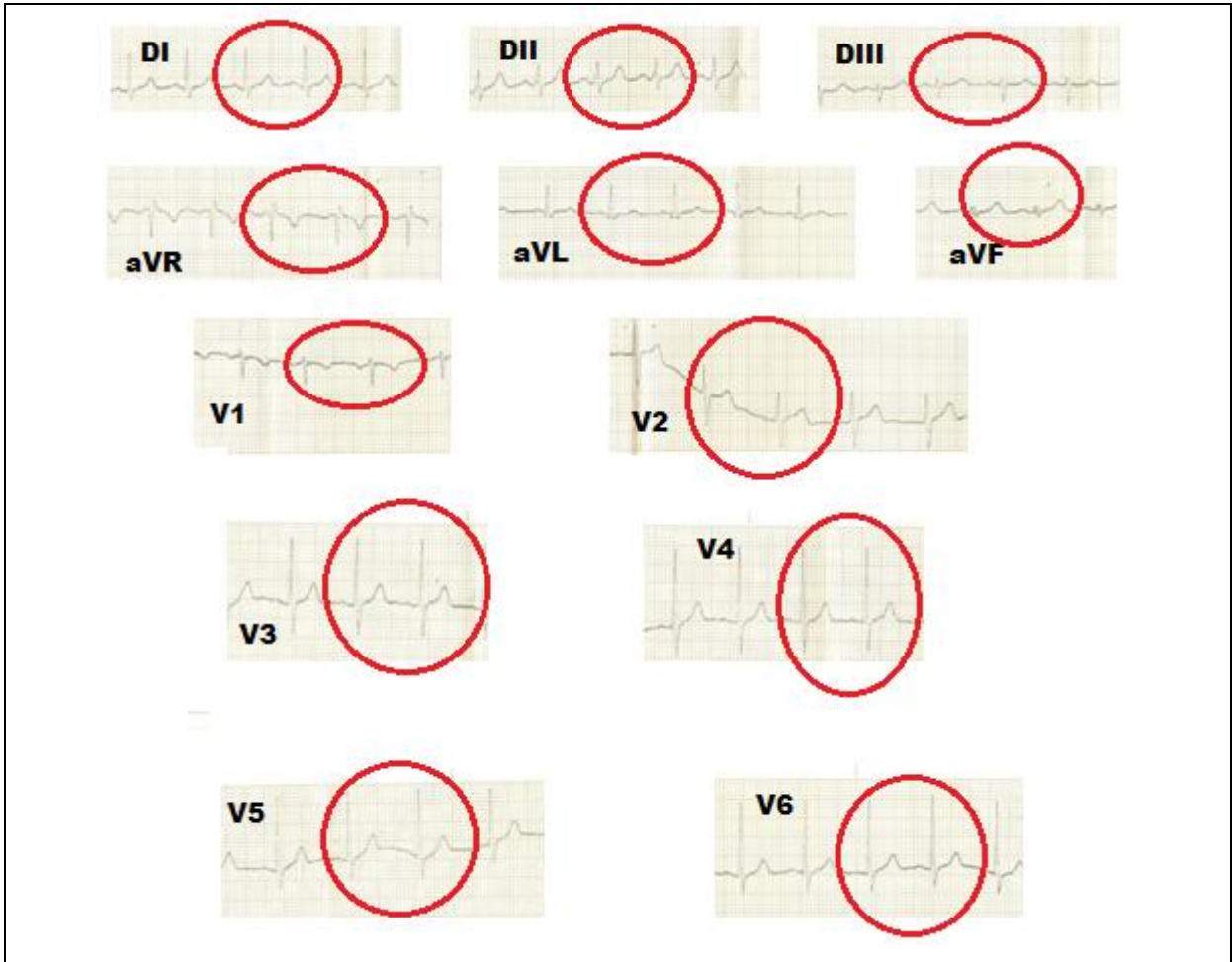


Figura 5.7 - Amostra 23 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico Z. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 75 bpm, Bloqueio do Ramo Direito. Sexo: masculino.

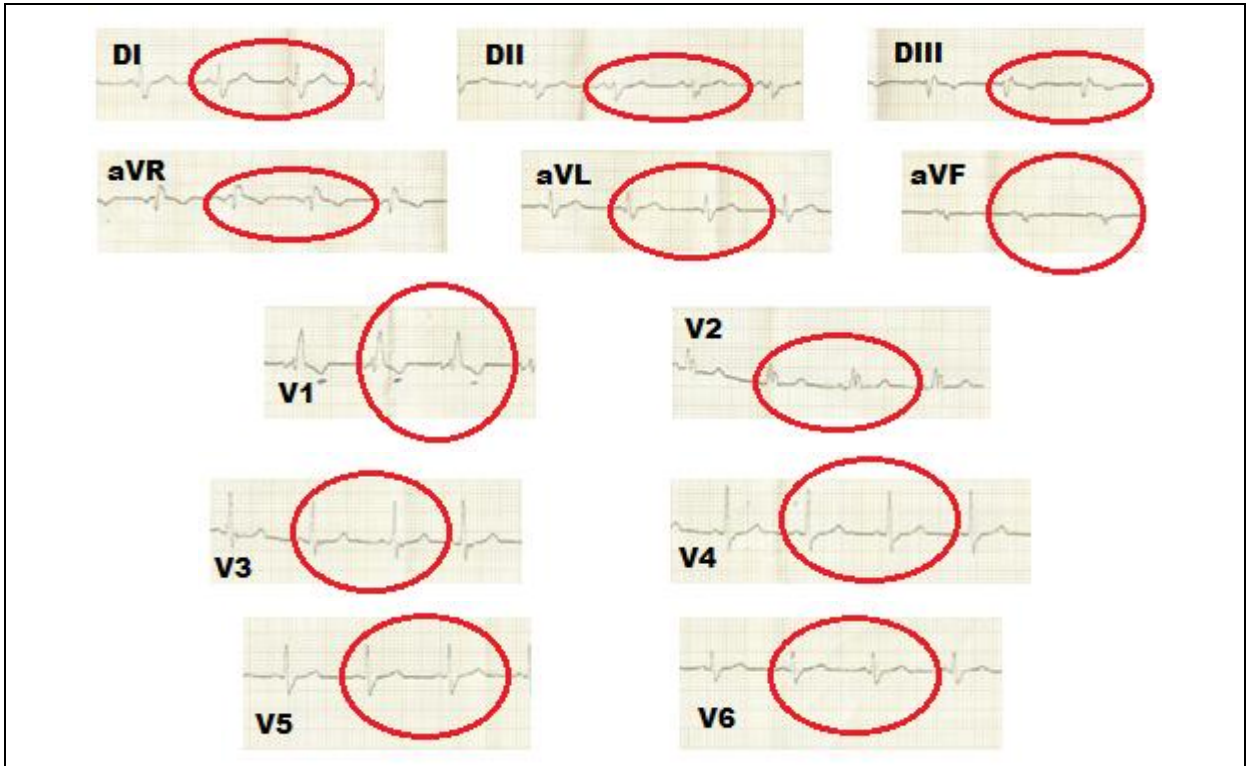


Figura 5.8 - Amostra 24 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico Y. Laudo médico: BRD de 2º grau, ARV. Sexo: masculino.

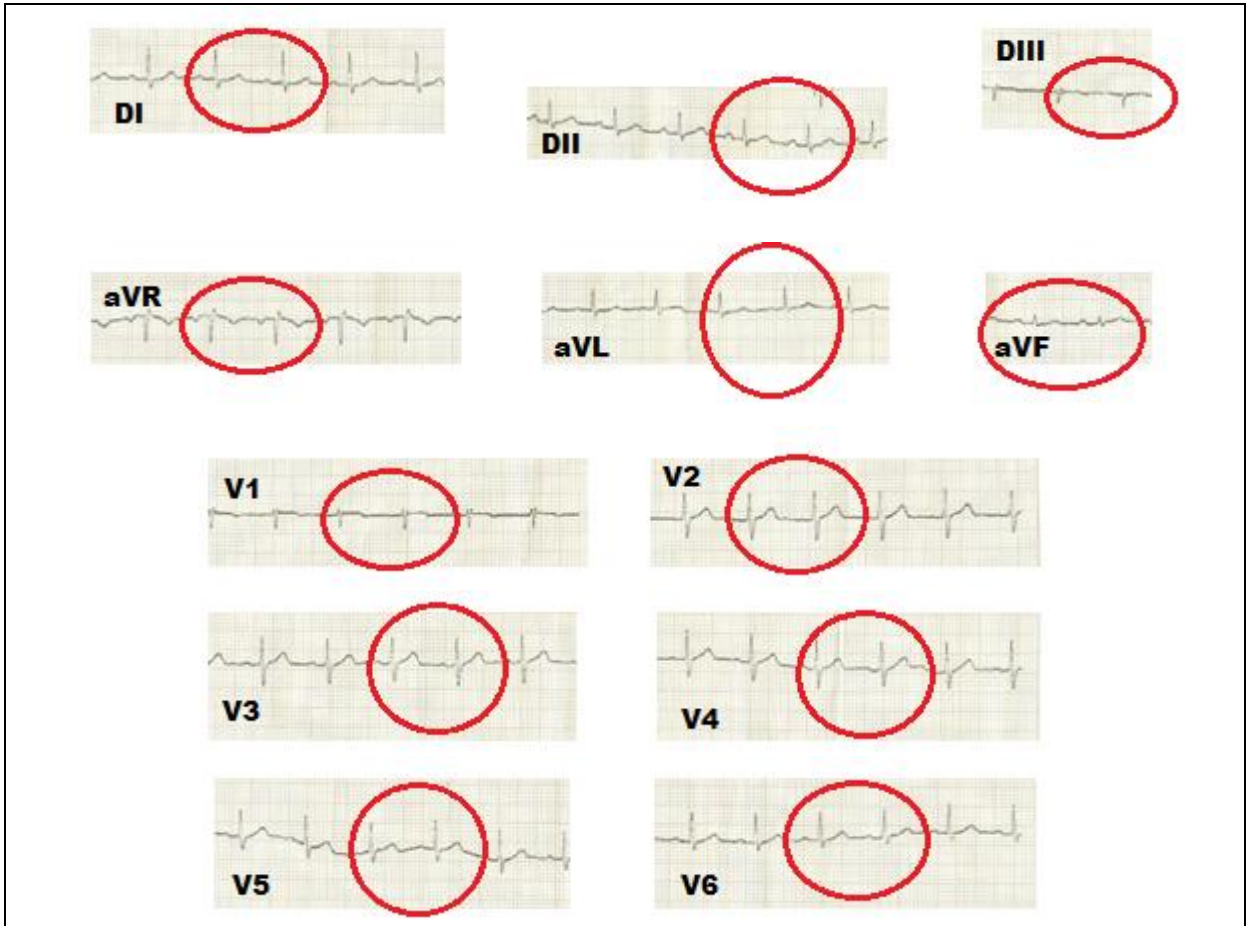


Figura 5.9 - Amostra 25 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico K. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 85 bpm, Distúrbio de condução do Ramo Direito, QRS + 10°. Sexo: masculino.

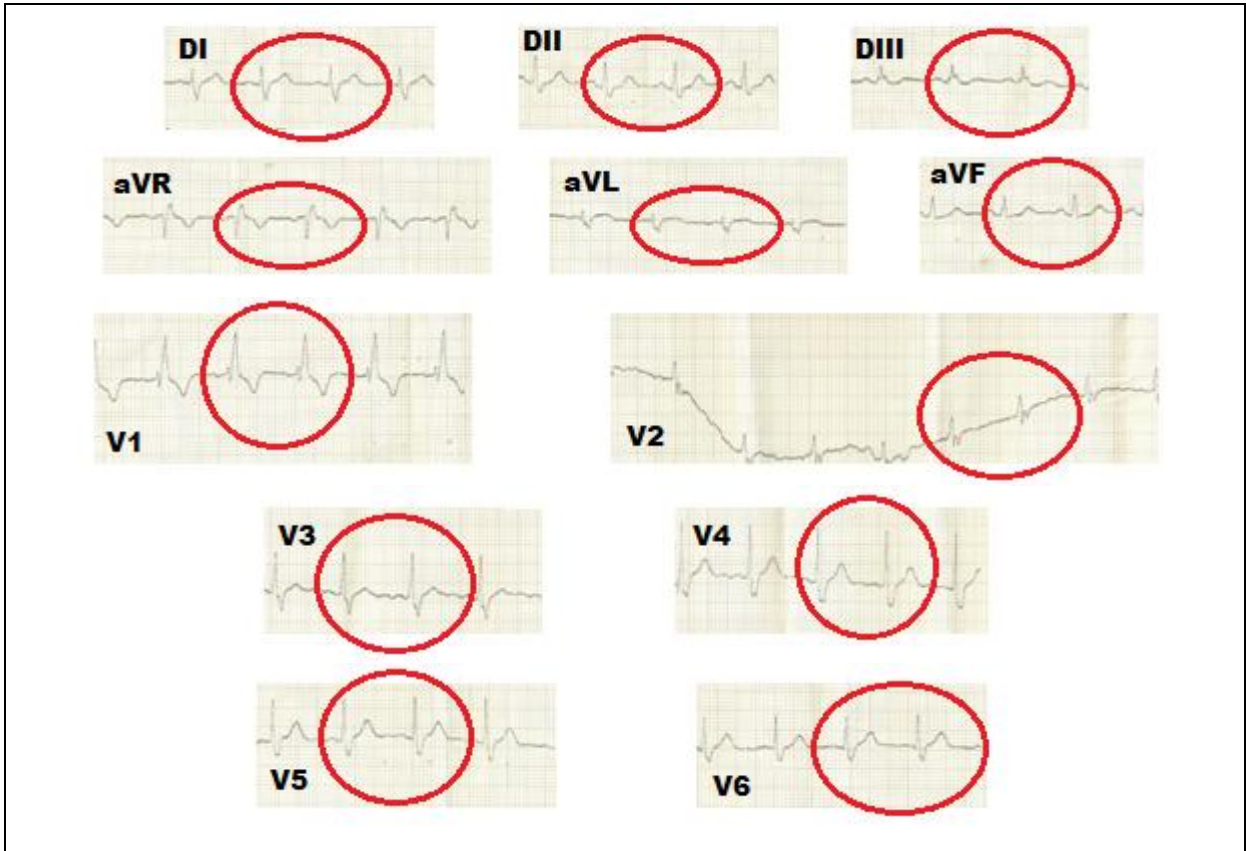


Figura 5.10 - Amostra 26 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico Y. Laudo médico: BRD de 2º grau, ARV. Sexo: masculino.

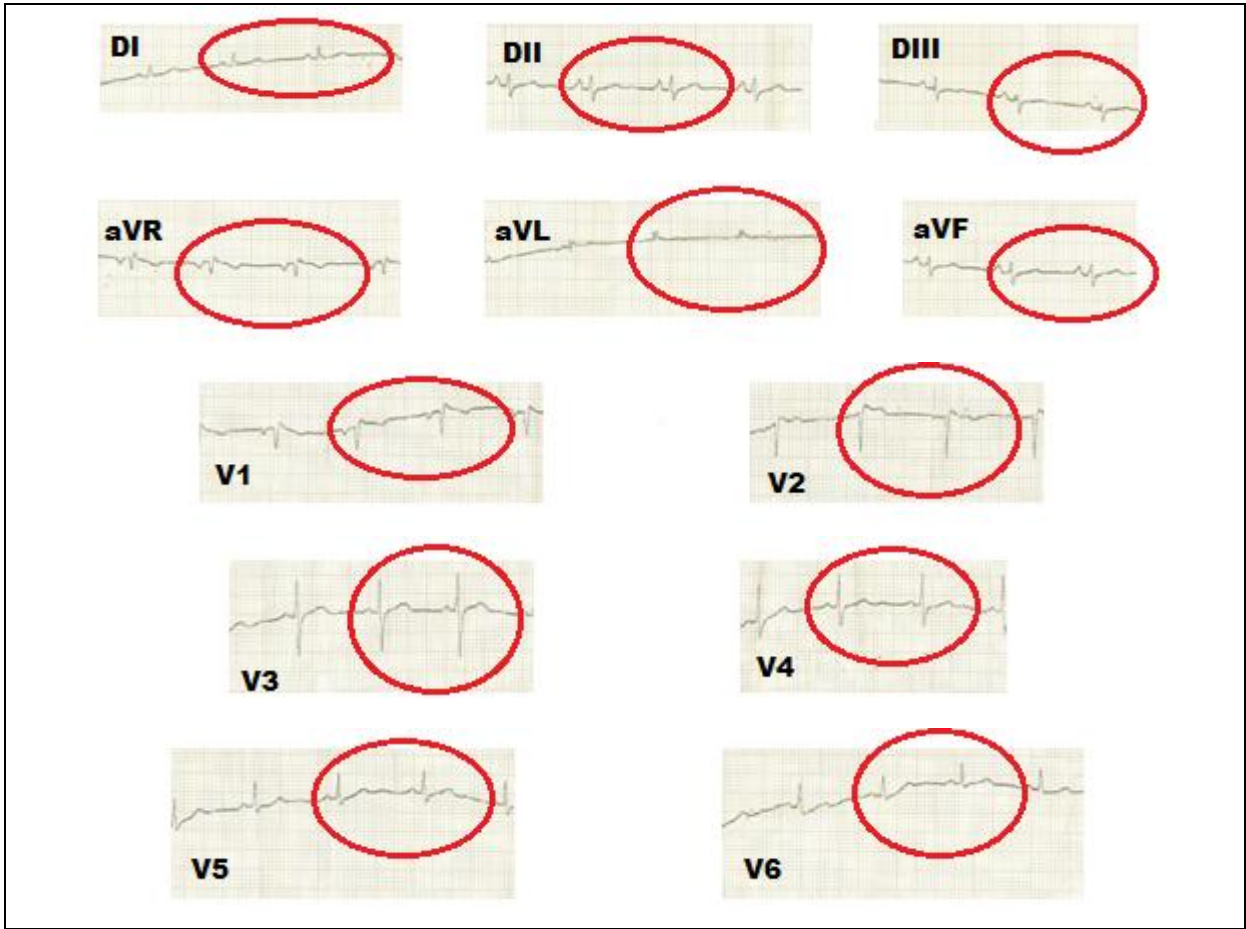
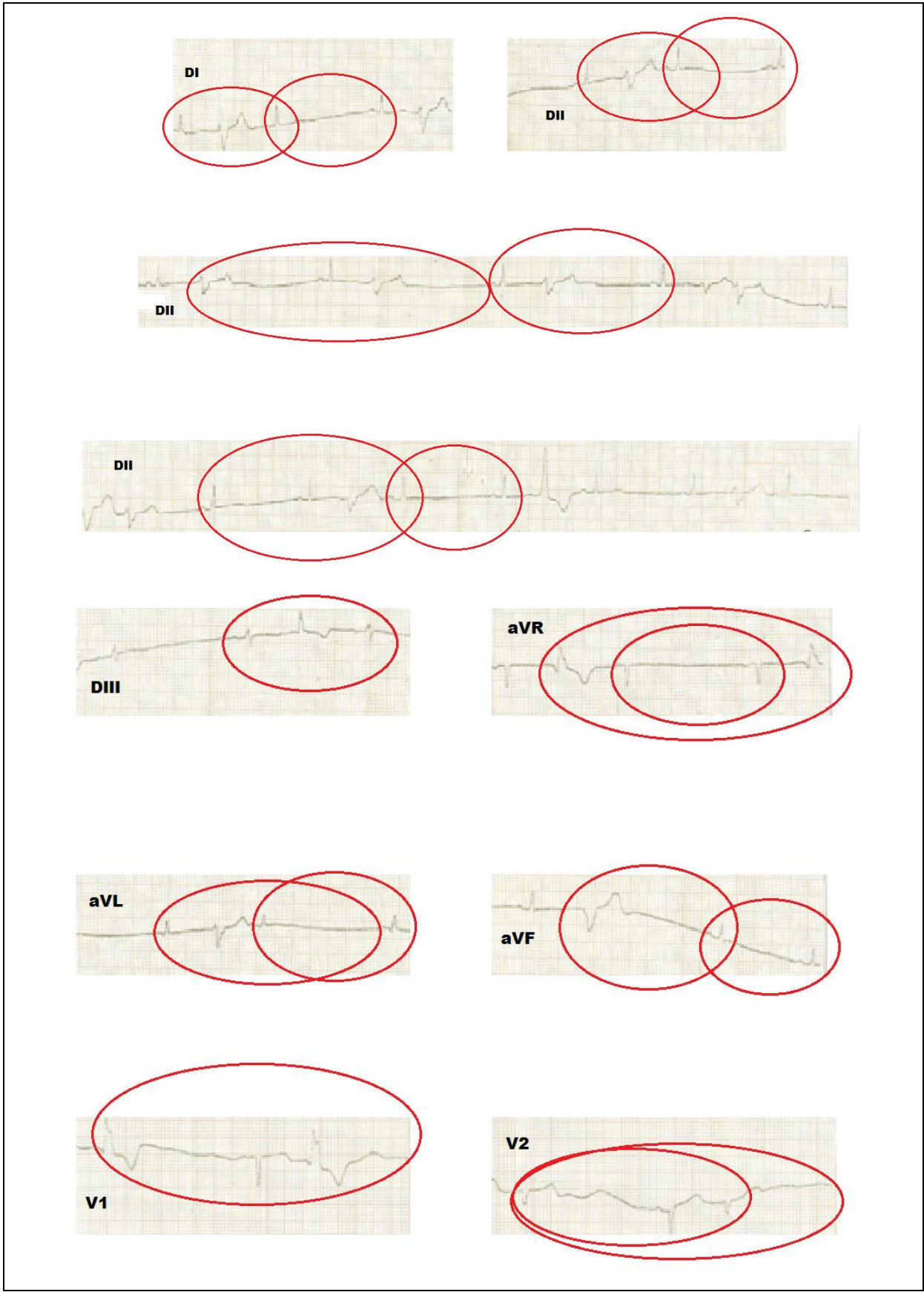


Figura 5.11 - Amostra 27 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico Y. Laudo médico: BRD de 1º grau, ARV. Sexo: feminino.



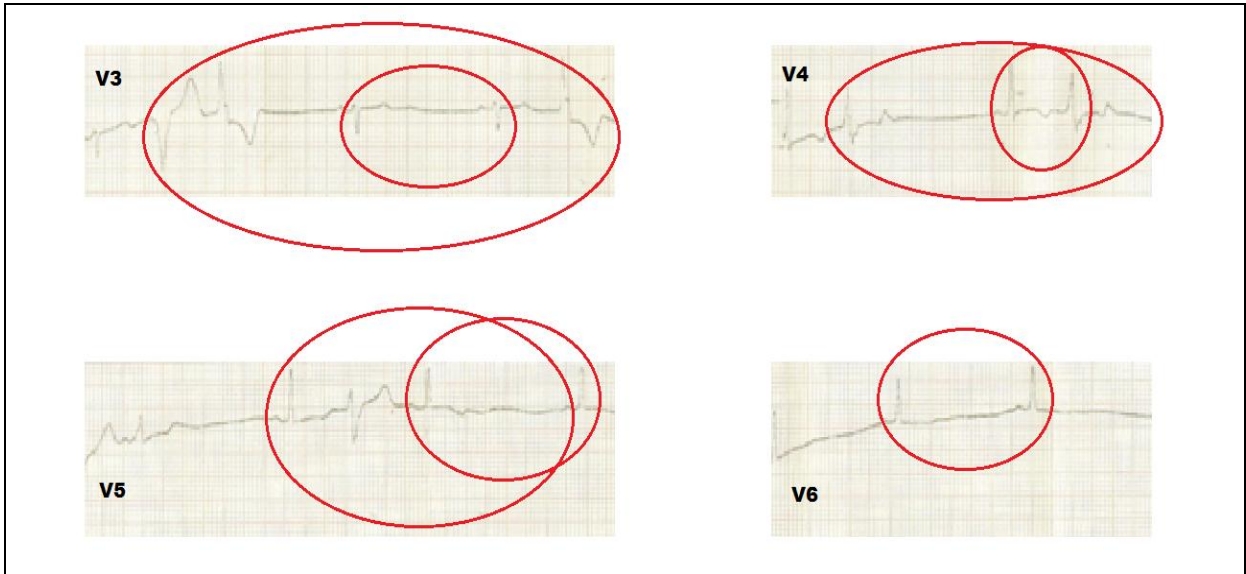


Figura 5.12 - Amostra 32 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico Z. Laudo médico: Ritmo sinusal, Bradicardia Sinusal, Extrassístole ventricular freqüente, Alteração Difusa da Repolarização Ventricular. Sexo: feminino.

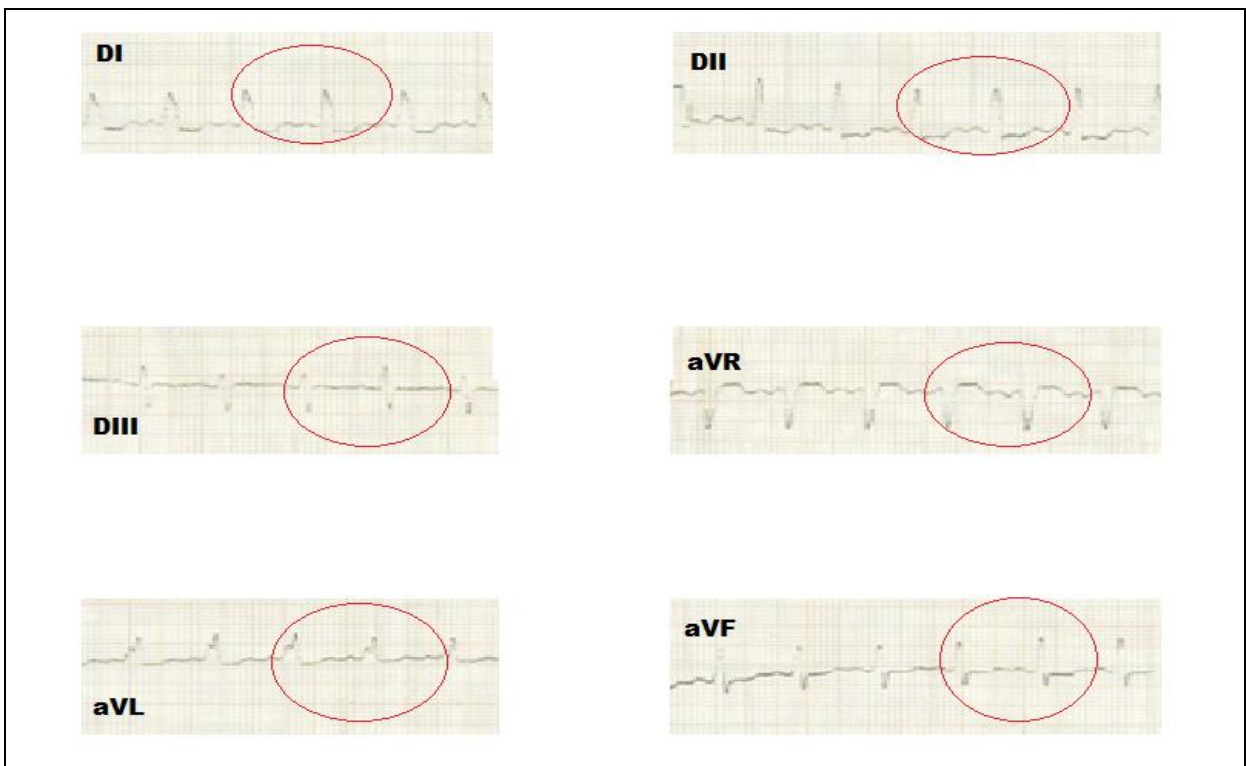




Figura 5.13 - Amostra 35 (Derivações precordiais e Periféricas). Médico W. Laudo médico: Ritmo sinusal, Fc: 95 bpm, Distúrbio de condução do Ramo Direito (1º grau). Sexo: feminino.

As figuras dos ECG foram transformadas em tabelas (5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10, 5.11, 5.12, 5.13), de forma que seus dados foram submetidos ao SIECG para diagnóstico. O SIECG foi capaz de diagnosticar as arritmias ventriculares presentes nas 12 amostras, as quais foram confirmadas pela equipe de cardiologia, que faz parte da rede SUS, através de seus laudos emitidos a partir dos ECG gerados.

Tabela 5.2 – Bloqueio do ramo esquerdo de 2 grau (Derivação V2 do ECG denominado teste 1)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	-0,20	0,00	-0,40
P_p	0,60	0,00	0,50	0,00
P_-	1,20	-0,20	1,00	-0,40
T_+	3,60	-0,80	3,60	-0,80
T_p	4,40	0,00	4,40	0,10
T_-	5,20	-0,40	5,20	-0,40

Tabela 5.3 – Bloqueio do ramo direito (Derivação V2 do ECG denominado teste 2)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	-0,60	0,00	0,40
P_p	0,20	0,40	0,60	0,00
P_-	0,50	-0,60	1,10	0,40
T_+	1,60	-0,40	1,60	0,40
T_p	1,80	0,60	1,80	1,20
T_-	2,20	- 0,20	2,00	0,40

Tabela 5.4 – Bloqueio do ramo direito de 1 grau (Derivação V1 do ECG denominado teste 3)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,60	0,00	0,60
P_p	0,40	0,00	0,40	0,00
P_-	0,80	0,80	0,80	0,80
T_+	4,00	0,40	3,60	1,20
T_p	4,40	0,00	4,00	1,00
T_-	4,80	0,40	4,40	1,60

Tabela 5.5 – Bloqueio do ramo direito de 2 grau (Derivação V2 do ECG denominado teste 4)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,00	0,00	0,00
P_p	0,00	0,00	0,00	0,00
P_-	0,00	0,00	0,00	0,00
T_+	0,80	-7,30	0,80	-5,00
T_p	0,00	-6,40	-0,40	-3,60
T_-	0,80	-7,20	1,20	-4,40

Tabela 5.6 – Bloqueio do ramo direito de 2 grau (Derivação V2 do ECG denominado teste 5)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,40	0,00	0,00
P_p	0,40	0,80	0,40	0,80
P_-	0,80	0,40	0,00	0,00
T_+	1,00	0,40	0,00	0,00
T_p	1,20	1,60	1,40	0,60
T_-	1,40	1,00	0,00	0,00

Tabela 5.7 – Bloqueio do ramo direito (Derivação V2 do ECG denominado teste 6)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,80	0,00	1,20
P_p	0,40	1,00	0,60	1,80
P_-	0,80	0,60	1,20	1,20
T_+	1,80	0,00	1,80	0,00
T_p	4,40	4,60	4,40	4,40
T_-	5,20	0,80	5,60	0,80

Tabela 5.8 – Extrasístole Ventricular (Derivação D2 do ECG denominado teste 7)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,00	0,00	0,40
P_p	0,00	0,00	0,40	0,80
P_-	0,00	0,00	0,80	0,40
T_+	1,20	0,40	4,00	0,40
T_p	3,60	-0,50	5,00	0,60
T_-	4,80	1,20	6,00	0,60

Tabela 5.9 – Bloqueio do ramo direito (Derivação V1 do ECG denominado teste 8)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,90	0,00	1,00
P_p	0,40	0,80	0,40	0,40
P_-	0,80	0,90	0,80	0,80
T_+	1,00	-1,60	1,00	-1,60
T_p	1,24	1,00	1,24	1,00
T_-	1,40	1,00	1,40	0,80

Tabela 5.10 – Bloqueio do ramo direito (Derivação V6 do ECG denominado teste 9)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	1,60	0,00	0,40
P_p	0,80	1,90	0,60	0,60
P_-	1,60	1,00	1,20	0,00
T_+	1,00	-0,70	1,80	-1,60
T_p	1,40	0,80	1,40	-0,20
T_-	1,80	0,40	1,80	0,00

Tabela 5.11 – Bloqueio do ramo direito (Derivação V1 do ECG denominado teste 10)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,00	0,00	0,00
P_p	0,00	0,00	0,00	0,00
P_-	0,00	0,00	0,00	0,00
T_+	0,60	-1,40	0,60	-1,60
T_p	0,80	1,00	0,80	1,00
T_-	1,00	0,80	1,00	0,80

Tabela 5.12 – Bloqueio do ramo direito (Derivação aVR do ECG denominado teste 11)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	0,40	0,00	0,10
P_p	0,40 -	0,20	0,40	-0,20
P_-	0,80	0,30	0,80	0,10
T_+	1,60	0,00	1,00	0,00
T_p	1,00	1,60	1,40	1,40
T_-	1,40	0,00	1,80	0,00

Tabela 5.13 – Bloqueio do ramo direito de 1 grau (Derivação aVF do ECG denominado teste 12)

Período	1	1	2	2
Coordenada	X	Y	X	Y
P_+	0,00	1,20	0,00	0,20
P_p	0,40	1,60	0,40	0,60
P_-	0,80	1,20	0,80	0,30
T_+	1,80	1,20	3,60	0,80
T_p	4,20	1,20	4,60	1,40
T_-	5,20	1,20	5,60	1,00

A maior dificuldade em trabalhar o problema de diagnóstico de arritmias ventriculares está em controlar a explosão combinatória gerada pelo número de combinações de períodos do ECG necessárias para gerar o diagnóstico, mediante este fato, a resolução do problema só foi possível porque o sistema proposto considerou todas as ondas, segmentos, intervalos e complexos existentes no ECG.

Capítulo 6

Conclusão

6.1 Considerações Finais

Neste trabalho foi apresentado um sistema de diagnóstico para arritmias ventriculares. O diagnóstico apresentado foi obtido através da combinação da morfologia das ondas, do complexo QRS, dos segmentos e dos intervalos obtidos do exame de ECG, além do perfil do paciente. Os dados foram fornecidos ao SIECG a partir dos parâmetros nomeOnda, x^- , y^- , x^p , y^p , x^+ , y^+ que formam um elemento do tipo base do GAADT e que correspondem ao padrão de uma dada arritmia ventricular, devendo esta ser cadastrada para submeter os dados ao diagnóstico.

O sistema proposto pretende atender o Sistema Único de Saúde, no entanto os aparelhos de ECG existentes nos hospitais, prontos-socorros estaduais e postos de saúde municipais de Alagoas e Sergipe não apresentam porta USB, por isso o sinal obtido do ECG não pôde ser captado pelo SIECG. Para obtenção do diagnóstico foi necessário que os eletrocardiogramas fossem convertidos em fatos ou regras para comporem os requisitos Rq do ambiente A trabalhado pelo GAADT, sendo esta a única desvantagem do sistema, uma vez que se perdeu tempo para cadastrar as informações extraídas do exame. Cabe lembrar que a aceleração do diagnóstico é um fator crucial no SUS.

Um ponto positivo da instanciação apresentada é que ela pode ser usada para diagnosticar qualquer doença cardíaca cujo diagnóstico depende somente dos elementos do ECG considerados na instanciação apresentada para o GAADT. Por outro lado, a capacidade que o GAADT apresenta em identificar alterações nos requisitos do seu Ambiente durante a sua execução, e que é herdada pelas suas instanciações, não pode ser explorada como um modo da entrada de dados offline.

6.2 Sugestões de Trabalhos Futuros

- Comparar o resultado do sistema proposto neste trabalho com o resultado de outros

sistemas de diagnósticos de arritmias ventriculares;

- Ampliar a arquitetura do SIECG, de forma a implementar 3 módulos com a finalidade de:

- Receber o exame de eletrocardiograma diretamente do aparelho, com porta USB para que o sinal seja captado, sem a necessidade de o cardiologista cadastrar os parâmetros que formam a base do GAADT, mas para isso é necessário que o aparelho de ECG seja moderno, pois os antigos não apresentam porta USB;
- Inserir informações captadas na anamnese, a cada consulta médica e associá-las com aos laudos emitidos pelo sistema, a fim de formar um prontuário eletrônico completo;
- Aconselhar a farmacoterapia mais adequada, a partir dos dados contidos no prontuário eletrônico;
- Utilizar um filtro para remover os ruídos dos sinais captados do eletrocardiograma, e então submeter o sinal limpo ao modelo proposto de diagnóstico.

Referências

- ACCESS EXCELLENCE: Site para Professores e Estudantes de Saúde e Biociência. The National Health Museum, Washington DC, EUA, 2006. Disponível em: <<http://www.accessexcellence.org/>>. Acesso em: 25/02/2011.
- Ahmad, R.N-N. and Kadkhodamohammadi, A.R., Cardiac Arrhythmias Classification Method Based on MUSIC, Morphological Descriptors, and Neural Network IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009; 56 (7).
- Andreão, R.V. and Boudy, J., A Comparison of Wavelet Transforms Through an HMM Based ECG Segmentation and Classification System, Proc. of Iasted Inter. Conf. on Biomedical Engineering, Innsbruck, Austria, 2008.
- Bayés, A. de L. et al., Eletrocardiología Clínica. Editora Científico-Médica, Barcelona, 1977.
- Belmonte-Serrane, C.S. and Mantaraz, R.L. de, An expert system using fuzzy logic for rheumatology diagnosis, International Journal of Intelligent Systems, 1994; 9 (11): 985–1000.
- Bevilacqua, Fernando et al. Handbook of Clinical Examination. Editora Cultura Médica, 12th Edition, Rio de Janeiro, 2000; p 130-135.
- Bosisio, I., Aplicações clínicas do eletrocardiograma na criança. Rev Soc Cardiol Est S Paulo. 1999; 3: 277-85.
- Brody, T. M. et al., Human Pharmacology: Molecular to Clinical. Editora Guanabara Koogan SA, 2th Edition, Rio de Janeiro, 1997; p 152-161.
- Buxton, A.E. et al., A randomized study of the prevention of sudden death in patients with coronary artery disease. Multicenter Unsustained Tachycardia Trial Investigators. N Engl J Med, 1999; 341:1882-90.
- Camm, A.J.; MariK, M. and Yap, G.Y., Acquired Long QT Syndrome. 1st.ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Blackwell Publishing, 2004; p. 47-48.
- Ching-En, T. et al., Approach to Fuzzy-Wavelet ECG Signal Analysis for a Mobile Device J Med Syst, 2010; 34:71–81.
- Connolly, S.J. et al., Canadian implantable defibrillator study (CIDS): a randomized trial of the implantable cardioverter defibrillator against amiodarone. Circulation, 2000; 101:1297-302.

- Davignon, A. et al., Normal ECG standards for infants and children. *Pediatric Cardiology*, 1980; 1(2):123-131.
- Deal, B.J. et al., Ventricular tachycardia in a young population without overt heart disease. *Circulation*, 1986; 73:1111-8.
- DEF (Dicionário de Especialidades Farmacêuticas), Editora de Publicações científicas Ltda, EPUB, 2010/2011.
- Dokur, Z. and Ölmez, T., “ECG beat classification by a novel hybrid neural network,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2001; 66:2-3:167–181.
- Durrer, D., The: human heart: some aspects of its excitation. *Trans Stud Coll Physicians Phila*, 1966; 33(3):159-70.
- Elliott, L.P. et al., Combined ventricular hypertrophy in infancy: VCG observation with special reference to the Katz-Wachtel phenomena. *Amer J Cardiol*, 1963; 11:164.
- Exner, D.V. et al., Electrical storm presages nonsudden death: the antiarrhythmics versus implantable defibrillators (AVID) trial. *Circulation*, 2001; 103:2066-71.
- Feldman, J. & Goldwasser, G., Eletrocardiogramas: recomendações para a sua interpretação. *Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado do Rio de Janeiro (SOCERJ)*, 2004.
- Fisch, C., Electrocardiography and vectorcardiography. In; Braunwald E (ed). *Heart Disease: A textbook of cardiovascular medicine*. Philadelphia: W.B.Saunders, 1984; p. 200.
- Foo, G. S. et al., Neural network-based EKG pattern recognition, *Engineering Applications of Artificial Intelligence* **15** (2002), pp. 253–260.
- Gamlyn, L.P. et al., The development of a neural network-based ambulatory ECG monitor. *Neural Computing and Applications*, 1999; 8 (3): 273–278.
- Garson, A., Recording the sequence of cardiac activity. In: *Electrocardiogram in Infants and Children*. Philadelphia: Lea&Febiger, 1983; p19-99.
- Giarratano, J. and Riley, G., “Expert Systems”. PWS-KENT. Estados Unidos, 1989.
- Goldwasser, Gerson P. Eletrocardiograma orientado para o clínico: método completo e prático de interpretação com questões de múltipla escolha e respostas comentadas, 2. ed., Revinter, Rio de Janeiro, 2002; p 327.
- Goodman & Gilman's. *The Pharmacological Basis of Therapeutics*. Editora Guanabara Koogan SA, 9th Edition, Rio de Janeiro, 1996; p 622-625.

- Grindler J. et al., Artefatos Técnicos (Cap. 20). In: Friedmann, Antonio Americo; Grindler, José e Oliveira, Carlos Alberto Rodrigues (eds). Diagnóstico diferencial no Eletrocardiograma. Barueri, SP: Editora Manole, 2007; 187-194.
- Hallake, J., Eletrocardiografia. Editora Médica e Científica, 1ª Edição, Rio de Janeiro, 1994.
- Howstuffworks, Como funciona o coração, disponível em:<http://saude.hsw.uol.com.br/coracao.htm/printable>,1999. Acessado em 23/02/2011.
- Innocent, P.R. and John, R.I., Computer aided fuzzy medical diagnosis, Information Sciences, 2004; 162 (2): 81–103.
- INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, 2006. Disponível em: <<http://www.icb.ufmg.br/>>. Acesso em: 25/02/2011.
- Karlik, Y.; Kocyigil and Korurek, Differentiating types of muscle movements using a wavelet based fuzzy clustering neural network, Expert Systems, 2009; 26(1): 49–59.
- Kato, K., Dictionary: Technical Terms Health Publisher Connection, 2th Edition, São Paulo, 2006; p 139-140.
- Korolkovas, A., Dicionário terapêutico Guanabara – DTG, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 2010/2011.
- Krummen, D.E. et al., Accurate ECG Diagnosis of Atrial Tachyarrhythmias Using Quantitative Analysis: A Prospective Diagnostic and Cost Effectiveness study, Journal of Cardiovascular Electrophysiology, 2010; 21: 11.
- Kuck K.H., et al., Randomized comparison of antiarrhythmic drug therapy with implantable defibrillators in patients resuscitated from cardiac arrest : the Cardiac Arrest Study Hamburg (CASH). Circulation, 2000; 102:748-54.
- Kundu, M., et al., Basu Knowledge-based ECG interpretation: a critical review, Pattern Recognition, 2000; 33: 351–373.
- Lee, C- and Wang, M-H., Ontological fuzzy agent for electrocardiogram application Expert Systems with Applications. 2008; 35: 1223–1236.
- Lemery, R. et al., Nonischemic ventricular tachycardia. Clinical course and long-term follow-up in patients without clinically overt heart disease. Circulation, 1989; 79: 990-999.
- Li, C. et al., Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1995; 42:21–28.

- Liebman, J., Tables of normal standard. In; Liebman J, Plonsey R, Gillete PC, (eds.) Pediatric electrocardiography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1982; p.82-133.
- Lorga, F. & Brugada, BRD, elevação do segmento ST e morte súbita., Arq Bras Cardiol, 1997; 68(3): 205-208.
- Mackay, J. and Mensal, G. A., The Atlas of Heart Disease and Stroke. Switzerland: World Health Organization, 2004; p 112.
- Madheswaran, R.M. and Thyagara-Jah, K., A hybrid fuzzy-neural system for computer aided diagnosis of ultrasound kidney images using prominent features, Journal of Medical Systems, 2008; 32(1): 65–83.
- Maglaveras, N. et al., ECG pattern recognition and classification using non-linear transformations and neural networks: a review, International Journal of Medical Informatics, 1998; 52 (1–3): 191–208.
- Martínez, J.P. et al., A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2004; 51(4): 570–581.
- Meau et al., Intelligent classification of electrocardiogram (ECG) signal using extended Kalman filter (EKF) based neuro fuzzy system, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2006; 82: 157–168.
- Melek and Sadeghian A., A theoretic framework for intelligent expert systems in medical encounter evaluation, Expert Systems, 2009; 26 (1): 82–99.
- MERCK SHARP & DOHMME: Website. Whitehouse Station, NJ, EUA, 2011. Disponível em: <<http://www.merck.com/index.html>>. Acesso em: 25/02/2011.
- MIT/BIH arrhythmia database directory. Division of Health Sciences and Technology, Harvard University and Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass, USA, July 1992, CD-ROM.
- Moffa, P.J. and Sanches P.C., Eletrocardiograma normal e patológico. 7ª Ed., São Paulo: Editora Roca, 2001.
- Moreira, D. and Ribeiro, A., Arritmias Cardíacas: Clínica, Diagnóstico e Terapêutica. Artes Médicas, São Paulo, 1995.
- Morris, F. and Meek, S., ABC of Electrocardiography. Bmj Books, Londron, 2003.
- Moss, A.J. et al., Prophylactic implantation of a defibrillator in patients with myocardial infarction and reduced ejection fraction. N Engl J. Med., 2002; 346: 877-83.

- Mouloud, A.; Mahfouf, D.M. and Jonathan J. R., A hybrid hierarchical decision support system for cardiac surgical intensive care patients. Part I: Physiological modelling and decision support system design. *Artificial Intelligence in Medicine*, 2009; 45(1): 35-52.
- Oliveira, S. R., *Sistemas Inteligentes Fundamentos e Aplicações*. Barueri, SP: Editora Manole, 2003.
- Osowski, S. and Linh, T.H., ECG beat recognition using fuzzy hybrid neural network, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2001; 48 (11): 1265–1271.
- Osowski, S. et al., Support vector machine based expert system for reliable heart beat recognition, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002; 51 (4): 583–589.
- Özbay, Y. et al., Integration of type-2 fuzzy clustering and wavelet transform in a neural network based ECG classifier, *Expert Systems with Applications*, 2011; 38: 1004–1010.
- Pan, J. and Tompkins, W.J., A real-time QRS detection algorithm, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1985; 32 (3): 230–236.
- Papaloukasa, C. et al., An ischemia detection method based on artificial neural networks, *Artificial Intelligence in Medicine*, 2002; 24 (2): 167–181.
- Partington, S. et al., Prevalence and prognostic value of exercise-induced ventricular arrhythmias. *Am Heart J*, 2003; 145:139-46.
- Petrick, N. et al., An adaptive density-weighted contrast enhancement filter for mamographic breast mass detection. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1996; 15(1): 59-67.
- Porto, C.C. and Porto, A.L., Doença arterial coronariana. In: Porto CC. *Doenças do coração: prevenção e tratamento*, 2ª. ed., Guanabara Koogan, Rio da Janeiro, 2005; p. 1133-1134.
- Prado, F. C. et al., *Atualização Terapêutica: manual prático de diagnóstico e tratamento/ Therapeutic modernization: practical manual of diagnosis and treatment*. Artes Medicas, São Paulo, 1999; p 1454.
- Prasad, K. and Sahambi, J.S., Classification of ECG arrhythmias using multi-resolution analysis and neural networks, in *Proceedings of IEEE Conference on Convergent Technologies, TENCON03*, New York: IEEE Press, 2003; p 227–231.
- Rahime, C. et al., A novel approach for classification of ECG arrhythmias: Type-2 fuzzy clustering neural network *Expert Systems with Applications*, 2009; 36: 6721–6726.
- Rijnbeek, P.R., et al., New normal limits for the pediatric electrocardiogram. *Eur Heart J.*, 2001; 22(8): 702-11.

- Rodríguez-Álvarez, M.X. et al., Comparative study of ROC regression technique. Applications for the computer-aided diagnostic system in breast cancer detection, *Computational Statistics and Data Analysis*, 2011; 55: 888-902.
- Sahambi, J. et al., Using wavelet transform for ECG characterization, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1997; 16 (1): 77–83.
- Saxena, V. K. and Hamde S.T., Feature extraction from ECG signals using wavelet transforms for disease diagnostics, *International Journal of Systems Science*, 2002; 33 (13) : 1073–1085.
- Sedaaghi, M., ECG wave detection using morphological filters, *Applied Signal Processing*, 1998; 5: 182–194.
- Shortliffe, E., *Computer-Based Medical Consultations : mycin*. American Elsevier, New York, 1976.
- Silipo, R. et al., Design of hybrid architectures based on neural classifier and RBF pre-processing for ECG analysis, *International Journal of Approximate Reasoning*, 1999; 21: 177–196.
- Silverthorn; “Human Physiology, an Integrated Approach”, 2^a ed., Prentice Hall, 2003.
- Soares, P.A. & Nascimento, L.F.C., Análise espacial das interações por doenças do coração no Vale do Paraíba. *Arq. Bras. Cardiol.* 2010; 94(6).
- Sternickel, K., Automatic pattern recognition in ECG time series, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2002; 68 (2): 109–115.
- Sunay, A.S. et al., Feasibility of probabilistic neural networks kohonen self organizing maps and fuzzy clustering for source location of ventricular focal arrhythmias from intravenous catheter measurements, *Expert Systems*, 2009; 26(1): 70–81.
- Sung, R., Exercise-induced cardiac arrhythmias. In: Zipes DP, ed. *Cardiac electrophysiology: from cell to bedside*. 4Th ed. Philadelphia, Pennsylvania: Saunders; 2004: 765-771.
- Tatara, E. and Cinar, A., Interpreting ECG Data by Integrating Statistical and Artificial Intelligence Tools, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2002; p 36-41.
- Tsipouras, M.G., Fotiadis, D.I. and Sideris, D., An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal, *Artificial Intelligence in Medicine*, 2005; 33(3): 237–250.
- Übeyli, E.D., Adaptive neuro-fuzzy inference system employing wavelet coefficients for detection of ophthalmic arterial disorders, *Expert Systems with Applications*, 2008; 34(3): 2201–2209.

- Übeyli, E.D., Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of ECG signals using Lyapunov exponents computer methods and programs in biomedicine, 2009; 93: 313–321.
- Ubeyli, E.D., Usage of eigenvector methods in implementation of automated diagnostic systems for ECG beats. Digital Signal Processing, 2008, 18:33–48.
- Vieira, R. V., Um Algoritmo Genético Baseado em Tipos Abstratos de Dados e sua Especificação em Z, (tese de doutorado), Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 2003.
- Zheng, B., Computer-Aided Diagnosis in Mammography Using Content-Based Image Retrieval Approaches: Current Status and Future Perspectives. Algorithms, 2009; 2: 828-849.
- Zipes, D.P. et al., Guidelines for management of patients with ventricular arrhythmias and the prevention of sudden cardiac death: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force and the European Society of Cardiology Committee for Practice Guidelines (Writing Committee to Develop Guidelines for Management of Patients With Ventricular Arrhythmias and the Prevention of Sudden Cardiac Death). J Am Coll Cardiol., 2006; 48 (e): 247-346.

