



UNIVERSIDADE D
COIMBRA

Fábio Pereira Mesquita

**ESTRATÉGIAS DE PERSONALIZAÇÃO NO DIAGNÓSTICO DE
HIPERTROFIA DO VENTRÍCULO ESQUERDO**

Dissertação no âmbito do Mestrado em Engenharia Informática, especialização em Sistemas de Informação orientada pelo Professor Doutor Jorge Manuel Oliveira Henriques, pelo Professor Doutor Licínio Gomes Roque e pela Doutora Mafalda Carrington e à Faculdade de Ciências e Tecnologia / Departamento de Engenharia Informática.

Setembro de 2021

Resumo

O presente documento descreve o trabalho desenvolvido no âmbito da dissertação do Mestrado em Engenharia Informática. Tem como principal objetivo o estudo e desenvolvimento de uma aplicação, para o auxílio na tomada de decisão médica no diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda através da análise de eletrocardiogramas.

A prática de desporto tem benefícios a nível do sistema cardiovascular, no entanto, na presença de patologia cardíaca, a prática de exercício físico pode estar contraindicada, associando-se à presença de hipertrofia ventricular esquerda e a um risco aumentado de morte súbita. Atualmente existe no mercado uma enorme variedade de equipamentos de monitorização e análise de sinais fisiológicos, com semelhantes métodos de aquisição, porem, a forma como estes sinais são analisados e a informação disponibilizada, varia de equipamento para equipamento, com resultados que não englobam todas as informações possíveis de extrair de um eletrocardiograma, permitindo assim oportunidades de introdução de novos produtos no mercado, como ferramentas para apoio ao diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda associada ao risco de morte súbita.

Neste documento apresenta-se detalhadamente cada fase do trabalho, desde os fundamentos dos Sistemas de Informação na área da saúde e das soluções existentes na área de cardiologia com análises a eletrocardiogramas, o estudo do coração, do eletrocardiograma e da hipertrofia ventricular esquerda, a implementação da aplicação e tecnologia usada, os requisitos e a metodologia para os métodos de diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda. No final do projeto, espera-se que a aplicação apresente resultados claros para o apoio à decisão clínica no diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda de forma inovadora.

Palavras-chave

Sistemas de Informação, Cardiologia, Eletrocardiograma, Hipertrofia Ventricular Esquerda

Abstract

This document describes the work developed in the scope of Master's Thesis in Computer science. The main objective consist in the study and evelopment of an application, to aid in medical decision making in the diagnosis of left ventricular hypertrophy, throught the analysis of eletrocardiograms.

The practice of exercise has benefits in terms of the cardiovascular system, however, in the presence of cardiac disease, the practice of exercise may be contraindicated, associating with presence of left ventricular hypertrophy and an increased risk of sudden death. There is currently available in the market, a huge variety of equipment for the monitoring and analysis of physiological signals, with similar signal acquisition, however, the way signals are analyzed and information is provided, varies greatly for each equipment, with results that don't include all the information possible to extract from an eletrocardiogram, thus opening opportunities to introduce new products in the market, as tools to support the diagnosis of left ventricular hypertrophy associated with the risk of sudden death.

This document presents in detail each phase of the work, from the fundamentals of Information systems in the area of health and existing solution in the area of cardiology with analysis of eletrocardiograms, the study of the heart, the eletrocardiogram and left ventricular hypertrophy, the implementation of the application and technology used, the requirements and methodology for diagnostic methods for left ventricular hypertrophy. At the end of the work, its expected the apresentation of clear results to support the clinical decision in the diagnosis of left ventricular hypertrophy in an innovate way.

Keywords

Information systems, Cardiology, Electrocardiogram, Left Ventricular Hypertrophy

Agradecimentos

Em primeiro lugar agradecer aos orientadores, Professor Doutor Jorge Manuel Oliveira Henriques, Professor Doutor Licínio Gomes Roque e Doutora Mafalda Carrington por toda a orientação prestada no decorrer projeto, opiniões e críticas que se revelaram muito benéficas para o resultado final, a eles expresso a minha gratidão.

Agradecer à Doutora Mafalda Carrington, por todo o apoio concedido e disponibilidade dos dados para a realização deste projeto.

Agradecer ao Professor Lino Gonçalves do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, pela possibilidade e disponibilidade para a realização deste projeto.

Ao clube Recreativo da Praia da Leirosa pelos esclarecimentos prestados e informações que concederam acerca do acompanhamento médico para atletas amadores, através de exames de diagnóstico e pareceres médicos sobre aptidão desportiva e risco de morte súbita.

Aos meus colegas de curso, que me ajudaram a chegar a esta etapa curricular, onde aprendemos muito juntos ao longo de dois anos e deram origem a memórias que levarei comigo para toda a vida.

Por último, mas não menos importante, agradecer à minha família pelo apoio, incentivo e carinho sem os quais o meu percurso académico não teria sido possível. Obrigado, a todos vós dedico o meu trabalho.

Índice

Capítulo 1	Introdução	1
1.1	Enquadramento	1
1.2	Motivações e objetivos	2
1.3	Estrutura da dissertação	3
Capítulo 2	Conceptualização do Sistema	4
2.1	Segurança e tratamento de dados pessoais	4
2.2	Formatos de Dados	8
2.3	Implementação do sistema	9
2.4	Declaração de âmbito	10
2.5	Análise e especificação de requisitos	10
2.6	Diagrama de Use Case Geral	14
2.7	Casos de uso	15
Capítulo 3	Eletrocardiografia	23
3.1	Fisiologia do coração	23
3.2	Eletrocardiograma	24
3.2.1	Derivações	25
3.2.2	Ondas	27
3.2.3	Segmentos e intervalos	27
3.2.4	Escalas	28
3.3	Hipertrofia Ventricular Esquerda	29
3.3.1	Crítério Skolow-Lyon	30
3.3.2	Crítério Cornell	31
3.3.3	Crítério Romhilt-Estes	32
3.3.4	Outros critérios relevantes	33
Capítulo 4	Exemplos de projetos de análise ECG	34
4.1	Sistemas hospitalares	34
4.2	Sistemas portáteis	38
4.3	Protocolos de comunicação	40
Capítulo 5	Metodologia para diagnóstico HVE	41
5.1	Amostragem	41
5.2	Filtragem	43
5.3	Complexo QRS	45
5.3.1	Onda R	46
5.3.2	Onda Q	47

5.3.3	Onda S	49
5.3.4	Ponto J	50
5.4	Onda P	53
5.5	Onda T	56
5.6	Critérios HVE	58
5.6.1	Critério Skolow-Lyon	58
5.6.2	Critério Cornell	59
5.7	Sobrecarga AE	59
5.8	Onda Q patológica	60
5.9	DEE	60
5.10	Elevação do ponto J	62
5.11	Avaliação do segmento ST	62
Capítulo 6	Resultados	64
6.1	Base de dados usada e modelo de dados	64
6.2	Aplicação desenvolvida	65
6.2.1	Sistema de Login e registo de acessos	66
6.2.2	Ambiente principal da aplicação	69
6.2.3	Gestão de utentes e respetivo ECG	70
6.2.4	Informação dos participantes	71
6.2.5	Apresentação do eletrocardiograma	72
6.2.6	Apresentação de resultados	73
6.2.7	Notas e criação de relatorio	74
6.3	Resultados da análise	76
6.4	Discussão dos resultados e reflexão crítica	81
Capítulo 7	Conclusão	82
	Referências	84
	Anexos	85
A.	Método componentes do Complexo QRS	85
B.	Método deteção de sobrecarga na aurícula esquerda	88
C.	Método deteção da morfologia ST e onda T	93
D.	Método deteção onda Q patológica	104
E.	Método deteção elevação do ponto J	108
F.	Método deteção do desvio do eixo elétrico	111
G.	Método determinação critérios numéricos	113
H.	Diagrama de Gantt	116

Acrónimos

ECG	Eletrocardiograma
HVE	Hipertrofia Ventricular Esquerda
ICC	Insuficiência cardíaca congestiva
IMC	Índice de massa corporal
CSL	Critério de Skolow-Lyon
CC	critério de Cornell
HIS	<i>Health Information System</i>
EMR	<i>Electronic Medical Record</i>
SI	Sistemas de Informação
HL7	Health Level Seven
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
GDT	Guideline Development Tool
TIC	Tecnologias de Informação e Comunicação
ID	Identificador
NTP	<i>Network Time Protocol</i>
RGPD	Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados
RNID	Regulamento Nacional de Interoperabilidade Digital
RSN	Ritmo Sinusoidal Normal
CHUC	Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra
SCD-SOS	<i>Sudden Cardiac Death – Screening Of Risk Factors</i>
MSC	Morte Súbita Cardíaca

Lista de Figuras

Figura 1 - Esquema de entrada e saída de dados e respetivos formatos do sistema.....	9
Figura 2 - Diagrama Use Case geral do sistema.....	14
Figura 3 - Representação esquemática do coração [3].....	23
Figura 4 - Representação esquemático do fluxo sanguíneo [3].....	24
Figura 5 – ECG e os componentes típicos de um batimento cardíaco [4].....	25
Figura 6 - Representação das 12 derivações de um eletrocardiograma.....	25
Figura 7 - Escalas correspondentes à medição das ondas para velocidade padrão.....	28
Figura 8 - Características morfológicas do coração normal e coração com HVE [5].....	30
Figura 9 - Sistema de Informação para Cardiologia BTL CardioPoint. Fonte: BTL.....	35
Figura 10- ST sem desvio. Fonte: BTL CardioPoint – ST Maps.....	35
Figura 11- Segmentos ST com depressão. Fonte: BTL CardioPoint – ST Maps.....	36
Figura 12 - Exemplo de duas onda T com diferentes morfologia.....	36
Figura 13 - Método tangente para calculo de QT.....	36
Figura 14– Relatório gerado pelo sistema BTL CardioPoint. Fonte: BTL CardioPoint.....	37
Figura 15– Exemplo de análise à derivação D2. Fonte: BTL CardioPoint – ST Maps.....	38
Figura 16– Exemplo de utilização do VJ Desktop Reader. Fonte: VitalJacket Catálogo.....	39
Figura 17– Exemplo da Base de dados de utentes.....	39
Figura 18 - Componentes típicos do ECG e duração [12].....	42
Figura 19 - Segmentação do sinal ECG completo.....	42
Figura 20 - Conjunto de ECGs da amostragem.....	43
Figura 21 - Exemplo de sinal original e a respetiva filtragem SG.....	44
Figura 22 - Método para obter o complexo QRS.....	45
Figura 23 - Segmentação para o complexo QRS.....	46
Figura 24 - Segmentação do sinal para o complexo QRS após onda R detetada.....	48
Figura 25 - Segmentação do sinal para a onda P.....	53
Figura 26 - Método do cálculo para os pontos do início e fim da onda P.....	54
Figura 27 - Exemplo de onda P na derivação V1.....	54
Figura 28 - Detecção da componente negativa da onda P em V1.....	55
Figura 29 - Segmentação do sinal para a onda T.....	57
Figura 30 - Método do cálculo para os pontos do início e fim da onda T.....	58
Figura 31 – Modelo de dados e tabelas geradas.....	65
Figura 32 - Diagrama de sequência.....	66
Figura 33 - Páginas de Login da aplicação.....	67
Figura 34 - Painel de administrador para controlo de acessos.....	68
Figura 35 – Exemplo do sistema de registo.....	68
Figura 36 - Representação do ambiente principal de trabalho após acesso.....	69
Figura 37 - Representação do ambiente principal da aplicação.....	70
Figura 38 -Funcionalidade de pesquisa por utente.....	71
Figura 39 – Painel de identificação/informação médico e utente.....	71
Figura 40 - Acesso à análise individual da derivação V6.....	72
Figura 41 - Exemplo da janela da análise para a derivação V6.....	72
Figura 42 - Apresentação dos resultados de diagnóstico.....	73
Figura 43 - Exemplo de registo de notas para determinado ECG.....	74
Figura 44 - Exemplo de relatório gerado para determinado utente.....	75

Figura 45 – Diferenças entre apresentação do sinal no relatório do ECG e do sinal na aplicação desenvolvida	77
Figura 46 - Casos com ECG normal e casos com pelo menos 1 Critério	78
Figura 47 - Casos com critérios numéricos para o diagnóstico de HVE confirmados	78
Figura 48 - Total de casos com os critérios numéricos diagnosticados	79
Figura 49 - Critérios não numéricos mais comuns com o critério SL	80
Figura 50 - Critérios não numéricos mais comuns com o critério CC	80

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Priorização dos requisitos	11
Tabela 2- Requisitos funcionais do sistema	12
Tabela 3- Caso de uso "Registar utente"	15
Tabela 4- Caso de uso "Modificar utente"	15
Tabela 5- Caso de uso "Eliminar utente"	16
Tabela 6- Caso de uso "Registar ECG"	16
Tabela 7- Caso de uso "Eliminar ECG"	16
Tabela 8- Caso de uso "Analisar ECG"	17
Tabela 9- Caso de uso "Apresentar derivações"	17
Tabela 10- Caso de uso "Apresentar determinada derivação e respetiva análise"	17
Tabela 11- Caso de uso "Enviar e-mail para determinada entidade"	18
Tabela 12- Caso de uso "Registar novo acesso"	18
Tabela 13- Caso de uso "Modificar acesso"	19
Tabela 14 - Caso de uso "Eliminar acesso"	19
Tabela 15- Caso de uso "Registar comentários para determinado ECG"	20
Tabela 16- Caso de uso "Criar relatório com o diagnóstico de HVE"	20
Tabela 17- Caso de uso "Apresentar resultados do diagnóstico de HVE"	20
Tabela 18- Caso de uso "Apresentar informação do utente"	21
Tabela 19- Caso de uso "Apresentar critérios numéricos"	21
Tabela 20- Caso de uso "Apresentar outros critérios relevantes"	21
Tabela 21- Caso de uso "Apresentar informações sobre HVE"	22
Tabela 22 - Características das 12 derivações de um eletrocardiograma	26
Tabela 23 - Componentes e valores típicos de um ECG [1][4].....	29
Tabela 24 - Critério Skolow-Lyon para o diagnóstico de HVE	31
Tabela 25 - Critério Cornell para o diagnóstico de HVE.....	31
Tabela 26 - Critério Romhilt-Estes para o diagnóstico de HVE	32
Tabela 27 - Amplitude R das 12 derivações	47
Tabela 28 - Amplitude Q das 12 derivações.....	49
Tabela 29 - - Amplitude S das 12 derivações	50
Tabela 30 - Ponto J das 12 derivações	51
Tabela 31 - Duração QRS das 12 derivações	52
Tabela 32 - Amplitude P das 12 derivações	56
Tabela 33 - Amplitude T das 12 derivações	57
Tabela 34 - Condições para onda Q patológica	60
Tabela 35 - Determinação para o DEE	62
Tabela 36 - Resultados das análises fornecidas previamente	76
Tabela 37 - Resultados das análises através da aplicação desenvolvida.....	76

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento

A transformação digital no setor da saúde é uma realidade incontornável tendo nos últimos anos crescido exponencialmente, onde quer pelo lado dos prestadores de serviços quer da parte dos utentes a procura de produtos e serviços tecnológicos e digitais apresenta um crescimento considerável.

Este estudo aborda a utilização de tecnologias de informação na prestação de cuidados e serviços médicos na área da cardiologia, mais especificamente na análise e tratamento de dados registados em eletrocardiogramas (ECGs) com especial atenção ao diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda (HVE). Este é um tipo de exame complementar de diagnóstico não invasivo, utilizado para deteção de doenças cardíacas que são das principais causas de mortalidade em todo o mundo, apresenta uma baixa sensibilidade para o diagnóstico de HVE tendo em conta apenas a aplicação dos dois critérios mais usados para o diagnóstico de HVE, o critério de Sokolow-Lyon e o critério de Cornell o que requer a realização de outros exames complementares de diagnóstico para o diagnóstico desta patologia, obrigando assim a mais gastos em relação ao tempo quer do utente quer do profissional de saúde e um aumento de custos na realização de mais exames.

Nos dias de hoje, os equipamentos para a realização deste tipo de exames em formato digital são relativamente baratos, tem a capacidade de registar informação com baixo volume de dados o que facilita o seu armazenamento e a operabilidade pode ser efetuada por pessoal com relativa pouca formação. São usados para monitorizar os sinais vitais dos utentes na cardiologia e no desporto permitindo aquisição de sinais de ECG e batimentos cardíacos. Existem também nas unidades hospitalares, equipamentos de teste para monitores de sinais vitais apresentando informação que consiste na avaliação de alguns parâmetros fisiológicos como o ECG, simulando as 12 derivações, cálculo do Ritmo Sinusoidal Normal (RSN), elevação ou depressão do segmento ST, enfarte do miocárdio, ritmo cardíaco, duração e amplitudes de componentes do ECG porem, existem muito mais dados possíveis de obter explorando os sinais obtidos nos ECG de modo a serem diagnosticados outras patologias como a Sobrecarga Auricular Esquerda, elevação do ponto J, ondas Q patológicas e HVE.

O progresso da evolução tecnológica nesta área permite aos profissionais de saúde apresentar diagnósticos cada vez mais precisos e fidedignos.

1.2 Motivações e objetivos

O principal objetivo deste projeto de dissertação é o desenvolvimento de um Sistema de Informação para o auxílio de profissionais médicos na área de cardiologia, na tomada de decisão para o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda. Assim, este sistema será desenvolvido tendo em conta a perspetiva das ações necessárias do profissional de saúde para o diagnóstico desta patologia. Desta forma, este sistema visa colmatar as dificuldades e dúvidas existentes na tomada de decisão para o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda, através de análises detalhadas e robustas de sinais ECG de utentes independentemente de serem praticantes de atividades desportivas regulares ou não, permitindo a estes a dispensa de outros exames complementares. Pretende-se também o desenvolvimento de um sistema que cumpra os protocolos e normas existentes para os sistemas médicos, devidamente seguro para o utente na partilha de dados pessoais e que seja eficiente e intuitivo disponibilizando uma boa experiência de interação. Este deverá também apresentar um design responsivo de forma a apresentar o conteúdo detalhado devidamente organizado.

A partir do estudo das soluções já existentes compreendeu-se, que os dispositivos portáteis como Holter e sistemas associados na análise de sinais ECG, apresentam análises automáticas, agregando confiabilidade e qualidade para diagnóstico de doenças cardíacas como arritmias, bloqueios cardíacos ou isquemia. Para utentes com a prática de exercício físico regular, onde a monitorização é realizada de forma regular, esta condiciona múltiplas adaptações cardíacas fisiológicas sendo uma das alterações mais comuns a Hipertrofia Ventricular Esquerda. Com o desenvolvimento deste sistema pretende-se obter o diagnóstico desta patologia com foco em utentes com prática desportiva regular e intensa, com a distinção de outras patologias combatendo diagnóstico incorretos que podem ter consequências importantes, como a identificação ou não, de uma patologia que o pode colocar em risco durante a prática de exercício físico.

Para ser possível a realização deste projeto conta-se com a colaboração do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC) através do Professor Lino Gonçalves que apresentou a ideia e da Dr^a Mafalda Carrington, profissional médica na especialidade de cardiologia no Hospital Espírito Sando de Évora que disponibilizou numa primeira fase, 6 exemplos de eletrocardiogramas já devidamente analisados e os respetivos dados para o desenvolvimento dos métodos e dados de 15327 utentes numa segunda fase para análise e obtenção de resultados.

Assim podemos enumerar de forma resumida os seguintes objetivos a cumprir:

- Estudo e análise das atuais soluções em Sistemas de Informação existentes na área de cardiologia e a sua relação com a Hipertrofia Ventricular Esquerda;
- Proposta e desenvolvimento de um Sistema de Informação para análise de eletrocardiogramas para diagnóstico de Hipertrofia Esquerda;
- Desenvolvimento de métodos robustos para o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda através de eletrocardiogramas;
- Análise e estudo dos resultados obtidos e validação destes com análises manuais já anteriormente realizadas.

1.3 Estrutura da dissertação

Este documento está dividido em sete capítulos, sendo o primeiro a introdução do projeto, que apresenta o enquadramento em que este se insere assim como os seus objetivos.

No segundo capítulo é apresentada a conceptualização do sistema, abordando os principais objetivos e requisitos a cumprir no seu desenvolvimento. Neste é descrito os principais aspetos em questão de segurança a que sistemas nesta área estão sujeitos e no tratamento de dados pessoais a serem facultados por parte dos utentes, é descrito o formatos dos dados de entrada no sistema e de saída e o impacto que tem na interoperabilidade entre sistemas e atores, é apresentada a declaração de âmbito, a análise e especificação de requisitos no desenvolvimento do projeto e por fim os casos de uso descrevendo as ações e objetivos para o correto funcionamento do sistema.

O terceiro capítulo corresponde a conceitos teóricos relacionados com eletrocardiografia. Neste é apresentado a fisiologia do coração, o essencial sobre eletrocardiogramas e características e critérios de diagnóstico para Hipertrofia Ventricular Esquerda. De modo a serem apresentados conceitos que são fundamentais para atingir os objetivos do projeto.

No quarto capítulo são apresentados projetos relacionados com a análise de sinais ECG. Neste são apresentados dois tipos de projetos, um com uso hospitalar usado em grandes clínicas ou hospitais e outro com base em sistemas portáteis, usado na monitorização de sinais cardíacos durante a atividade diária ou desportiva, de modo a identificar as principais características que se relacionam com o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda. Por fim, são apresentados os protocolos de comunicação para estes sistemas, sendo estes fundamentais na comunicação e transmissão de dados para com outros sistemas médicos existentes.

No quinto capítulo é descrita a metodologia para o diagnóstico de HVE, descrevendo os métodos desenvolvidos. Neste são descritos primeiramente, os métodos para obtenção dos principais componentes de um eletrocardiograma, que são usados posteriormente nos métodos desenvolvidos para o cálculo dos critérios de diagnóstico.

No sexto capítulo são apresentados resultados obtidos através da apresentação do sistema desenvolvido, os resultados acerca dos métodos de diagnóstico, a base de dados usada *Sudden Cardiac Death – Screening Of Risk Factors* que inclui dados de 15327 participantes e a discussão dos resultados obtidos comparando-os com os resultados que eram esperados.

O último capítulo apresenta as considerações sobre o trabalho realizado, as dificuldades encontradas, a reflexão crítica e as perspetivas de trabalho futuro.

Capítulo 2

Conceptualização do Sistema

Este capítulo tem como objetivo a apresentação dos principais requisitos e modelo da solução proposta estando estruturado em seis secções: (I) segurança e tratamento de dados pessoais identificando os principais requisitos relativamente aos sistemas de informação na área da saúde e a proteção de dados pessoais a serem fornecidos ao sistema; (ii) formatos de dados em complemento aos protocolos de comunicação do capítulo três, é descrito os formatos de dados de entrada e de saída do sistema; (iii) apresentação da declaração de âmbito que contempla o enquadramento e os atores; (iv) análise e especificação de requisitos; (v) apresentação de em diagrama de Use Case geral; e por fim (vi) apresentação de Use Cases do sistema a desenvolver.

2.1 Segurança e tratamento de dados pessoais

Atualmente a maioria da informação que é partilhada digitalmente. Anteriormente era normalmente partilhada em formato de papel, suscitando assim novos desafios e ameaças em relação à privacidade e segurança, principalmente aos dados pessoais. Um sistema de informação na área da saúde tem um conjunto de fatores que impactam diretamente com estas ameaças como o recolher de dados e informações sobre os utentes através de sistemas de tecnologias de informação e comunicação (TIC) e de equipamentos médicos de aquisição de biosinais. Os processos de tratamentos encontram-se ligados através do ecossistema do utente em ambiente de cuidados integrados onde o prestador de serviços tem acesso a estes dados e estão cada vez mais dependentes destes, podem ser partilhados para outros objetivos que não o tratamento como nos casos de investigação, gestão de saúde pública e sistemas cognitivos utilizados para melhorias de otimização de riscos e novos métodos de tratamento. Assim é necessário acompanhar as exigências de proteção dos dados pessoais, quer dos utentes quer dos profissionais de saúde.

A segurança e a proteção dos produtos e dos dados são uma parte fundamental da estratégia de segurança da instituição e dos seus utentes. De modo a concretizar estes benefícios é necessário a implementação de uma estratégia ampla e multidimensional que inclua protocolos, processos e tecnologias de modo a proteger informações, dados e os sistemas de ataques externos e internos.

O utilizador é responsável pela preparação e conservação de um ambiente seguro e estável abrangendo diversas práticas como:

- Segurança física, onde não deve ser permitido que pessoas não autorizadas usem o sistema.
- Segurança operacional, comprovando por exemplo a remoção de todas as informações sensíveis deixadas no sistema e não deixar o sistema disponível para uso ficando este aberto sem o devido acompanhamento.
- Segurança no procedimento, eliminando contas que já não são usadas, cada utilizador apenas possuir uma conta, tendo em conta os perigos de engenharia social.
- Protocolos de segurança, garantindo que toda a documentação e todos os dados são armazenados de forma segura.
- Gerenciamento de risco, considerando a norma ISO 31000 onde visa a proteção e criação de valor para a instituição estando integrado na sua estrutura, operação e processos de organização, baseando-se nas melhores informações disponíveis, ser-se transparente, inclusivo e abordar explicitamente à incerteza.

Requisitos de segurança e privacidade

Controlo no acesso:

- Restrição de acesso ao sistema somente para utilizadores autorizados:
- Necessário um procedimento de *login* e de *logout* para o acesso ao sistema, sendo este acesso proveniente de um identificador e uma palavra-passe para cada utilizador.

Rastreamento:

- Necessário para a atividade dos utilizadores após o login no sistema:
- Aplicável ao fazer login e modificações de dados clínicos, onde será necessário a criação de backups automáticos possibilitando a recuperação de dados perdidos acidentalmente.

Sincronização do horário da rede

- Sincronizando o horário do sistema de acordo com um padrão de horário externo como um protocolo de tempo de rede *Network Time Protocol* (NTP)

Relação médico-utente

- Um sistema de informação pode potenciar a melhoria da relação entre o médico e o utente através dos serviços implementados, tornando a comunicação e partilha de diagnósticos mais fácil entre ambos. Porém, é essencial confiança e que seja garantida a privacidade e confidencialidade profissional, estando o profissional de saúde obrigado a informar o utente da finalidade do uso dos dados pessoais do utente.

História clínica do utente

- Todos os profissionais de saúde com acesso ao sistema, devem manter os registos clínicos para cada utente assim como as decisões tomadas e da informação usada e disponibilizada pelo sistema, que deve garantir a proteção da informação registada garantindo a confidencialidade dos dados do utente.

Consentimento do utente

- Informações pessoais podem ser transmitidas ao profissional de saúde se este assim consentir em partilhar estes dados. O seu consentimento será de dois tipos, informado e esclarecido. Informado consiste após a explicação sobre a utilização dos dados recolhidos enquanto o consentimento esclarecido consiste na compreensão e aceitação por parte do utente, sendo usada uma linguagem com terminologia perceptível minimizando interpretações erradas ou duvidosas, tal como os resultados de diagnóstico possíveis de alcançar, os riscos associados à patologia e tratamentos.

Sigilo e privacidade

- Como referido anteriormente, apenas com o consentimento do utente é que será a informação pode ser revelada ao profissional de saúde devendo ser algo de todas as medidas de segurança para as várias tecnologias de informação e comunicação garantindo a privacidade e confidencialidade a que o utente tem direito. Nos casos em que exista a necessidade de quebra do sigilo, esta deve ser legal ou por justa causa.

Para o tratamento de dados pessoais, a informação obtida para o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda, consiste apenas em dados pessoais para a identificação do utente e dados que sejam relevantes para análises na área da cardiologia, seguindo o princípio de minimização, estando de acordo com as normas aplicáveis no âmbito da proteção de dados ou da segurança da informação, designadamente, o Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados e a Lei de Execução do Regulamento Geral sobre a Proteção de dados (RGPD), sendo o tratamento de dados realizado nos seguintes parâmetros:

- **Responsável pelo tratamento:** entidade proprietária do sistema e responsável pela prestação de assistência médica.
- **Contactos do Encarregado da Proteção de Dados:** o responsável pelo tratamento de dados dispõe de um correio eletrónico específico, ou outro meio, disponibilizado pela entidade para efeitos de proteção de dados pessoais.
- **Categorias de titulares de dados:** profissionais de saúde que tenham relação com o sistema, utentes na área de cardiologia e estabelecimentos de assistência médica onde sejam realizados os exames e tratamentos.

- **Dados pessoais a tratar:** categorias gerais de dados tais como dados de identificação geral, dados de contacto e categorias especiais de dados pessoais específicos para o diagnóstico de HVE, tais como dados relativos ao índice de massa corporal, número de horas semanais de prática desportiva e respetiva modalidade e sinais biomédicos através de eletrocardiogramas.
- **Contexto e finalidade do tratamento:** os dados pessoais dos titulares são tratados exclusivamente para a finalidade prevista na tomada de decisão por parte do profissional de saúde no diagnóstico de HVE.
- **Consequências do não fornecimento dos dados necessários:** sempre que o fundamento da legitimidade do tratamento dos dados é o consentimento, o titular dos dados não está obrigado a permitir o tratamento dos dados pessoais. Não consentindo ou retirando posteriormente o consentimento previamente prestado, não serão os mesmos objeto de tratamento tal como apagados os dados pessoais em referência, ou cancelando-se a respetiva utilização para efeitos de diagnóstico.
- **Medidas de segurança:** são implementadas as medidas de segurança técnica e organizativa consideradas adequadas para assegurar um nível de segurança do tratamento dos dados adequado ao risco.
- **Local e recolha de dados:** os dados são recolhidos por técnicos designados pelo responsável pelo tratamento, estando garantida a privacidade ou confidencialidade da sua recolha e a respetiva integridade, qualidade e exatidão dos dados.
- **Prazo de conservação:** os dados pessoais são conservados pelo período necessário à execução do diagnóstico ou iniciativas que justifiquem o tratamento dos dados.
- **Comunicação de dados:** com exceção das situações de obrigatoriedade legal de comunicação de dados, não existem operações de comunicação de dados, não sendo os dados pessoais comunicados a terceiros.
- **Direitos do titular dos dados:** o titular dos dados tem o direito de solicitar ao responsável pelo tratamento o acesso, a retificação ou apagamento dos seus dados pessoais, bem como a oposição ao tratamento e a portabilidade dos dados, nas condições previstas na lei.
- **Direito de reclamação à autoridade de controlo:** o titular dos dados pode sempre exercer, o direito de apresentar reclamação à Comissão Nacional de Proteção de Dados.

2.2 Formatos de Dados

Um objetivo dos requisitos de tecnologias de informação na área de saúde é melhorar o fluxo de trabalho, facilitar a transferência eletrônica de dados de utentes, eliminando assim a necessidade de sistemas baseados em papel, incluindo formas de onda de eletrocardiogramas em papel.

Ao contrário de imagens de dados médicos padronizados através do protocolo clínico DICOM e na partilha de informação clínica e administrativa através do protocolo clínico HL7, não existe um formato padrão para dados de biosinais em eletrocardiogramas. O resultado é uma variedade de formatos de arquivo para eletrocardiogramas como DICOM, XML, TIFF, GDT, PDF, JPEG, ZIP, UNIPROD, DVD e XSLX. Esta variedade de formatos pode causar problemas de interoperabilidade ao guardar biosinais de eletrocardiogramas em sistemas de informação para a cardiologia e na análise dos sinais para diagnósticos das diferentes patologias. Para contornar este desafio, existe uma iniciativa para promover o uso consistente de padrões de interoperabilidade em eletrocardiografia computadorizada designada por OpenECG. O seu objetivo consiste em promover o uso consistente de padrões de formato e comunicação em eletrocardiogramas em repouso processados por computador e guiar o desenvolvimento de padrões similares para eletrocardiogramas obtidos através de dispositivos Holter ou provas de esforço que são monitorizados em tempo real [16].

No caso deste estudo os formatos dos biosinais fornecidos encontram-se no formato de Folha de Cálculo do Microsoft Excel, xlsx. De modo a contornar o problema de interoperabilidade causado pela existência de vários formatos, o primeiro passo do sistema para o diagnóstico de HVE, consiste na leitura de diferentes formatos existentes, guardando os dados em formato de dados genéricos DAT, para serem posteriormente analisados nos módulos de processamento de sinal descritos no capítulo 5.

A informação gerada pelo sistema passa pela criação de um relatório com os resultados obtidos no diagnóstico no formato PDF de modo, a ser facilmente compartilhado e de fácil acesso para com os sistemas de armazenamento eletrónico de informações dos utentes e para partilha com as partes interessadas, estando de acordo com o Regulamento Nacional de Interoperabilidade Digital (RNID).

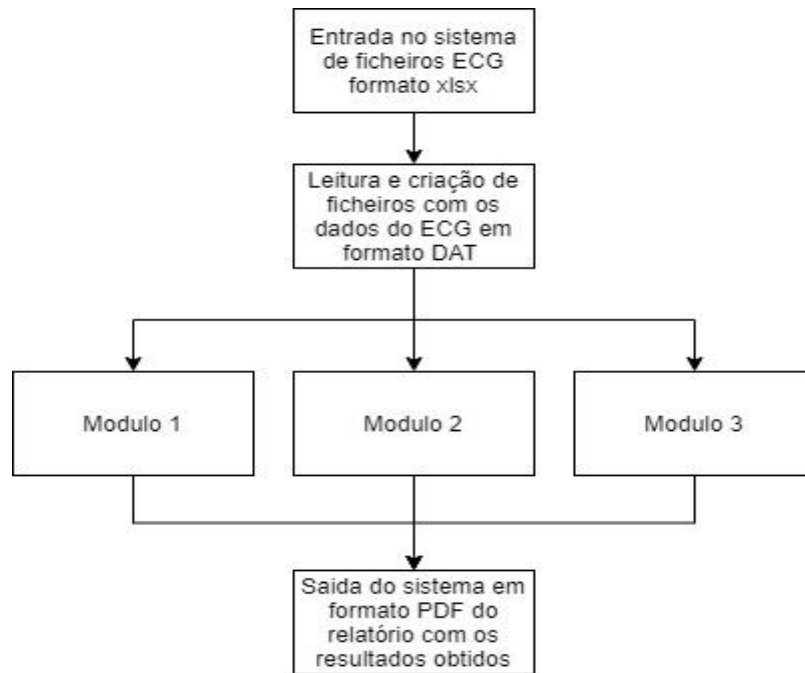


Figura 1 - Esquema de entrada e saída de dados e respetivos formatos do sistema

2.3 Implementação do sistema

A implementação do sistema de informação para o auxílio a profissionais médicos na área de cardiologia, na tomada de decisão para o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda foi implementado recorrendo à ferramenta informática Matlab. O Matlab é uma ferramenta interativa e de alta performance, orientada à execução de tarefas que envolvam cálculos numéricos. Fornece uma linguagem de programação própria, um ambiente de computação com excelentes capacidades gráficas e com um vasto conjunto de funções, organizadas por diversas áreas científicas [13]. O desenvolvimento foi composto por duas fases distintas, o desenvolvimento dos módulos para o diagnóstico da Hipertrofia Ventricular Esquerda e o desenvolvimento do ambiente gráfico através do Matlab app designer, tornando a interoperabilidade entre o *frontend* e o *backend* se comunicarem de forma transparente.

Para a implementação do sistema foi necessário ter duas abordagens distintas, uma para o desenvolvimento dos métodos para diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda através de processamento de biosinais em eletrocardiogramas e outra para o desenvolvimento do sistema de informação baseado em requisitos que garantam o cumprimento dos objetivos para o sistema. Para o desenvolvimento dos métodos para diagnóstico, estes foram implementados com recurso a exemplos de seis eletrocardiogramas já devidamente analisados que serão descritos no capítulo 5, para o desenvolvimento do sistema de informação e levantamento de requisitos foram utilizadas várias técnicas como reuniões com a Doutora Mafalda Carrington, entrevista com elementos do Clube Recreativo da Praia da Leirosa de modo a identificar o processo de acompanhamento médico ao qual os atletas são submetidos, relacionando-o com o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda e leitura de documentação.

Para a instalação do sistema após o desenvolvimento, a ferramenta informática Matlab, possibilita através de um compilador a partilha de aplicações através da criação de ficheiros executáveis possibilitando a instalação em vários dispositivos de trabalho tornando-as aplicações autónomas. Em questões de segurança, o compilador Matlab criptografa o código da aplicação permitindo que todo o código, dados e informações permaneçam ocultos de outros utilizadores ou aplicações.

2.4 Declaração de âmbito

Objetivos do Sistema	Identificar a presença de hipertrofia ventricular esquerda através de eletrocardiogramas.
Âmbito do sistema	Para o diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda, é necessário desenvolver módulos específicos para análise dos diferentes componentes nos biosinais, fornecidos em eletrocardiogramas de utentes previamente registados, resultando na apresentação de resultados para apoio à decisão clínica no diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda.
Fronteiras do Sistema	O Sistema de informação será interno à área de cardiologia e dos respetivos profissionais de saúde.
Atores/Utilizadores	Atores ou utilizadores que irão interagir com o sistema: <ul style="list-style-type: none"> • Administrador: Responsável pelo fornecimento de apoio técnico, manutenção do sistema e gerir os utilizadores do sistema. • Profissional de saúde: Utilizador do sistema e responsável pelo diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda do utente, através da análise automática e relatórios gerados.

2.5 Análise e especificação de requisitos

A análise e especificação de requisitos no desenvolvimento de um projeto assume um papel fundamental, permitindo identificar necessidades dos utilizadores a que o sistema a desenvolver deverá dar resposta assim como documentar a forma como os objetivos a alcançar serão atendidos. Esta etapa permite que seja alcançada uma plena compreensão por todas as partes interessadas no sistema relativamente aos objetivos e tarefas a desempenhar por parte dos utilizadores que irão interagir com o sistema assim como orientar a implementação deste.

Dados de entrada:

- Informação relativa a utentes: Nome, Género, Idade, Massa corporal, Prática desportiva, Esforço físico diário, fumador, diabético, doenças diagnosticadas
- ECG: disponíveis em formato xlsx, com um batimento cardíaco para cada utente

Dados de saída:

- Diagnóstico de hipertrofia ventricular esquerda, através de um relatório gerado com informação sobre o utente e resultados obtidos dos critérios numéricos e não numéricos descritos mais à frente no capítulo 3
- Apresentação de resultados, sim para diagnosticado e não para não diagnosticado, dos diferentes critérios descritos mais à frente no capítulo 3.
- Apresentação das informações partilhadas pelo utente no ato do registo
- Apresentação de todas as derivações presentes no ECG de determinado utente. Cada ECG é composto por 12 derivações como descrito mais à frente no capítulo 3
- Apresentação detalhada de cada derivação, com informações relativas aos diferentes componentes descritos mais à frente no capítulo 3

No desenvolvimento de um projeto de software é fundamental priorizar os vários requisitos, de forma a identificar a prioridade de cada, garantindo que os mais importantes para o projeto sejam disponibilizados em primeiro lugar, sendo importante a relação destes com os orçamentos e prazos limitados existentes.

Na tabela seguinte são apresentados os três tipos de prioridades que serão atribuídas a cada requisito.

Tabela 1 - Priorização dos requisitos

Propriedade	Descrição
Elevada	Corresponde a um requisito imprescindível que terá de ser implementado para que a solução final seja considerada um sucesso.
Media	Corresponde a um requisito com prioridade alta que, se não comprometer nenhum dos requisitos com prioridade "Elevada", deve ser implementado, uma vez que acrescenta valor à solução final. No entanto, caso não seja implementado, não impossibilita o sucesso da solução final.
Baixa	Corresponde a um requisito desejável, no entanto, a solução será aceite se este não for implementado. Este requisito será apenas implementado, caso não afete outros requisitos com prioridade mais elevada.

Requisitos funcionais:

Os requisitos funcionais descrevem as tarefas que serão realizadas pelos utilizadores no sistema e que deverão ser implementadas.

Tabela 2– Requisitos funcionais do sistema

Código	Designação	Prioridade	Descrição sucinta
RF-01	Registar utente	Elevada	A aplicação deve permitir o registo de um novo utente tal como a informação necessária na personalização para com o diagnóstico de HVE
RF-02	Modificar utente	Elevada	A aplicação deve permitir a modificação da informação de determinado utente que esteja registado
RF-03	Eliminar utente	Elevada	A aplicação deve permitir a eliminação da informação de determinado utente que esteja registado tal como o seu registo
RF-04	Registar ECG	Elevada	A aplicação deve registar novos ECG que se pretendam ser analisados
RF-05	Eliminar ECG	Elevada	A aplicação deve permitir a eliminação de ECG antigos que não sejam necessários
RF-06	Analisar ECG	Elevada	A aplicação deve analisar determinado ECG aplicando os métodos desenvolvidos no diagnóstico de HVE
RF-07	Apresentar derivações	Elevada	A aplicação deve apresentar as 12 derivações de um determinado ECG
RF-08	Apresentar determinada derivação e respetiva análise	Elevada	A aplicação deve apresentar determinada derivação e a análise da mesma em relação a amplitudes e tempos
RF-09	Registar prática desportiva	Baixa	Permitir o registo de prática desportiva realizada por determinado atleta
RF-10	Enviar e-mail para determinada entidade	Baixa	Permitir a comunicação através de e-mail para determinada entidade (médio de família, entidade desportiva) com informação relativa ao diagnóstico de HVE
RF-11	Registar novo acesso	Elevada	Permitir o registo de novo acesso à aplicação
RF-12	Modificar acesso	Elevada	Modificar determinado acesso à aplicação
RF-13	Eliminar acesso	Elevada	Eliminar determinado acesso à aplicação
RF-14	Registar comentários para determinado ECG	Media	A aplicação deve permitir o registo de comentários em determinado ECG por parte do profissional de saúde
RF-15	Criar relatório com o diagnóstico de HVE	Elevada	A aplicação deve permitir a criação um relatório de forma automática requisitado pelo profissional de saúde
RF-16	Apresentar resultados do diagnóstico de HVE	Elevada	A aplicação deve apresentar de forma clara os resultados obtidos pelos métodos desenvolvidos no diagnóstico à HVE
RF-17	Apresentar informação do utente	Elevada	A aplicação deve permitir apresentar informação de determinado atleta usada para a personalização para com o diagnóstico de HVE
RF-18	Apresentar critérios numéricos	Elevada	A aplicação deve apresentar os resultados dos critérios numéricos obtidos nos métodos usados para o diagnóstico de HVE
RF-29	Apresentar outros critérios relevantes	Elevada	A aplicação deve apresentar resultados de outros critérios relevantes obtidos nos métodos usados para o diagnóstico de HVE
RF-20	Apresentar Informações sobre HVE	Baixa	A aplicação deve apresentar informação relativa ao problema de HVE

Requisitos não funcionais (atributos de qualidade):

Os requisitos não funcionais especificam atributos de qualidade que um sistema deve atender, uma vez que o sucesso no desenvolvimento de um software não depende exclusivamente das funcionalidades requeridas pelos utilizadores, mas também pelo seu bom funcionamento. Estes requisitos não funcionais relacionam-se com o desempenho que corresponde ao quão rápido o sistema responde à interação com o utilizador, segurança permitindo a proteção dos dados e controlo dos acessos e a usabilidade que corresponde ao quão fácil é a utilização do sistema por parte dos utilizadores.

- **Usabilidade (Alta):** Facilidade na utilização da aplicação.
- **Segurança (Alta):** Resistir a tentativas de acessos não autorizados, garantindo que o acesso de cada utilizador corresponde apenas ao que é pretendido para as funções que desempenha.
- **Portabilidade (Baixa):** Apenas em ambiente de sistema operativo.
- **Modificabilidade (Alta):** Aplicação pode ser facilmente modificável a fim de atender mudanças futuras ou correções necessárias.
- **Desempenho (Baixa):** Será analisado apenas um ECG de cada vez, permitindo analisar detalhadamente o ECG selecionado de forma rápida e robusta.
- **Disponibilidade (Baixa):** Sistema acessível e pronto a executar uma tarefa quando solicitada.

2.6 Diagrama de Use Case Geral

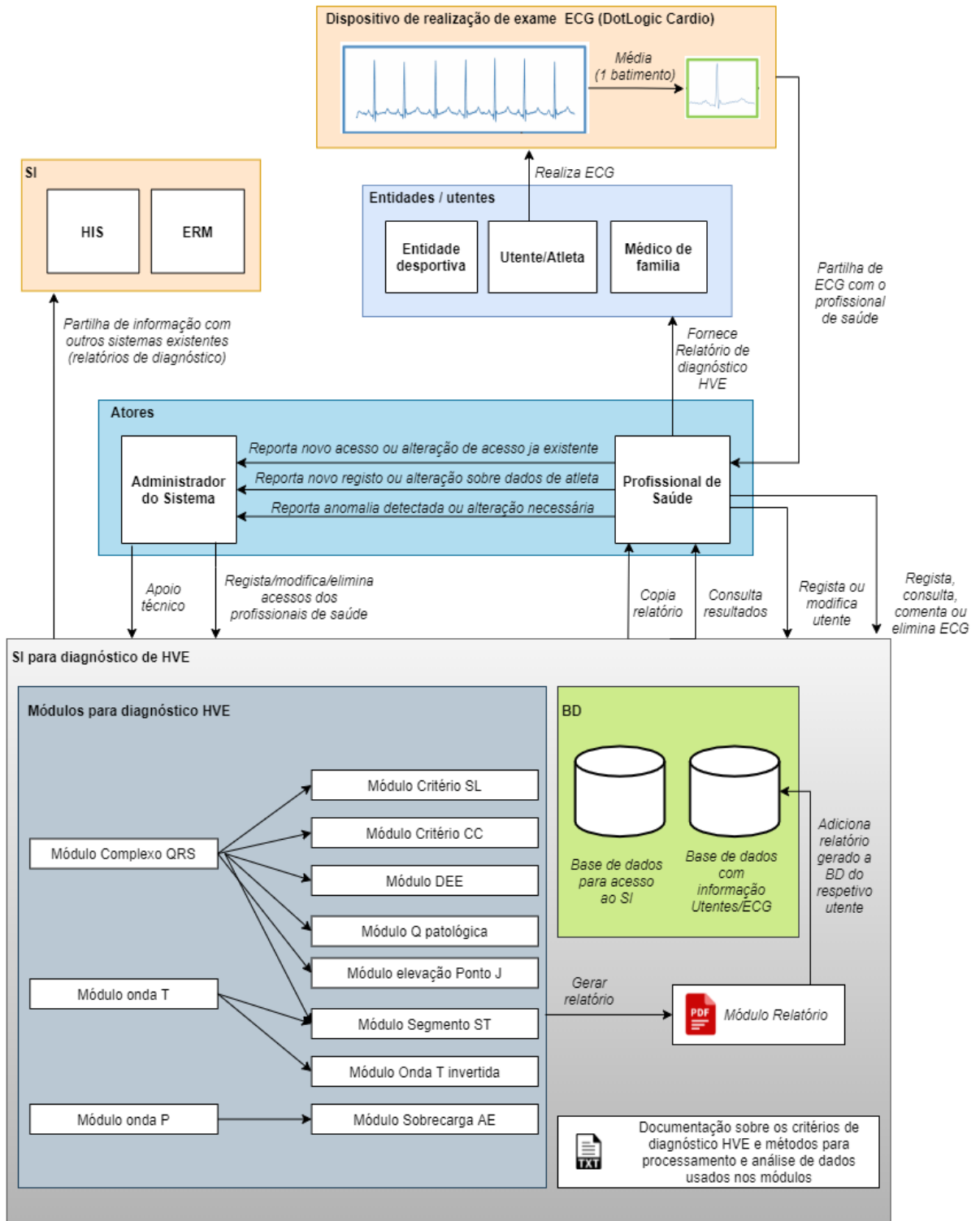


Figura 2 - Diagrama Use Case geral do sistema

2.7 Casos de uso

Para formalização da especificação dos requisitos funcionais, recorreu-se à utilização de casos de uso permitindo explicar o que o sistema deve realizar e como se deve comportar durante a sua execução.

Tabela 3- Caso de uso "Registar utente"

Número identificador	RF-01
Título	Registar utente
Prioridade	Elevada
Notas	- O registo de dados de cada utente obriga ao cumprimento do RGD - Primeiro contacto por parte do profissional de saúde com o utente
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O Profissional de saúde deve ter a informação relativa ao utente que se pretende registar. - O utente ainda não se encontra registado
Cenário de sucesso	O Profissional de saúde completa o registo dos dados do utente com confirmação por parte do sistema.
Pós-condição	O utente fica registado e a sua informação disponível para a personalização no diagnóstico de HVE.

Tabela 4- Caso de uso "Modificar utente"

Número identificador	RF-02
Título	Modificar utente
Prioridade	Elevada
Notas	A alteração do registo de dados de cada utente obriga ao cumprimento do RGD
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O Profissional de saúde deve ter a informação atualizada relativa ao utente que se pretende modificar.
Cenário de sucesso	O Profissional de saúde completa a alteração ao registo dos dados do utente com confirmação por parte do sistema.
Pós-condição	O utente fica com a sua informação atualizada e disponível para a personalização no diagnóstico de HVE.

Tabela 5- Caso de uso "Eliminar utente"

Número identificador	RF-03
Título	Eliminar utente
Prioridade	Elevada
Notas	A eliminação do registo de dados de cada utente obriga ao cumprimento do RGPD
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O Profissional de saúde deve ter conhecimento que o utente deixa de pertencer à aplicação.
Cenário de sucesso	O Profissional de saúde completa a alteração dos dados do utente com confirmação por parte do sistema.
Pós-condição	O utente deixa de pertencer à aplicação.

Tabela 6- Caso de uso "Registar ECG"

Número identificador	RF-04
Título	Registar ECG
Prioridade	Elevada
Notas	O sistema deve ser capaz de reconhecer o formato do ficheiro com o ECG
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O utente terá de estar registado na aplicação.
Cenário de sucesso	O Profissional de saúde completa o registo do ECG do utente com confirmação por parte do sistema.
Pós-condição	O ECG fica registado e disponível para ser apresentado e analisado pelo sistema e pelo profissional de saúde.

Tabela 7- Caso de uso "Eliminar ECG"

Número identificador	RF-05
Título	Eliminar ECG
Prioridade	Elevada
Notas	
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O ECG terá de estar registado e associado a determinado utente.
Cenário de sucesso	O Profissional de saúde completa a eliminação do ECG do utente com confirmação por parte do sistema.
Pós-condição	O ECG é eliminado pelo profissional de saúde deixando de estar disponível para análise ou consulta.

Tabela 8- Caso de uso "Analisar ECG"

Número identificador	RF-06
Título	Analisar ECG
Prioridade	Elevada
Notas	Possibilidade da existência de um breve bloqueio do sistema devido à grande quantidade de dados e métodos a processar
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O ECG terá de estar registado.
Cenário de sucesso	A análise do ECG foi completada, sem apresentação das respetivas derivações e com ausência de erros.
Pós-condição	É apresentada informação relativa ao diagnóstico de HVE obtido pelos métodos desenvolvidos de um ECG associado a determinado utente.

Tabela 9- Caso de uso "Apresentar derivações"

Número identificador	RF-07
Título	Apresentar derivações
Prioridade	Elevada
Notas	
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O ECG terá de estar registado.
Cenário de sucesso	Todas as 12 derivações são apresentadas de forma legível, com ausência de erros
Pós-condição	São apresentadas as 12 derivações de um determinado ECG associado a determinado utente.

Tabela 10- Caso de uso "Apresentar determinada derivação e respetiva análise"

Número identificador	RF-08
Título	Apresentar determinada derivação e respetiva análise
Prioridade	Elevada
Notas	Ao selecionar determinada derivação, esta ação disponibiliza dados já processados e informações detalhadas sobre a respetiva derivação
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	O ECG terá de estar registado.
Cenário de sucesso	É apresentada numa janela aparte a derivação selecionada pelo profissional de saúde, com ausência de erros
Pós-condição	É apresentada a derivação selecionada em maior escala e mais detalhada das 12 de um determinado ECG.

Tabela 11– Caso de uso “Enviar e-mail para determinada entidade”

Número identificador	RF-10
Título	Enviar e-mail para determinada entidade
Prioridade	Baixa
Notas	<ul style="list-style-type: none"> - O contacto com determinada entidade, visa fornecer os resultados do diagnostico de HVE gerados pelo sistema - Entidades desportivas representadas por utentes que sejam atletas desportivos - Médico de família do utente
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	<ul style="list-style-type: none"> - Um ECG terá de estar registado - Um relatório terá de estar gerado
Cenário de sucesso	O e-mail foi enviado com sucesso com o relatório gerado do diagnostico de HVE
Pós-condição	

Tabela 12– Caso de uso “Registar novo acesso”

Número identificador	RF-11
Título	Registar novo acesso
Prioridade	Elevada
Notas	<ul style="list-style-type: none"> - Os acessos são registados pelo administrador do sistema - É fornecido um identificador de acesso mais uma palavra-passe para o profissional de saúde
Atores	Administrador
Pré-condições	<ul style="list-style-type: none"> - O administrador deve ter a informação relativa ao profissional que se pretende registar como novo acesso. - O profissional de saúde ainda não se encontra registado
Cenário de sucesso	O profissional de saúde foi registado e com acesso ao sistema.
Pós-condição	O profissional de saúde pode aceder ao sistema.

Tabela 13- Caso de uso “Modificar acesso”

Número identificador	RF-12
Título	Modificar acesso
Prioridade	Elevada
Notas	- Perda dos códigos de acesso - Falhas de segurança permitindo terceiros aceder aos códigos de acesso - Modificações pretendidas por parte do profissional de saúde que ache pertinente
Atores	Administrador
Pré-condições	- O administrador deve ter a informação relativa ao profissional que pretende ser modificada no seu acesso.
Cenário de sucesso	O registo de acesso de determinado profissional foi alterado e reconhecido pelo sistema
Pós-condição	O profissional de saúde fica com acesso disponível com a modificação pretendida.

Tabela 14 – Caso de uso “Eliminar acesso”

Número identificador	RF-13
Título	Eliminar acesso
Prioridade	Elevada
Notas	O acesso é eliminado a determinado profissional de saúde quando este deixa as funções que desempenha.
Atores	Administrador
Pré-condições	- O administrador deve ter a informação relativa ao profissional que este deve deixar de ter acesso.
Cenário de sucesso	O sistema registou com sucesso a eliminação do registo de acesso.
Pós-condição	O profissional de saúde à qual foi eliminado o registo, deixa de ter acesso.

Tabela 15– Caso de uso “Registrar comentários para determinado ECG”

Número identificador	RF-14
Título	Registrar comentários para determinado ECG
Prioridade	Media
Notas	O registo de comentários/notas é facultativo, sendo decisão do profissional de saúde
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O ECG tem de estar registado
Cenário de sucesso	O sistema registou com sucesso e com ausência de erros os comentários por parte do profissional de saúde.
Pós-condição	Os comentários/notas ficam registados e associados a determinado ECG que foi analisado pelo profissional de saúde, ficando disponível nas próximas consultas do ECG associado.

Tabela 16– Caso de uso “Criar relatório com o diagnóstico de HVE”

Número identificador	RF-15
Título	Criar relatório com o diagnóstico de HVE
Prioridade	Elevada
Notas	
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O ECG tem de estar registado - No caso de haver comentários/notas este tem de estar registados para estarem incluídos
Cenário de sucesso	O relatório é gerado pelo sistema com ausência de erros.
Pós-condição	O relatório criado fica disponível para ser partilhado ou impresso.

Tabela 17– Caso de uso “Apresentar resultados do diagnóstico de HVE”

Número identificador	RF-16
Título	Apresentar resultados do diagnóstico de HVE
Prioridade	Elevada
Notas	- Possibilidade da existência de um breve bloqueio do sistema devido à grande quantidade de dados e métodos a processar. - Os resultados correspondem às 12 derivações
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O ECG tem de estar registado
Cenário de sucesso	São apresentados os resultados obtidos pelo sistema com ausência de erros.
Pós-condição	Com a apresentação dos resultados do diagnóstico de HVE a tomada de decisão na atribuição de HVE ao utente pretende-se que seja mais clara e facilitada.

Tabela 18– Caso de uso “Apresentar informação do utente”

Número identificador	RF-17
Título	Apresentar informação do utente
Prioridade	Elevada
Notas	- Os dados estão associados com o diagnóstico de HVE. - Os dados de cada utente estão ao obrigo do cumprimento do RGD.
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O atleta tem de estar registado - O atleta tem de ter informação das suas características registadas
Cenário de sucesso	É disponibilizada a informação relativa ao utente.
Pós-condição	Apresentada informação das características do utente, como idade, género, massa corporal e tipo de prática desportiva.

Tabela 19– Caso de uso “Apresentar critérios numéricos”

Número identificador	RF-18
Título	Apresentar critérios numéricos
Prioridade	Elevada
Notas	São apresentados além dos resultado os valores considerados para o cálculo destes critérios.
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O ECG tem de estar registado
Cenário de sucesso	São apresentados os resultados obtidos pelo sistema para os critérios numéricos com ausência de erros.
Pós-condição	Apresentados os critérios numéricos o profissional de saúde confirma eventuais dúvidas que possam ter surgido.

Tabela 20-Caso de uso “Apresentar outros critérios relevantes”

Número identificador	RF-19
Título	Apresentar outros critérios relevantes
Prioridade	Elevada
Notas	São apresentados além dos resultado os valores considerados para o cálculo destes critérios.
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	- O ECG tem de estar registado
Cenário de sucesso	São apresentados os resultados obtidos pelo sistema para os critérios não numéricos com ausência de erros.
Pós-condição	Apresentados outros critérios relevantes o profissional de saúde confirma eventuais dúvidas que possam ter surgido tal como os critérios que não os numéricos são tidos em conta.

Tabela 21– Caso de uso “Apresentar informações sobre HVE”

Número identificador	RF-20
Título	Apresentar Informações sobre HVE
Prioridade	Baixa
Notas	<ul style="list-style-type: none"> - Informações dos critérios numéricos - Informações sobre sobrecarga AE - Informações sobre DEE - Informações sobre Morfologia ST - Informações sobre ondas T invertidas - Informações sobre elevação ponto J - Informações sobre onda Q patológicas
Atores	Profissional de saúde
Pré-condições	
Cenário de sucesso	São apresentadas informações relativamente aos dados obtidos e calculados para obtenção dos resultados
Pós-condição	

Capítulo 3

Eletrocardiografia

Eletrocardiografia é uma parte fundamental do sistema cardiovascular. É uma ferramenta essencial para a investigação de arritmias cardíacas e usada para diagnóstico de diferentes distúrbios cardíacos [1].

Neste capítulo é feita uma abordagem aos conceitos sobre a fisiologia do coração, é descrito o eletrocardiograma (ECG) e a Hipertrofia Ventricular Esquerda (HVE) de forma a contextualizar e enquadrar estas matérias no projeto.

3.1 Fisiologia do coração

O coração é um músculo localizado no meio do tórax, com a função principal de fornecer oxigénio para todo o organismo. Através da recolha do sangue de todo o organismo, pobre em oxigénio, é através do coração que este é bombeado para os pulmões, onde é oxigenado e o dióxido de carbono libertado, sendo depois já rico em oxigénio enviado para todos os tecidos do organismo [2].

O coração é composto em ambos os lados, direito e esquerdo, por uma cavidade superior designada por aurícula que recebe o sangue e uma cavidade inferior designada por ventrículo que expulsa o sangue, onde este corre num só sentido através de uma válvula de entrada e outra de saída, figura 1.

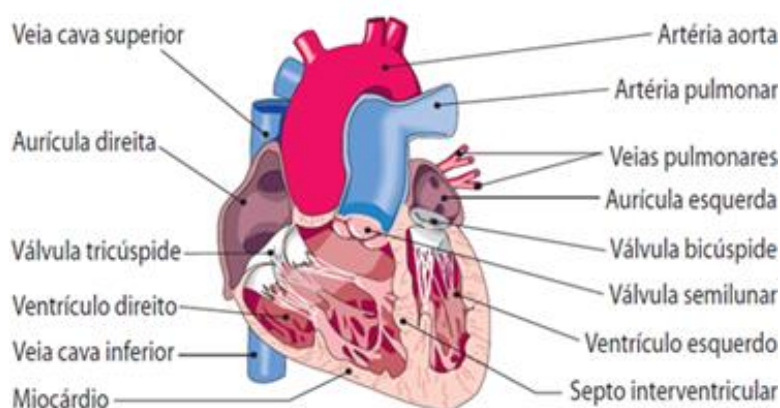


Figura 3 - Representação esquemática do coração [3]

O seu funcionamento é através de batimentos, onde em cada batimento o sangue pobre em oxigénio e sobrecarregado de dióxido de carbono chega à aurícula direita enchendo-a, sendo

de seguida impulsionado para o ventrículo direito até este se encher. Após o ventrículo ficar cheio, este bombeia o sangue através da válvula pulmonar para as artérias pulmonares em direção aos pulmões onde será libertado o anídrico carbónico e renovado com oxigénio seguindo pelas veias pulmonares até à aurícula esquerda seguindo o mesmo comportamento da aurícula direita, onde após estar cheia empurra o sangue rico e oxigénio para o ventrículo esquerdo que quando fica cheio impulsiona o sangue através da válvula aórtica para a aorta abastecendo com sangue rico em oxigénio todo o organismo [2].

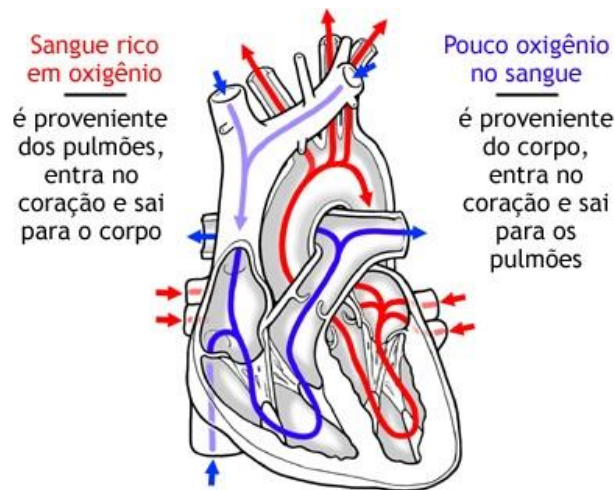


Figura 4 - Representação esquemático do fluxo sanguíneo [3]

3.2 Eletrocardiograma

O ECG é um exame médico rápido, simples e indolor, fundamental na avaliação cardiovascular. Consiste numa representação gráfica de impulsos elétricos que são gerados no coração, permitindo assim registar e medir a atividade elétrica cardíaca, possibilitando o diagnóstico de várias doenças cardiovasculares como arritmias, distúrbios da condução ventricular, cardiopatia isquémica e doenças com manifestações não exclusivamente cardíacas como a embolia pulmonar e as perturbações hidro-electrolíticas.

O sinal cardíaco registado é composto por diferentes deflexões positivas e negativas que correspondem a diferentes ondas assinaladas pelas letras P, Q, R, S T e U que servem de referência para definir intervalos, segmentos e conjunto de ondas designados por complexos como ilustra a figura 3.

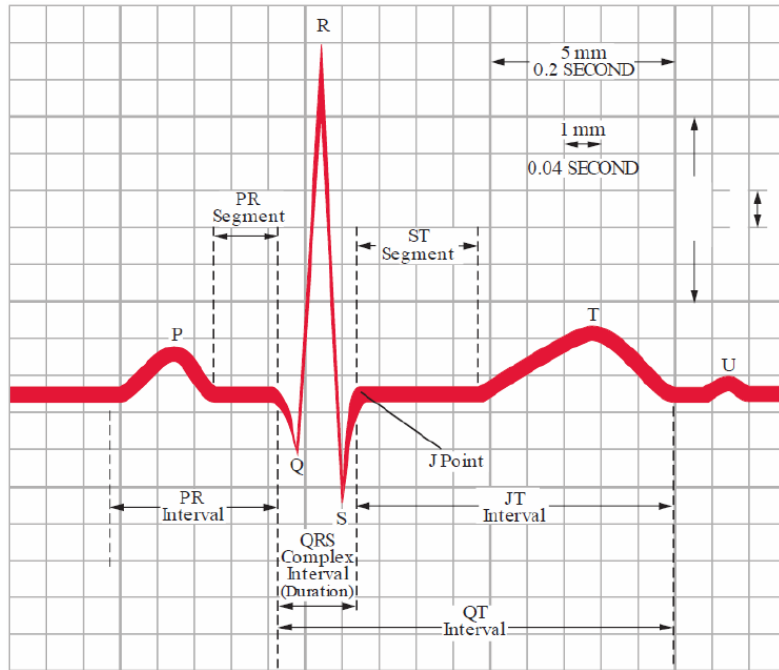


Figura 5 – ECG e os componentes típicos de um batimento cardíaco [4]

3.2.1 Derivações

Um ECG clínico é constituído por doze derivações, figura 4, que correspondem ao registo da diferença de potencial eléctrico entre dois pontos. Estas dividem-se em dois conjuntos, as derivações periféricas e as pré-cordiais. As primeiras subdividem-se em dois tipos, bipolares e unipolares, e são obtidas a partir de eléctrodos colocados nos membros. As derivações pré-cordiais são colocadas horizontalmente na zona do coração do utente, como é explicado na tabela 1.

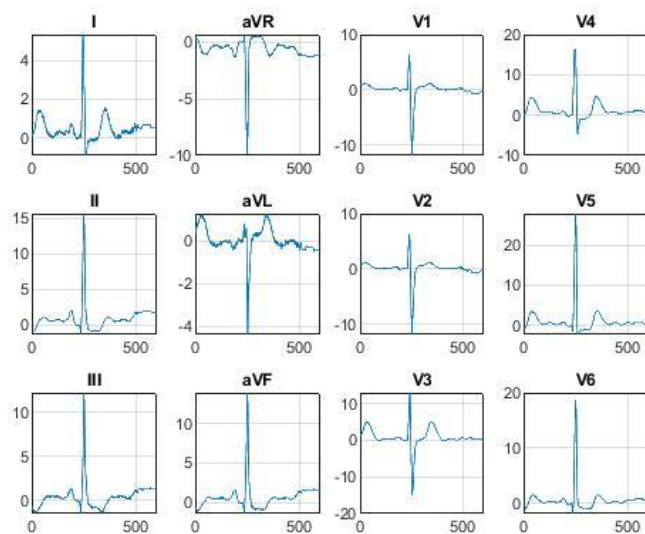


Figura 6 - Representação das 12 derivações de um eletrocardiograma

Tabela 22 - Características das 12 derivações de um eletrocardiograma

Tipo de derivação	Derivação/Eléctrodo	Potenciais medidos
Bipolar	D1	Diferença de potencial medido entre o braço direito e o braço esquerdo.
Bipolar	D2	Diferença de potencial medido entre o braço direito e a perna esquerda.
Bipolar	D3	Diferença de potencial medido entre o braço esquerdo e a perna esquerda.
Unipolar	aVR	Potencial absoluto do braço direito
Unipolar	aVL	Potencial absoluto do braço esquerdo
Unipolar	aVF	Potencial absoluto da perna esquerda
Precordial	V1	Registo dos potenciais das aurículas, de uma parte do septo interventricular e da parede anterior do ventrículo direito.
Precordial	V2	Registo da parede do ventrículo direito.
Precordial	V3	Registo do septo interventricular
Precordial	V4	Registo do ápex do ventrículo esquerdo
Precordial	V5	Registo do miocárdio ventricular esquerdo
Precordial	V6	Registo do miocárdio ventricular esquerdo

3.2.2 Ondas

Em cada uma das 12 derivações uma forma de onda típica é constituída por seis ondas eletrocardiográficas ligadas entre si, através de uma linha designada como linha isoelectrica, ocorrem durante a estimulação cardíaca e repetem-se de batimento em batimento.

- **Onda P** é a primeira onda do ciclo cardíaco, e representa a despolarização das aurículas. A parte inicial corresponde à despolarização da aurícula direita, enquanto a parte final corresponde à despolarização da aurícula esquerda.
- **Onda Q** corresponde à primeira onda negativa do complexo QRS, que representa a despolarização dos ventrículos. Se a primeira onda presente no complexo QRS não for negativa, não se define nenhuma onda Q.
- **Onda R** é a primeira onda positiva do complexo QRS. Esta pode ser ou não precedida por uma onda negativa Q. No caso de haver uma segunda onda positiva no complexo QRS, esta será designada por R'.
- **Onda S** é a onda negativa após a onda R. No caso de haver mais do que uma onda negativa, esta será designada por onda S'.
- **Onda T** é representada após o complexo QRS. Esta onda corresponde à repolarização dos ventrículos, significando a preparação para uma nova contração. É normalmente uma onda assimétrica com uma fase ascendente mais lenta que a fase descendente.
- **Onda U** é a última onda da representação eletrocardiográfica do ciclo cardíaco e habitualmente tem a mesma direção da onda T. Ela é identificada apenas ocasionalmente e tem uma origem desconhecida.

3.2.3 Segmentos e intervalos

Juntamente com as ondas anteriormente descritas temos em cada ECG segmentos e intervalos. Importa distinguir segmentos e intervalos, sendo que um segmento no eletrocardiograma consiste numa linha normalmente isoelectrica que une uma determinada onda a outra, sem incluir qualquer uma delas. Um intervalo consiste numa porção do ECG que é constituído por um segmento e uma ou mais ondas, como é possível observar na figura 3.

- **Intervalo RR** é a distância entre duas ondas R, tendo regra geral com uma duração constante, dependendo a sua duração da frequência cardíaca.

- **Intervalo PR** reflecte a condução através do nódulo auriculo-ventricular e é medido desde o início da onda P até ao início da onda Q (ou onda R caso não exista uma onda Q).
- **Intervalo QRS** representa o tempo total da despolarização ventricular e é medido desde o início da onda Q ou onda R, até ao final da onda S ou R'.
- **Intervalo QT** representa a despolarização e repolarização dos ventriculos e é medido desde a onda Q até o final da onda T.
- **Segmento ST** representa o periodo de inatividade entre a despolarização e o inicio da repolarização ventricular, sendo medido desde o final do complexo QRS até ao inicio da onda T.
- **Segmento PR** representa o tempo entre a despolarização das aurículas e a despolarização dos ventrículos, sendo medido entre o fim da onda P e o início da onda Q ou onda R, devendo ser isoeletrico.

3.2.4 Escalas

Os componentes descritos anteriormente, são representados de acordo com determinados parâmetros, de modo a existir uma coerência entre medição dos valores das amplitudes e duração das ondas, e da duração dos intervalos e dos segmentos nele representados.

O primeiro aspeto a ter em conta é o papel onde será representado o ECG. Este é composto por um papel milimetrado onde cada quadrado pequeno mede 1 mm, existindo uma linha grossa definindo um quadrado grande que corresponde a cinco quadrados pequenos, ou seja, 5 mm. No eixo horizontal é medido o tempo, a uma velocidade padrão de 25 mm/s, onde 1 mm horizontal equivale a 0.04 s. Por sua vez, no eixo vertical é medida a amplitude da corrente eléctrica, onde cada milímetro de altura equivale a 0.1 mV, Figura 5.

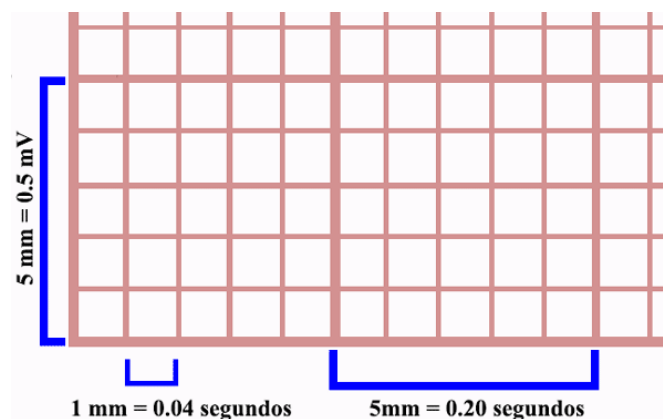


Figura 7 - Escalas correspondentes à medição das ondas para velocidade padrão

Os valores típicos para os componentes do ECG encontram-se representados na tabela 2. Caso a amplitude ou duração de um componente no sinal não corresponda aos valores típicos, significa que deve ser considerada a existência de pelo menos uma patologia associada a esse componente.

Tabela 23 - Componentes e valores típicos de um ECG [1][4]

Componente do ECG	Valores Típicos
Onda P	Duração inferior a 0.10s Voltagem máxima de 0.25mV Normalmente positiva em todas as derivações exceto aVR e V1.
Onda Q	Inferior a 0.04 s de duração Inferior a 2 mm de amplitude Não excede 25% da amplitude R
Complexo QRS	0.06 s a 0.10s
Onda T	Assimétrica Sentido ascendente mais lento comparado ao sentido descendente Amplitude máxima inferior a 10 mm Pelo menos 1/8, mas inferior a 2/3 da amplitude da onda R
Onda U	Duração inferior a 0.04s Não excede 10% da amplitude T
Intervalo PR	0.14s a 0.20s
Intervalo RR	0.6s a 1s
Intervalo QT	0.34s a 0.45s em adultos jovens Inferior a 0.46s com menos de 15 anos Inferior a 0.47s em mulheres adultas

3.3 Hipertrofia Ventricular Esquerda

As doenças cardiovasculares são a principal causa de morte, sendo a Hipertrofia Ventricular Esquerda uma das mais comuns neste conjunto de doenças. Na fisiopatologia da Hipertrofia Ventricular Esquerda, contribuem vários fatores e mecanismos como alterações genéticas, celulares, intersticiais e hemodinâmicas, resultando através da sobrecarga à qual o coração é submetido, a um aumento da massa do ventrículo esquerdo tal como disfunção diastólica, insuficiência cardíaca congestiva (ICC) e arritmias, juntamente com outros fatores como a idade, altura, índice de massa corporal (IMC), fatores ambientais como ingestão de sal ou álcool, obesidade, inatividade física, diabetes e fatores humorais como crescimento [6].

Nos atletas e praticantes de atividades desportivas, o treino regular e intenso proporciona múltiplas adaptações cardíacas fisiológicas como a Hipertrofia Ventricular Esquerda que é das mais comuns, sendo o seu diagnóstico bastante importante devido ao facto de um diagnóstico incorreto pode ter consequências importantes, como o impedimento da prática de um desporto competitivo de um atleta saudável ou a não identificação de uma patologia pode colocar em risco a vida do atleta durante a prática de exercício [7].

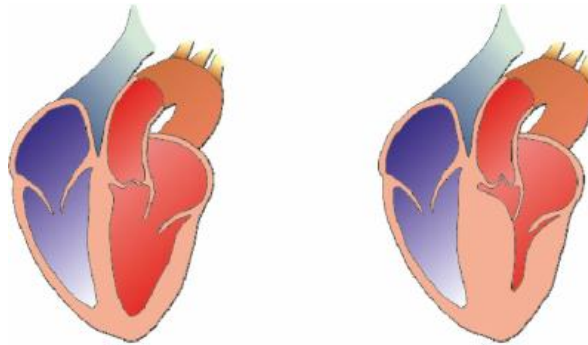


Figura 8 - Características morfológicas do coração normal e coração com HVE [5]

Os critérios eletrocardiográficos mais utilizados para o diagnóstico de HVE são baseados em medições de amplitudes das ondas R e S do complexo QRS. Habitualmente verifica-se um aumento da amplitude e duração do QRS, com ondas R de elevada amplitude nas derivações esquerdas (DI, aVL e V4-V6) e ondas S profundas nas derivações direitas (DIII, aVR e V1-V3)

Existem múltiplos critérios eletrocardiográficos para o diagnóstico da HVE, porém estes não são totalmente concensuais como os critérios de Skolow-Lyon, Cornell e Romhilt-Estes [8].

3.3.1 Critério Skolow-Lyon

Segundo o critério de Skolow-Lyon (CSL), enquanto a soma da amplitude da onda R da derivação V5 ou V6, com a amplitude da onda S da derivação V1 ou V2 for superior a 35mm, é associada a presença de Hipertrofia Ventricular Esquerda, tabela 3 [1].

Tabela 24 - Critério Skolow-Lyon para o diagnóstico de HVE

Componentes	Valor considerado
S = onda S entre V1 e V2	Calcular a amplitude da maior onda S em mm
R = ondas R entre V5 e V6	Calcular a amplitude da maior onda R em mm
S + R	Superior a 35 mm, satisfaz o critério

3.3.2 Critério Cornell

Segundo o critério de Cornell (CC), o aumento da amplitude da onda S na derivação V3 somado com a amplitude da onda R na derivação aVL associa-se a presença de Hipertrofia Ventricular Esquerda para resultados superiores a 28mm para elementos do género masculino e superiores a 20mm para elementos do género feminino, tabela 4 [1].

Tabela 25 - Critério Cornell para o diagnóstico de HVE

Componentes	Valor considerado
S = onda S em V3	Calcular a amplitude em mm
R = onda R em aVL	Calcular a amplitude em mm
S + R	Superior a 28 mm, satisfaz o critério para homens Superior a 20 mm, atisfaz o critério para mulheres

3.3.3 Critério Romhilt-Estes

Para o critério de Romhilt-Estes, em comparação aos critérios anteriores este usa um sistema de pontos, constituído por vários fatores com diferentes pontuações como mostra a tabela 5 [1].

Tabela 26 - Critério Romhilt-Estes para o diagnóstico de HVE

Componentes	Valor considerado
Altura da onda R ou S nas derivações periféricas \geq 20mm Ou Profundidade da onda S em V1 ou V2 \geq 30mm Ou Onda R em V5 ou V6 \geq 30mm	3 pontos
Segmento ST e onda T (digoxina = segmento ST negativo e onda T bifásica, PR prolongado)	Com digoxina = 3 pontos Sem digoxina = 1 ponto
Eixo elétrico com desvio para a esquerda (-30°)	2 pontos
Duração complexo QRS \geq 90ms	1 ponto
Índice de Morris em V1 (Amplitude da onda P negativa \geq 1mm e duração \geq 40ms)	1 ponto
Deflexão intrínseca em V5 ou V6 $>$ 50ms	1 ponto
Somatório de pontos dos valores considerados	5 ou mais pontos satisfaz o critério 4 pontos satisfaz o critério como provável HVE < 4 não se verifica HVE

3.3.4 Outros critérios relevantes

Associadamente, podem verificar-se anomalias do segmento ST e da onda T, resultantes do atraso na repolarização ventricular pelo aumento da espessura das paredes do ventrículo esquerdo. Por outro lado, podem verificar-se alterações electrocardiográficas relacionadas com o aumento do tamanho da aurícula esquerda que suporta os efeitos de sobrecarga resultante da anomalia no ventrículo. Estas anomalias podem estar associadas à presença de Hipertrofia Ventricular Esquerda, sendo importante realçar os seguintes aspetos segundo Philip Podrid [8]:

- Segmento ST e onda T invertida: A presença de ondas T invertidas e segmentos ST negativos, representam anomalias na repolarização, sendo mais comuns nas derivações D1, aVL e entre V4 e V6
- Ondas Q patológicas: As onda Q designam-se de patológicas quando estas ultrapassam os 5 milissegundos e possuem uma amplitude que equivale a mais de 25% da amplitude da onda R.
- Sobrecarga AE: Esta alteração do sinal ocorre na presença de uma onda P com duração superior a 120 milissegundos na derivação D2.
- Elevação do ponto J: A elevação do ponto J ocorre maioritariamente entre as derivações V4 e V6 correspondendo a voltagem do complexo QRS altas.
- Desvio do eixo Elétrico: O eixo elétrico é a direção principal do estímulo elétrico através dos ventrículos onde a Hipertrofia Ventricular Esquerda está associada a casos onde está presente um desvio à esquerda entre 0° e -30° , complexo QRS positivo nas derivações D1 e D2 e complexo QRS negativo na derivação aVF.

Capítulo 4

Exemplos de projetos de análise ECG

Os Sistemas de informação para cardiologia são aplicações de gerenciamento de biosinais e de imagens com informações cardíacas para fornecer aos profissionais de saúde um acesso adequado a registros detalhados de utentes cardíacos em todo o processo de atendimento cardiovascular. Na parte administrativa dos hospitais, clínicas ou centros de saúde, estes sistemas também proporcionam a administradores e gestores de departamentos, informações operacionais detalhadas, resultados e relatórios de produtividade. São sistemas que incluem vários módulos clínicos detalhados com capacidade de capturar dados durante os processos de diagnóstico e consultas de acompanhamento, juntando ligações a interfaces de outros sistemas como o *Health Information System* (HIS) e o *Electronic Medical Record* (EMR). Este sistema tem como objetivos melhorar a qualidade dos cuidados prestados, aumentar a produtividade da equipa médica e redução de custos.

Ao longo deste capítulo são apresentados exemplos de sistemas de informação hospitalares e remotos relacionados com o processamento de sinais ECG, procurando representar as atuais soluções existentes nos dois cenários distintos como a utilização e características de sistemas de informação usados em ambientes hospitalares, utilização e características de sistemas de informação com dispositivos associados para monitoramento cardíaco diário em utentes comuns e para monitoramento de atletas na prática de atividade desportiva. Os exemplos dos sistemas representados ao longo deste capítulo são indicativos do que existe no geral.

4.1 Sistemas hospitalares

Os sistemas de informação (SI) na área de cardiologia são soluções versáteis que integram vários módulos como a análise de sinais ECG. Estes sistemas possuem uma base de dados de utentes, com procedimentos comuns como a criação de novos utentes ou criação e de funções avançadas como back-up de dados e exportação para vários formatos. Pela sua utilização ser em clínicas grandes e hospitais, estes exigem uma solução para a gestão de dados dos exames dos utentes rápida e eficaz, transmitir dados para sistemas de informação e arquivo hospitalares implementando vários protocolos de comunicação como Health Level Seven (HL7) e *Digital Imaging and Communication in Medicine* (DICOM).

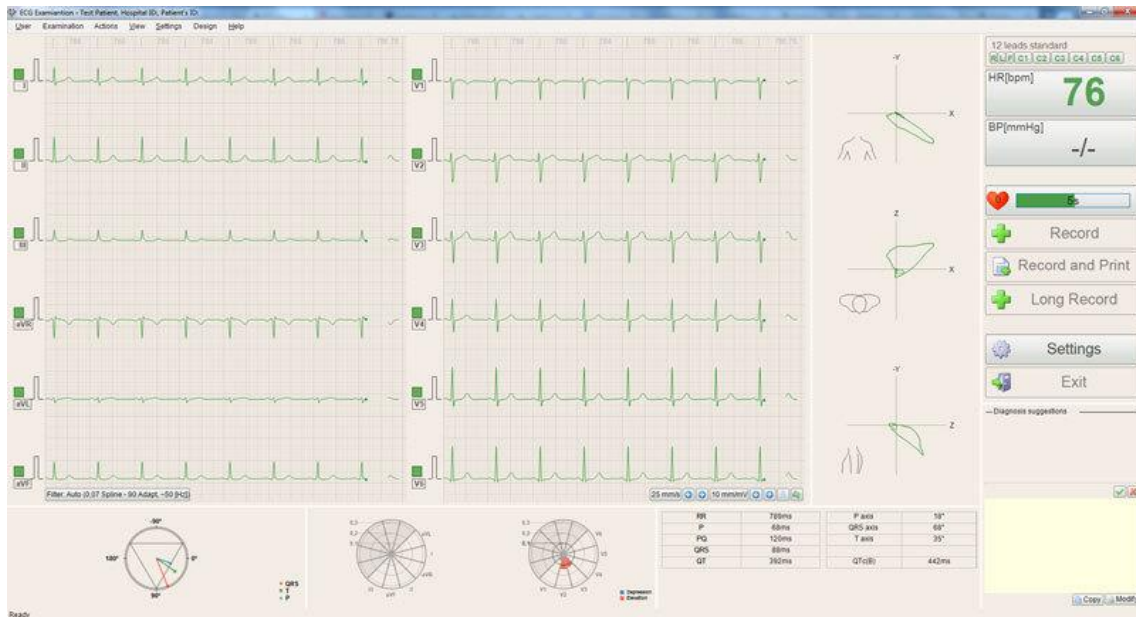


Figura 9 - Sistema de Informação para Cardiologia BTL CardioPoint. Fonte: BTL

Um ecrã do sistema da empresa BTL representado na figura 7, permite o registo de ECG, partilhá-los com outros computadores na rede e exportá-los para outros sistemas médicos. É composto por vários módulos com tarefas distintas como mapas ST onde são exibidos desvios do segmento ST no plano horizontal e vertical, reconhecendo assim patologias associadas aos desvios do segmento ST de forma rápida e fácil. Na Figura 8 está representado um caso onde não existe desvio do segmento ST enquanto a Figura 9, representa a deteção de uma depressão ST na derivação D2, aVF e D3 inferior a 0,2mV de amplitude e superior a 0,3mv em V5 e V6, com o preenchimento a azul onde, no caso de haver elevação deste segmento, este seria representado pela cor vermelha.



Figura 10- ST sem desvio. Fonte: BTL CardioPoint – ST Maps

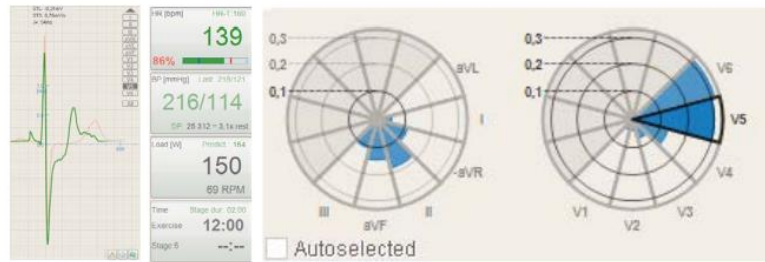


Figura 11- Segmentos ST com depressão. Fonte: BTL CardioPoint – ST Maps

Outro módulo presente é o módulo QT onde é avaliado o síndrome do QT longo, estando este associado à morte súbita. Este módulo usa o método tangente [17] calculando a medição QT com frequências cardíacas altas, quando não existe um claro retorno à linha isoeletrica ou a existencia de uma onda T com dois picos como ilustra a Figura 12. Este método consiste na criação de um tangente à parte mais íngreme da onda T, sendo o intervalo QT calculado com o momento em que a tangente encontra a linha isoeletrica, Figura 13.

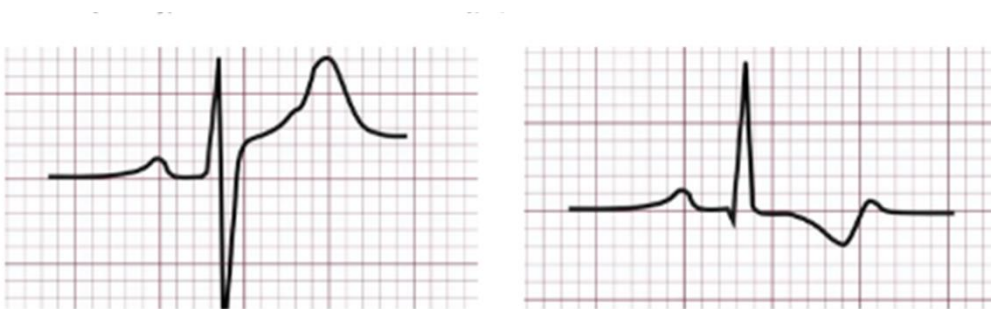


Figura 12 - Exemplo de duas onda T com diferentes morfologia

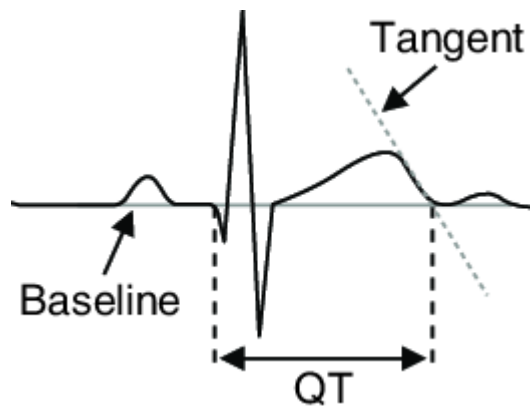


Figura 13 - Método tangente para calculo de QT

Na apresentação de resultados através de relatório gerado pelo sistema, é disponibilizada a representação gráfica dos biosinais, varias medições como frequência cardica, duração do complexo QRS, QT, PQ e resultados por extenso como alterações no segmento ST e presença de arritmias, Figura 13.

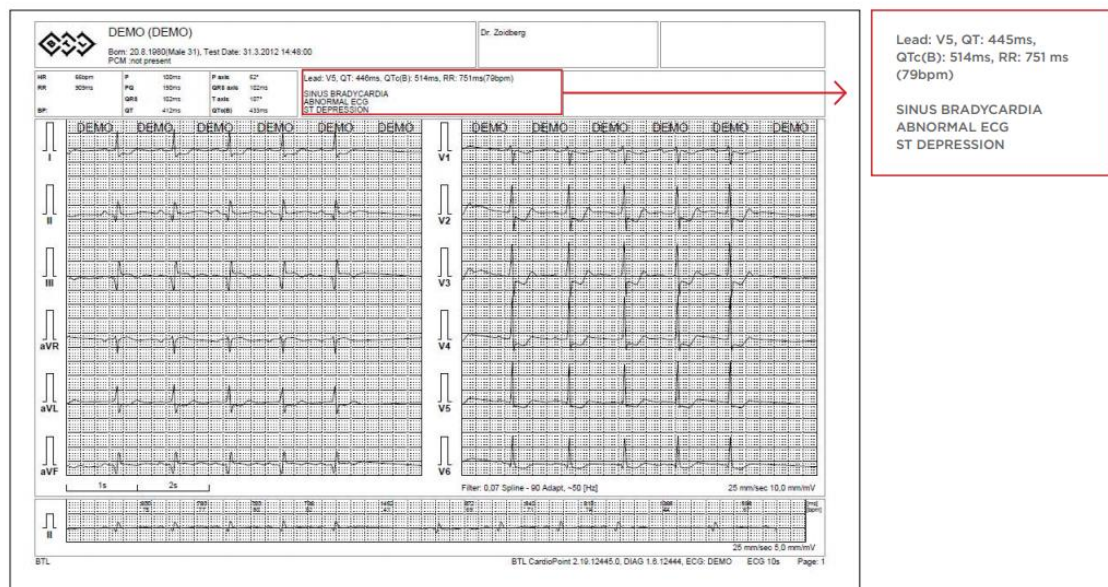


Figura 14– Relatório gerado pelo sistema BTL CardioPoint. Fonte: BTL CardioPoint

Estes sistemas integram também módulos de prevenção de morte súbita, auxiliando na prevenção de morte súbita cardíaca incluindo o diagnóstico de diagnóstico de HVE, procurando serem de fácil e rápida interpretação, possibilitando a seleção de determinada derivação, apresentando-a em detalhe para uma avaliação interativa dos limites da normalidade, tornando fácil e rápida verificar a patologia, através de uma interpretação automatizada altamente sensível com a verificação automática de 90 medições ao ECG, capaz de medir qualquer complexo P-QRS-T selecionado diretamente.

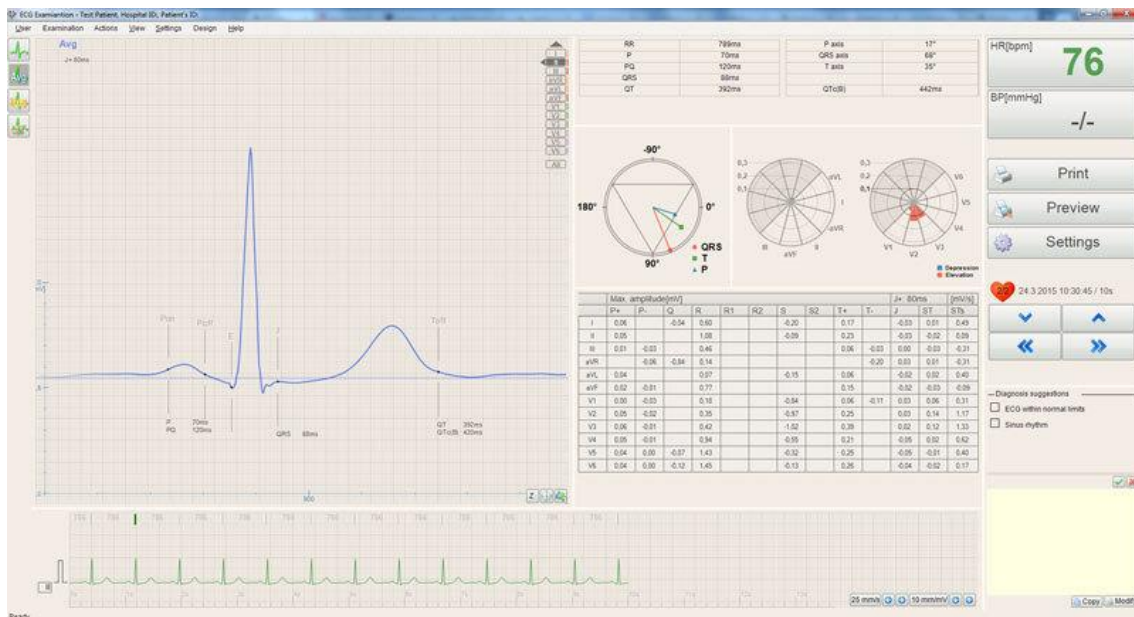


Figura 15– Exemplo de análise à derivação D2. Fonte: BTL CardioPoint – ST Maps

4.2 Sistemas portáteis

A detecção de problemas cardíacos que geralmente ocorrem de forma inesperada, são eventos raros e não são possíveis de detetar num ECG que tem duração de segundos, para estes casos recorre-se ao uso de um registador portátil de ECG. A pensar nestes casos existem dispositivos Holter, sendo estes pequenos, alimentados a baterias que gravam permanentemente o sinal ECG, para ser posteriormente processado analisando a velocidade, frequências cardíacas e procurando alterações que possam indicar problemas cardíacos.

Em atletas é obrigatório, durante pré-época a realização de um exame médico-desportivo que inclui um eletrocardiograma porem, durante a prática desportiva é comum principalmente na alta competição a monitorização do sistema cardiovascular, onde o diagnóstico de Hipertrofia Ventricular Esquerda é por vezes desafiante e uma das alterações mais frequentes do coração de atleta, o que requer uma avaliação multiparamétrica, incluindo vários exames complementares de diagnóstico [7].

A pensar nestes casos, onde não é pratico andar com um dispositivo mesmo por mais pequenos que sejam, existem dispositivos como cintas cardíacas adaptadas para a monitorização do sistema cardiovascular. A captura e processamento dos sinais gerados, é realizado através de sistemas desenvolvidos para esse fim, como é o caso do dispositivo médico VitalJacket e VJ Holter Reader da empresa portuguesa Biodevices S.A.

VitalJacket é um dispositivo eletrónico que permite a monitorização de sinal ECG e da frequência cárdica através de elétrodos inseridos numa t-shirt, armazenando-os num cartão SD para serem processados pelo VJ Desktop Reader.



Figura 16– Exemplo de utilização do VJ Desktop Reader. Fonte: VitalJacket Catálogo

Este sistema analisa automaticamente o sinal ECG identificando e separando os complexos QRS por classe e morfologia, representando resultados através de vários formatos como listas, tabelas e histogramas para uma rápida visualização dos eventos mais relevantes. Permite a emissão de relatórios, análise de arritmias e possui base de dados de utentes.

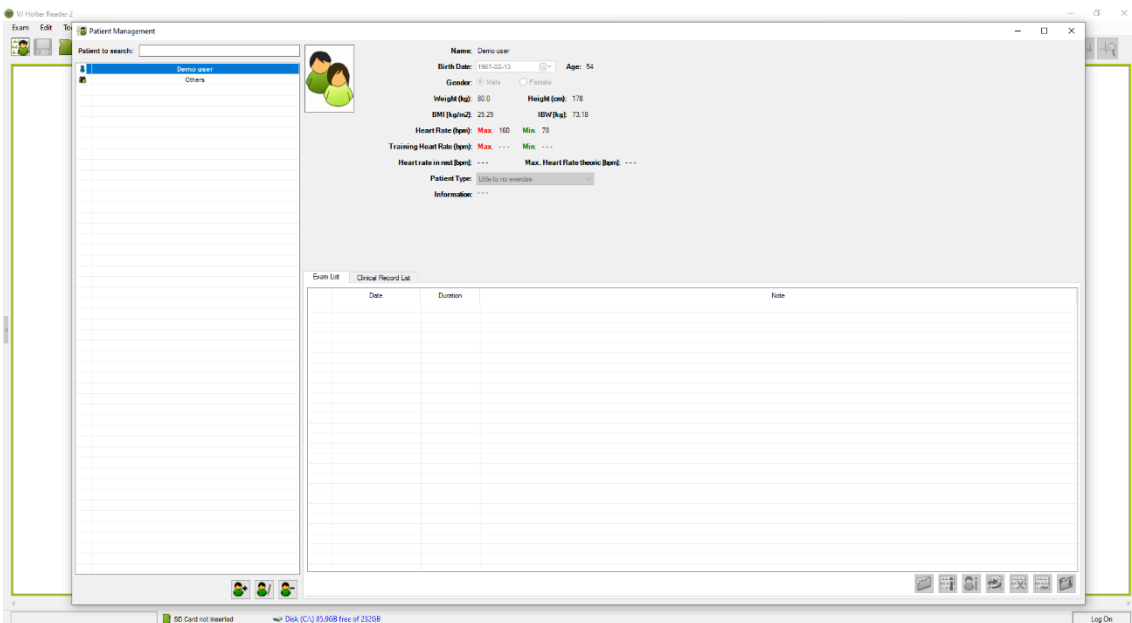


Figura 17– Exemplo da Base de dados de utentes

Relativamente ao diagnóstico de HVE, estes sistemas não estão desenvolvidos para o diagnóstico desta alteração cardíaca e não são tão completos como os sistemas hospitalares, mas apresentam valores para a frequência cardíaca, duração e amplitudes do complexo QRS, depressão ou elevação do segmento ST, identificação de arritmias ventriculares, sendo necessário sempre uma análise por parte do profissional de saúde e a realização de mais exames complementares como ecocardiogramas ou ressonâncias magnéticas cardíacas.

4.3 Protocolos de comunicação

No desenvolvimento de qualquer sistema de informação na área da saúde é fundamental que estes comuniquem em segurança com outros sistemas da área, com os dados certos quando e onde precisarem, seguindo padrões que capacitem a interoperabilidade global de dados de saúde. Para cumprir com estes requisitos existem vários protocolos de comunicação a serem implementados garantindo a interoperabilidade pretendida.

HL7: O protocolo *Health Level Seven -international*, representa uma organização sem fins lucrativos de desenvolvimento de *frameworks*, dedicada a fornecer uma estrutura abrangente e padrões relacionados com a partilha e recuperação de informações eletrónicas na área da saúde apoiando a prática clínica, gestão, prestação e avaliação de serviços nesta área, capacitando a interoperabilidade de dados de saúde [9].

DICOM: O protocolo *Digital Imaging and Communication in Medicine*, é um conjunto de normas focado na troca e armazenamento seguro de imagens radiológicas, tendo como objetivo facilitar a interpretação das informações provenientes da digitalização dos exames médicos onde a falta de legibilidade ou de nitidez numa imagem, prejudicam a avaliação dos exames e dos seus resultados. Com a criação deste protocolo pretende-se uma adoção de um padrão único para troca de informações, possibilitando o acesso a resultados dos exames a partir de outros dispositivos e sistemas digitais, facilidade na circulação das informações como na comunicação entre profissionais de saúde e garantia de envio das imagens com qualidade e segurança [10].

GDT: *Guideline Development Tool* não é considerado um protocolo, mas sim uma ferramenta de desenvolvimento de sistemas clínicos que visa oferecer suporte para processos de tomada de decisões e desenvolvimento de soluções para os profissionais de prestação de cuidados de saúde. A aplicação desta ferramenta inclui a formulação de questões, gerar e priorizar resultados, oferecer suporte para trabalho em equipa e gestão de potenciais conflitos de interesse que possam surgir [11].

Capítulo 5

Metodologia para diagnóstico HVE

Neste capítulo é descrito como as ondas do Eletrocardiograma (ECG) são detetadas e os valores da amplitude e da duração de cada uma nas 12 derivações, sendo antes descrito os dados usados para a validação dos métodos desenvolvidos e a filtragem usada na detecção de alguns destes valores.

A detecção de ondas consiste no reconhecimento de um padrão de onda típicas existentes num ECG, sendo esta uma tarefa difícil, que depende de diversos fatores como o uso de uma boa filtragem, eliminando o ruído no sinal captado pelo software, a colocação correta dos elétrodos, um comportamento correto por parte do utente ou de anomalias que alterem o padrão das ondas do ECG.

Pelas diferenças de cada onda, os métodos desenvolvidos consistem em detetar cada onda separadamente, aumentando o número de algoritmos a desenvolver, mas com a vantagem de os tornar mais simples, facilitando a sua análise para possíveis erros que possam surgir ou melhorias a implementar, tornando-os mais rápidos no processamento. O objetivo é estes métodos serem robustos, capazes de detetar todas as ondas, obter todas as suas características com o maior rigor possível, tendo como base a leitura de biosinais de um ECG.

5.1 Amostragem

Os dados usados são compostos por 1 ECG por utente, contendo a média de cada uma das 12 derivações com 600 pontos, que correspondem a 1,2 seg., temos assim um fator multiplicativo 0.002 para converter os pontos do sinal em segundos, cada ponto do sinal corresponde a 0.002 segundos.

$$duraECG = (X * 0.002) * 1000 \quad (1)$$

Onde *duraECG* corresponde aos 1,2 seg. caso *X* inclua o conjunto total dos 600 pontos numa derivação.

Estes dados foram fornecidos como folhas de cálculo do Microsoft Excel permitindo a sua análise através da ferramenta matemática *Matlab*.

Na Figura 18 temos a ilustração dos componentes de um ECG e a duração típica para cada um enquanto na Figura 19, é representada a segmentação aplicada a cada análise.

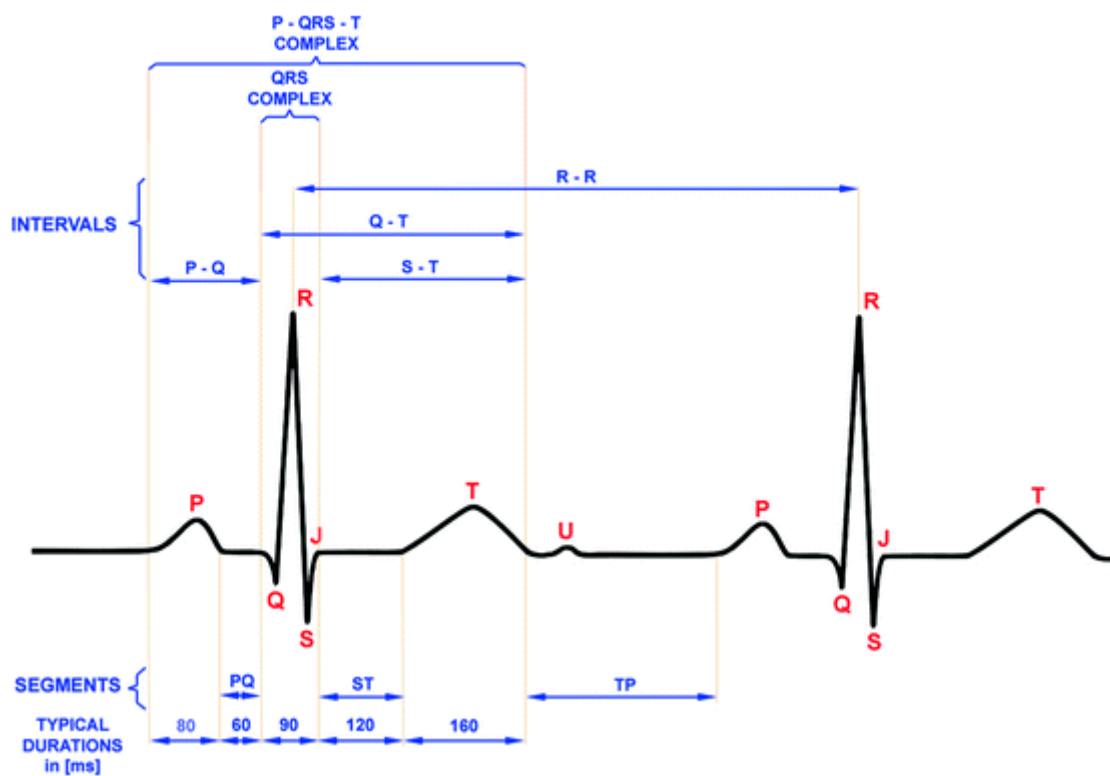


Figura 18 - Componentes típicos do ECG e duração [12]

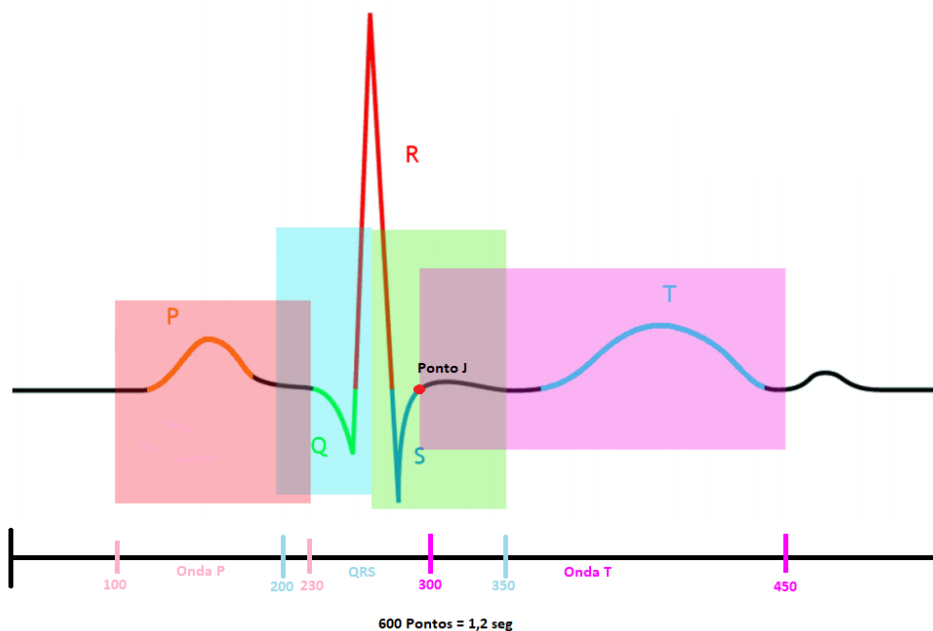


Figura 19 - Segmentação do sinal ECG completo

Esta segmentação baseia-se nos valores dos componentes da Figura 18 e aplicando a equação (1), converte-se os valores da duração de cada componente para a quantidade de pontos para esse respectivo componente. Para se perceber o conjunto de dados ECG disponíveis e por se tratar de médias, analisou-se um conjunto de ECG da amostra em simultâneo de modo a perceber as características dos sinais disponibilizados, ilustrados na Figura 20. Como é possível observar todos os ECG apresentam semelhanças, por exemplo onda P a ocorrer entre os pontos 100 e 200 da amostra, o complexo QRS ocorre entre os pontos 200 e 300 da amostra enquanto a onda T ocorre entre os pontos 300 e 400. A partir desta análise e dos valores típicos de cada componente ilustrados na Figura 18, define-se a segmentação ilustrada na Figura 19. É fundamental que ao realizar a segmentação esta inclua toda a informação e dados pretendidos, como ponto inicial e ponto final assim, considerando mais pontos de amostragem à esquerda e a direita para cada componente, garante-se que possíveis alterações no sinal que ocorram através de arritmias, estas não afetam na deteção dos dados e cálculos pretendidos.

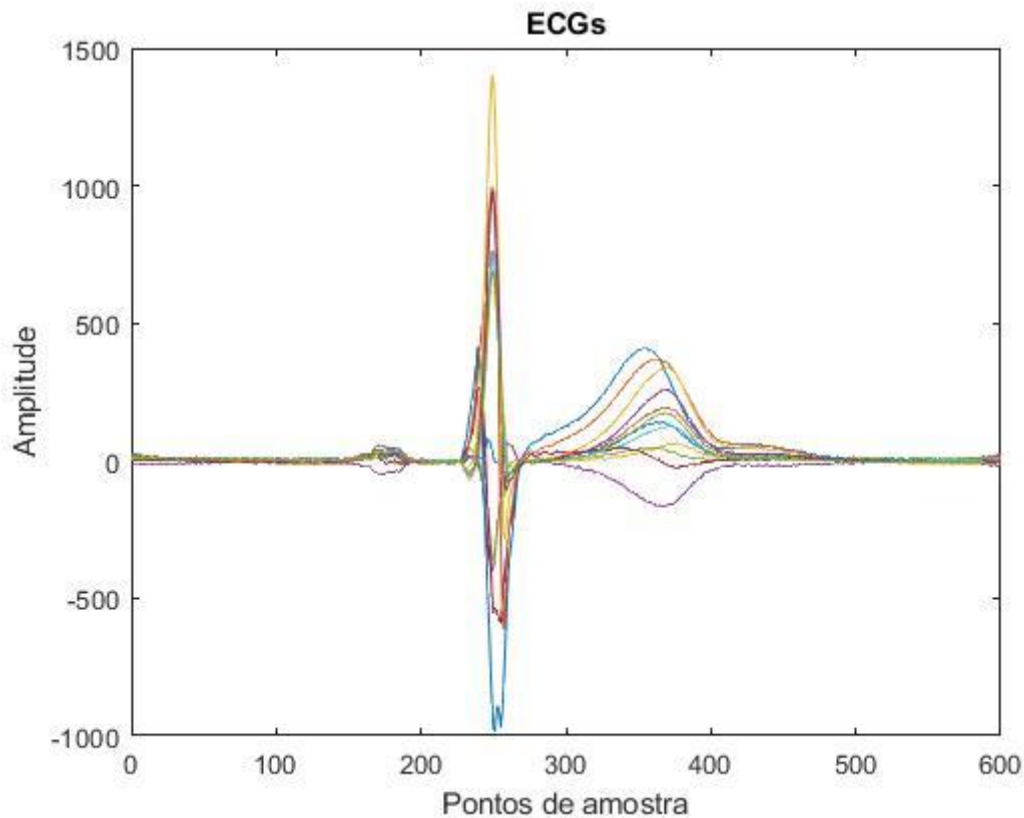


Figura 20 - Conjunto de ECGs da amostragem

5.2 Filtragem

No processamento de sinal biomédico como os eletrocardiogramas, a diferenciação numérica é importante para a extração de informações sobre transições rápidas contidas no sinal que por sua vez é uma operação instável e arriscada devendo ser realizada com cuidado de modo a não amplificar muito o ruído ou até distorcer em demasia o sinal a analisar. [14]

Os filtros de Savitzky-Golay (SG) são utilizados para suavização e filtragem de dados apresentando baixo custo computacional. Estes filtros correspondem a filtros *Finite Impulse Response* (FIR) representando uma resposta impulsional finita que corresponde a sistemas não-recursivos onde uma resposta Y_n pode ser calculada exclusivamente a partir de uma entrada X_n , apresentando varias vantagens como estabilidade, fase linear, implementação eficiente em *hardware*, ao contrário dos filtros *Infinite Impulse Response* (IIR) estes apresentam respostas impulsionais de comprimento infinito, implementando um sistema recursivo ou seja uma resposta Y_{n+1} depende de respostas anteriores Y_n [13].

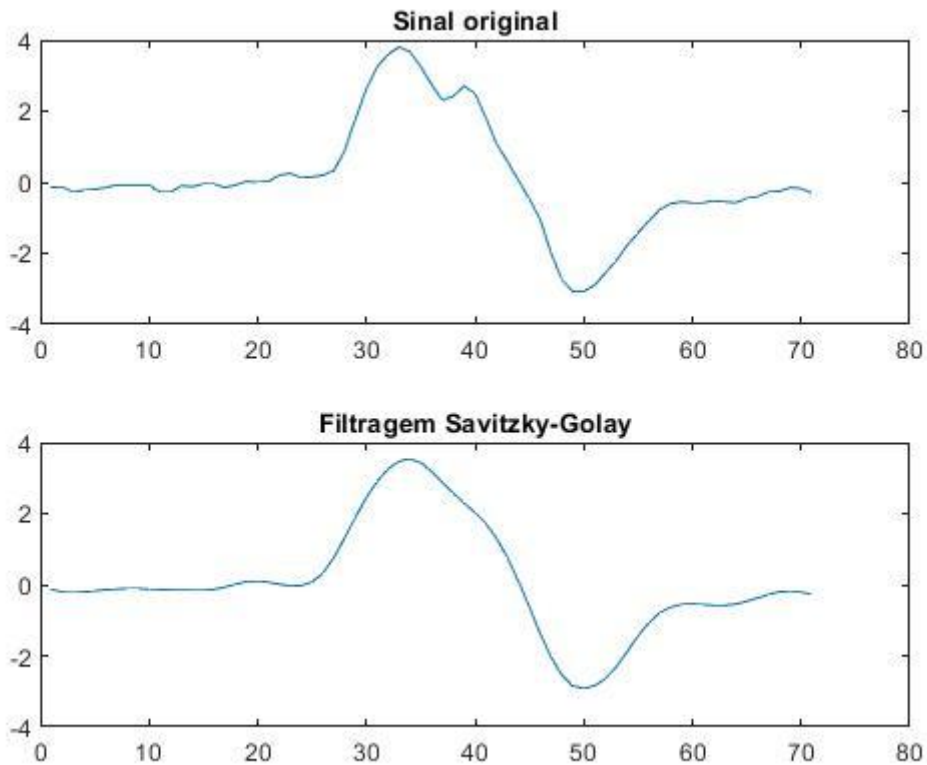


Figura 21 - Exemplo de sinal original e a respectiva filtragem SG

A suavização do sinal é construída reduzindo a presença de ruído tentando manter a forma do sinal o mais próxima possível do original. Este processo de filtragem passa pela atribuição de parâmetros como o conjuntos de pontos a considerar e do grau de polinômio. obedecendo à seguinte relação: Quanto maior for o o conjuntos de pontos e menor o grau do polinômio, o sinal de saída obtido apresenta maior distorção; quanto menor for o o conjuntos de pontos e maior o grau do polinômio, o sinal de saída será apresentado com mais ruído, com o grau do polinômio sempre maior que o conjuntos de pontos considerados [14].

As escolhas dos parâmetros anteriores influenciam o desempenho do filtro, devendo-se aplicar valores que permitam uma suavização coerente garantindo a permanência de informações importantes no sinal como amplitude e pontos onde ocorrem o início e fim de ondas ou segmentos.

5.3 Complexo QRS

De um ECG com 600 pontos, para ser detetado o complexo QRS segmenta-se o sinal entre os pontos 200 e 350 em todas as derivações, tornando mais simples a análise e obtenção das características deste componente. Como ilustrado na Figura 18, o complexo QRS tem uma duração típica de 90ms, aplicando a equação (1) corresponde a 45 pontos de amostragem, assim o intervalo de pontos entre 200 e 350 garante a presença deste componente e do seu instante inicial e final. O método usado passa por começar por detetar a onda R, segmentando novamente o sinal de modo a detetar a onda Q e onda S. Com as onda detetadas são determinados os pontos inicial e final do complexo QRS e a existência de possíveis ondas como a onda R' e a onda S' .

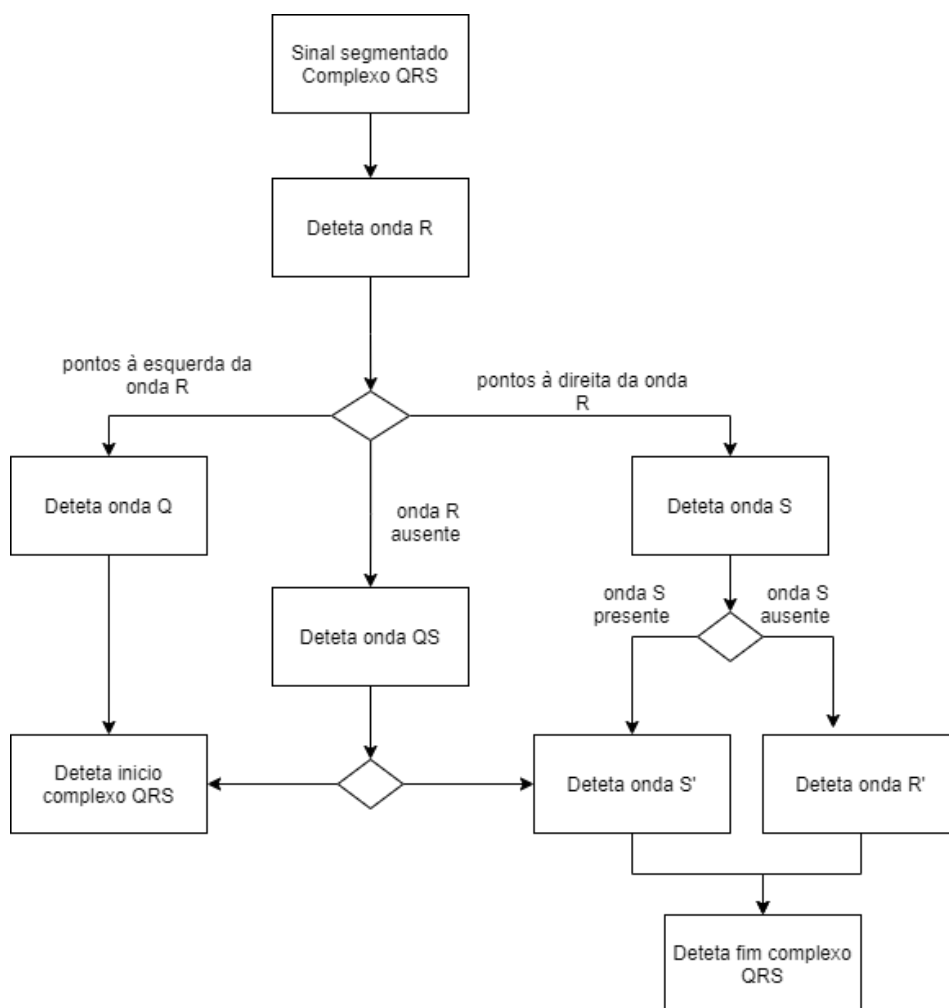


Figura 22 - Método para obter o complexo QRS

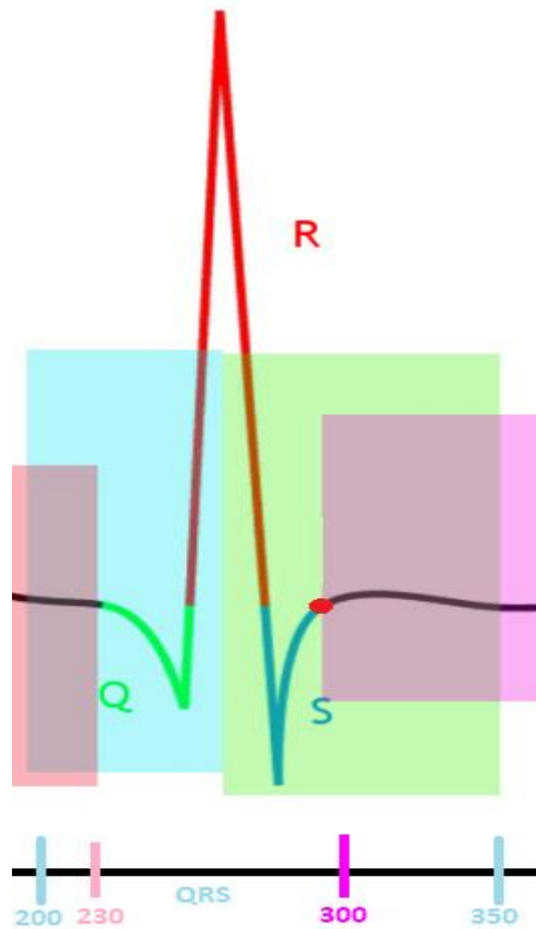


Figura 23 - Segmentação para o complexo QRS

5.3.1 Onda R

A onda mais fácil de detetar é a onda R, por norma é a onda com maior amplitude, à exceção na derivação aVR onde é normal não estar presente ou ter uma amplitude bastante pequena.

A onda mais fácil de detetar é a onda R, por norma é a onda com maior amplitude, à exceção na derivação aVR onde é normal não estar presente ou ter uma amplitude bastante pequena. Com a onda R detetada, consegue-se detetar o complexo QRS com mais facilidade, a onda Q que precede a onda R é obtida recuando nos pontos do eixo das abcissas até atingir o valor mínimo no eixo das ordenadas, a onda S é obtida avançando no eixo dos abcissas até atingir o valor mínimo no eixo das ordenadas, caso estas ondas estejam presentes.

Com a segmentação do sinal, para determinar a amplitude R obtemos um conjunto de valores definido por n que corresponde ao número de valores segmentados:

$$n = 350 - 200 = 150 \quad (2)$$

Em cada ponto n do ECG existe um valor que corresponde a uma amplitude (Amp) do sinal, onde para determinar o valor da amplitude R ($AmpR$) e a sua posição n_{AmpR} no eixo das abcissas, calculamos o valor máximo de todas as amplitudes nos 150 pontos do sinal segmentado para o complexo QRS:

$$Amp = u[n] \quad (3)$$

$$AmpR = \max_n(Amp) \quad (4)$$

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos 12 amplitudes da onda R como consta a tabela 27, sendo associado a cada uma um ponto n_{AmpR} correspondente à sua posição no sinal.

Tabela 27 - Amplitude R das 12 derivações

Amplitude R	Designação
$AmpR_{D1}$	Amplitude R na derivação D1
$AmpR_{D2}$	Amplitude R na derivação D2
$AmpR_{D3}$	Amplitude R na derivação D3
$AmpR_{aVL}$	Amplitude R na derivação aVL
$AmpR_{aVF}$	Amplitude R na derivação aVF
$AmpR_{aVR}$	Amplitude R na derivação aVR
$AmpR_{V1}$	Amplitude R na derivação V1
$AmpR_{V2}$	Amplitude R na derivação V2
$AmpR_{V3}$	Amplitude R na derivação V3
$AmpR_{V4}$	Amplitude R na derivação V4
$AmpR_{V5}$	Amplitude R na derivação V5
$AmpR_{V6}$	Amplitude R na derivação V6

5.3.2 Onda Q

Para a detecção da onda Q, determinamos o mínimo antes do ponto onde ocorre o máximo da onda R. Para determinar este mínimo segmenta-se os valores desde o início do conjunto definido inicialmente para o complexo QRS, posição da abcissa 200 até ao ponto da abcissa onde ocorre o máximo da onda R, obtendo-se um novo conjunto de pontos (n_{qr}) onde será detetado o mínimo que corresponde à amplitude da onda Q ($AmpQ$) e o respetivo ponto onde esta ocorre (n_{AmpQ}).

$$n_{QR} = n_{AmpR} - 200 \quad (5)$$

$$Amp = u[n_{QR}] \quad (6)$$

$$AmpQ = \min_{n_{QR}}(Amp) \quad (7)$$

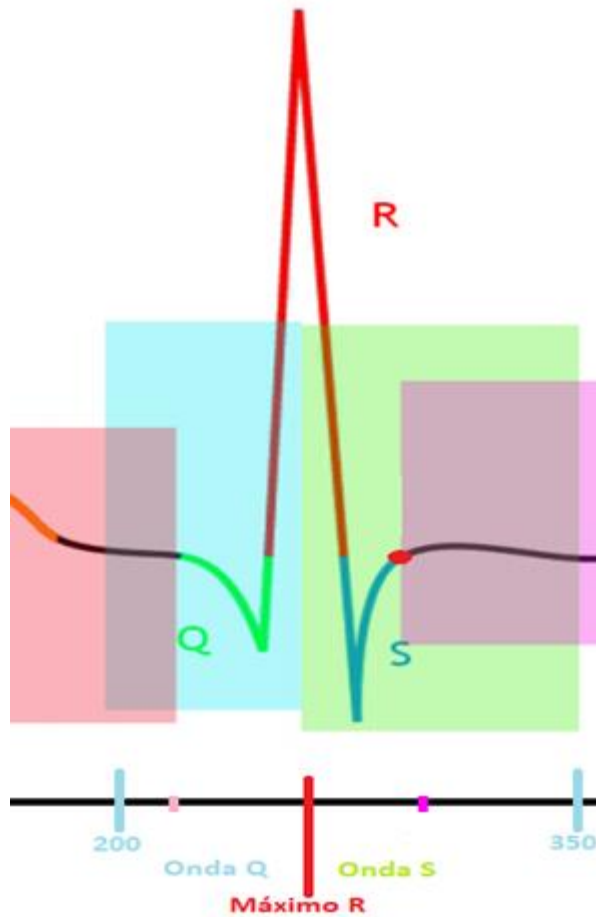


Figura 24 - Segmentação do sinal para o complexo QRS após onda R detetada

Através da derivada é determinado o início da onda Q, para isso é necessário recuar nos pontos, eixo das ordenadas, até se obter uma derivada próxima de zero, obtendo o respectivo ponto (n_{QRSini}):

$$d(u[n_{QR}]) \cong 0 \text{ com } n_{QR} = n_{QRSini} \quad (8)$$

O ponto final da onda Q, corresponde ao início da onda R. Neste caso, determina-se o ponto entre a amplitude da onda Q e a amplitude da onda R onde o sinal cruza a linha isoeletrica correspondendo ao valor do eixo das ordenadas igual a zero, obtendo o respectivo ponto (*ondaQfim*):

$$u[n_{QR}] = 0 \text{ com } n_{QR} = \textit{ondaQfim} \quad (9)$$

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos 12 amplitudes da onda Q como consta a tabela 28:

Tabela 28 - Amplitude Q das 12 derivações

Amplitude Q	Designação
$AmpQ_{D1}$	Amplitude Q na derivação D1
$AmpQ_{D2}$	Amplitude Q na derivação D2
$AmpQ_{D3}$	Amplitude Q na derivação D3
$AmpQ_{aVL}$	Amplitude Q na derivação aVL
$AmpQ_{aVF}$	Amplitude Q na derivação aVF
$AmpQ_{aVR}$	Amplitude Q na derivação aVR
$AmpQ_{V1}$	Amplitude Q na derivação V1
$AmpQ_{V2}$	Amplitude Q na derivação V2
$AmpQ_{v3}$	Amplitude Q na derivação V3
$AmpQ_{v4}$	Amplitude Q na derivação V4
$AmpQ_{v5}$	Amplitude Q na derivação V5
$AmpQ_{V6}$	Amplitude Q na derivação V6

5.3.3 Onda S

Para a deteção da onda S, este será idêntico ao método da onda Q, mas em vez de determinarmos o mínimo antes do ponto onde ocorre o máximo da onda R, será determinado o mínimo após o ponto onde ocorre o máximo da onda R. Para determinar este mínimo segmenta-se os valores desde o ponto da abscissa onde ocorre o máximo da onda R mais os restantes pontos considerados para o cálculo do complexo QRS, ontem-do entre estes pontos o mínimo que corresponde à amplitude da onda S ($AmpS$) e o respetivo ponto onde esta ocorre (n_{AmpS})

$$n_{RS} = 350 - n_{ampR} \quad (10)$$

$$Amp = u[n_{RS}] \quad (11)$$

$$AmpS = \min_{n_{RS}}(Amp) \quad (12)$$

Através da derivada é determinado o fim da onda S, para isso é necessário avançar partindo do ponto onde ocorre o máximo da onda R, no eixo das ordenadas até se obter uma derivada próxima de zero.

$$d(u[n_{RS}]) \cong 0 \quad (13)$$

O ponto inicial da onda S, corresponde ao final da onda R. Neste caso, determina-se o ponto entre o máximo da onda R e o mínimo da onda S, onde o sinal cruza a linha isoeletrica correspondendo ao valor do eixo das ordenadas igual a zero.

$$u[n_{RS}] = 0 \quad (14)$$

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos 12 amplitudes da onda S como consta a tabela 29:

Tabela 29 - - Amplitude S das 12 derivações

Amplitude S	Designação
$AmpS_{D1}$	Amplitude S na derivação D1
$AmpS_{D2}$	Amplitude S na derivação D2
$AmpS_{D3}$	Amplitude S na derivação D3
$AmpS_{aVL}$	Amplitude S na derivação aVL
$AmpS_{aVF}$	Amplitude S na derivação aVF
$AmpS_{aVR}$	Amplitude S na derivação aVR
$AmpS_{V1}$	Amplitude S na derivação V1
$AmpS_{V2}$	Amplitude S na derivação V2
$AmpS_{v3}$	Amplitude S na derivação V3
$AmpS_{v4}$	Amplitude S na derivação V4
$AmpS_{v5}$	Amplitude S na derivação V5
$AmpS_{V6}$	Amplitude S na derivação V6

5.3.4 Ponto J

O ponto J corresponde ao final do complexo QRS sendo obtido com o cálculo para o fim da onda S.

$$uptJ = u[n_{QRS_fim}] \quad (15)$$

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos 12 pontos J como consta a tabela 30:

Tabela 30 - Ponto J das 12 derivações

Ponto J	Designação
ptJ_{D1}	Ponto J na derivação D1
ptJ_{D2}	Ponto J na derivação D2
ptJ_{D3}	Ponto J na derivação D3
ptJ_{aVL}	Ponto J na derivação aVL
ptJ_{aVF}	Ponto J na derivação aVF
ptJ_{aVR}	Ponto J na derivação aVR
ptJ_{V1}	Ponto J na derivação V1
ptJ_{V2}	Ponto J na derivação V2
ptJ_{V3}	Ponto J na derivação V3
ptJ_{V4}	Ponto J na derivação V4
ptJ_{V5}	Ponto J na derivação V5
ptJ_{V6}	Ponto J na derivação V6

No cálculo do complexo QRS nem sempre este é composto pelas três ondas, é importante nestes casos que o algoritmo detete a ausência de uma onda ou a existência de uma ou mais ondas como a onda R' e a onda S' sem influenciar a correta detecção das ondas já detetadas.

Para garantir um algoritmo robusto capaz de detetar todas as ondas corretamente são definidas várias condições obrigatórias:

Existindo uma onda Q e uma onda R a onda Q precede à onda R.

$$n_{AmpQ} < n_{AmpR} \quad (16)$$

Existindo uma onda R e uma onda S a onda R precede à onda S.

$$n_{AmpR} < n_{AmpS} \quad (17)$$

O ponto inicial do complexo QRS precede sempre a uma onda Q ou onda R caso não exista onda Q.

$$n_{QRS_ini} < n_{AmpQ} \vee n_{QRS_ini} < n_{AmpR} \text{ sendo } n_{AmpQ} = \emptyset \quad (18)$$

O ponto final do complexo QRS, que corresponde ao ponto J, sucede sempre após a uma onda S ou onda R caso não exista onda S.

$$n_{QRS_fim} > n_{AmpS} \vee n_{QRS_fim} > n_{AmpR} \text{ sendo } n_{AmpS} = \emptyset \quad (19)$$

No caso das ondas R' e a onda S' estas são importantes para a correta detecção do fim do complexo QRS e do ponto J que, ao aplicar a derivada aos pontos á direita da onda S ou da onda R caso não exista uma onda S, determina-se o ponto onde o valor da derivada é aproximadamente zero. No caso de existir de uma onda R' ou S' através do cálculo da derivada, são detetadas de igual modo com um valor aproximado a zero, que entra em conflito com o ponto final do complexo QRS. Para contornar este cenário, após o cálculo da derivada para detetar o fim do complexo QRS, são contados o número de pontos onde a derivada do sinal seja aproximadamente zero, assim com mais de um ponto com valor da derivada próximo de zero significa que o ponto seguinte à última amplitude calcula não corresponde ao fim do complexo QRS, mas sim a uma onda R' ou S' .

Com os pontos inicial e final do complexo QRS é assim possível calcular a sua duração aplicando a seguinte formula:

$$duraQRS = \left((n_{QRS_fim} - n_{QRS_ini}) * 0.002 \right) * 1000 \quad (20)$$

Onde 0.002 corresponde ao fator multiplicativo para converter o sinal em segundos, cada ponto do sinal corresponde a 0.002 segundos, e 1000 para converter o resultado para milissegundos.

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos a duração do complexo QRS em cada derivação como consta a tabela 31:

Tabela 31 - Duração QRS das 12 derivações

Amplitude QRS	Designação
$duraQRS_{D1}$	Duração QRS na derivação D1
$duraQRS_{D2}$	Duração QRS na derivação D2
$duraQRS_{D3}$	Duração QRS na derivação D3
$duraQRS_{aVL}$	Duração QRS na derivação aVL
$duraQRS_{aVF}$	Duração QRS na derivação aVF
$duraQRS_{aVR}$	Duração QRS na derivação aVR
$duraQRS_{V1}$	Duração QRS na derivação V1
$duraQRS_{V2}$	Duração QRS na derivação V2
$duraQRS_{V3}$	Duração QRS na derivação V3
$duraQRS_{V4}$	Duração QRS na derivação V4
$duraQRS_{V5}$	Duração QRS na derivação V5
$duraQRS_{V6}$	Duração QRS na derivação V6

5.4 Onda P

Para ser detetada a onda P, segmenta-se o sinal conforme descrito no início do capítulo em todas as derivações. Assim a amplitude das restantes ondas não estão neste conjunto de valores, o início e o fim da onda P é possível de detetar neste conjunto de valores e que todos os valores anteriores à abcissa 100 sejam excluídos de qualquer cálculo devido a estes não corresponderem a qualquer onda ou dado útil para os métodos desenvolvidos.

A onda P, é uma onda que em muitos casos tem uma quantidade de ruído elevada, tornando assim difícil o cálculo dos valores pretendidos. Assim aplicamos a filtragem *Savitzky* descrita anteriormente, diminuindo o ruído, tornando o sinal mais suave e facilitando a deteção da amplitude, do início e do fim da onda.

Para determinar a amplitude da onda P, à semelhança da onda R, deteta-se o ponto onde ocorre o maior valor do eixo das ordenadas no conjunto de valores segmentados para a onda P, determinando assim a amplitude da onda P e o ponto onde esta ocorre no conjunto de valores.

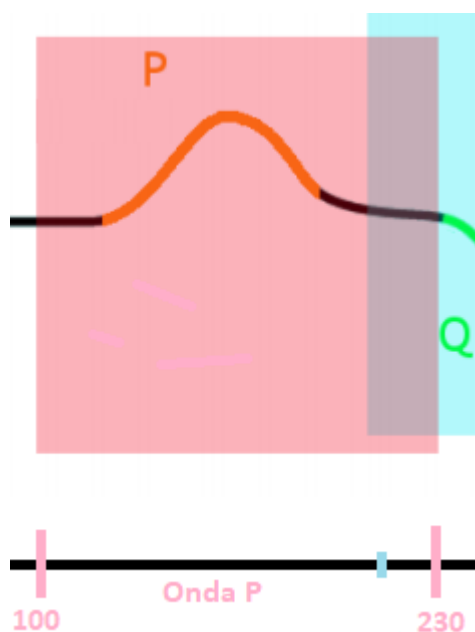


Figura 25 - Segmentação do sinal para a onda P

A onda P inicia-se quando se deteta um início de crescimento ou um crescimento mais acentuado para casos com mais ruído. Para se verificar este crescimento usa-se a derivada desde o início do sinal segmentado para esta onda até ao ponto da amplitude da onda P. Para se obter o final da onda P o método é o oposto ao anterior, usando a derivada desde o ponto da amplitude da onda P até o sinal se manter constante pela linha isoelétrica.

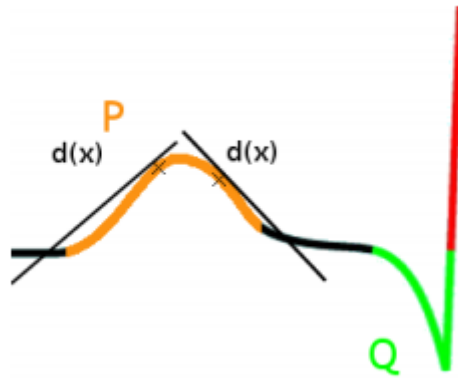


Figura 26 - Método do cálculo para os pontos do início e fim da onda P

Para a onda P na derivação precordial V1, uma onda P considerada normal não terá apenas componente positiva, mas também componente negativa que ocorre no final desta onda, Figura 25, sendo este um dado adicional no diagnóstico da sobrecarga de volume da Aurícula Esquerda e da Hipertrofia Ventricular Esquerda. Para detecção desta componente negativa o método desenvolvido para a derivação precordial V1 é idêntico ao da derivação bipolar D2. Para detecção da componente negativa em V1, e após determinado o valor da amplitude da parte positiva da onda P, inverte-se o sinal passando a existir um novo valor máximo que irá corresponder à amplitude da parte negativa, sendo esta determinada da mesma forma que a anterior, Figura 27. Para determinar o instante inicial da parte negativa, que por sua vez corresponde ao final da parte positiva da onda P, determinado o ponto das abcissas entre as duas amplitudes onde o sinal cruza o eixo das ordenadas.

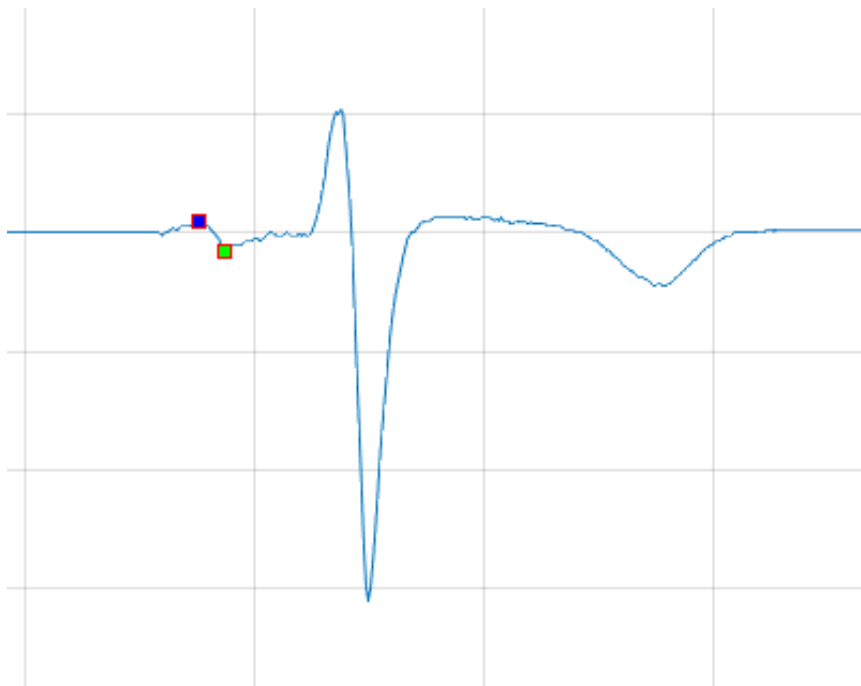


Figura 27 - Exemplo de onda P na derivação V1

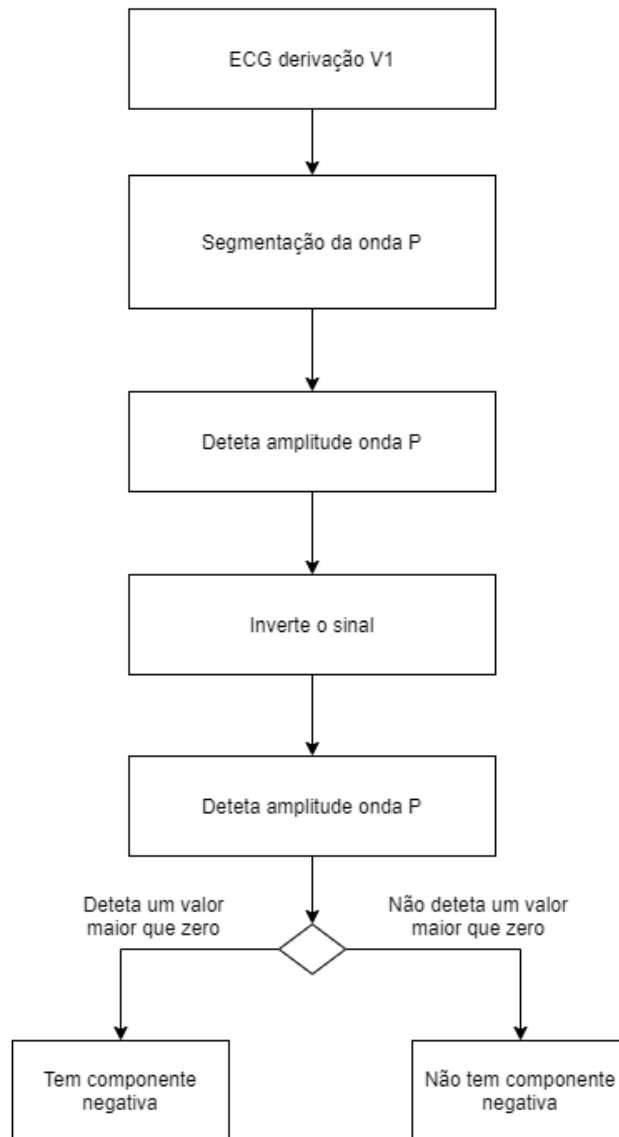


Figura 28 - Detecção da componente negativa da onda P em V1

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos 13 amplitudes da onda P como consta a tabela 32:

Tabela 32 - Amplitude P das 12 derivações

Amplitude P	Designação
$AmpP_{D1}$	Amplitude P na derivação D1
$AmpP_{D2}$	Amplitude P na derivação D2
$AmpP_{D3}$	Amplitude P na derivação D3
$AmpP_{aVL}$	Amplitude P na derivação aVL
$AmpP_{aVF}$	Amplitude P na derivação aVF
$AmpP_{aVR}$	Amplitude P na derivação aVR
$AmpP_{V1}$	Amplitude P na derivação V1
$AmpP_{neg_{V1}}$	Amplitude P da componente negativa na derivação V1
$AmpP_{V2}$	Amplitude P na derivação V2
$AmpP_{V3}$	Amplitude P na derivação V3
$AmpP_{V4}$	Amplitude P na derivação V4
$AmpP_{V5}$	Amplitude P na derivação V5
$AmpP_{V6}$	Amplitude P na derivação V6

5.5 Onda T

A deteção da onda T é semelhante à deteção da onda P, mas esta apresenta-se com amplitude e duração maior, tornando-se mais fácil de detetar.

Para ser detetada a onda T segmenta-se o sinal conforme descrito no início do capítulo em todas as derivações, garantindo assim que a amplitude das restantes ondas não estão neste conjunto de valores, o início e o fim da onda T seja possível de detetar e que todos os valores após a abcissa 450 sejam excluídos de qualquer cálculo devido a estes não corresponderem a qualquer onda ou dado útil para os métodos desenvolvidos.

Para determinar a amplitude da onda T, à semelhança da ondas anteriores, deteta-se o ponto onde ocorre o maior valor do eixo das ordenadas no conjunto de valores segmentados para a onda T, determinando assim a amplitude da onda T e o ponto onde esta ocorre no conjunto de valores.

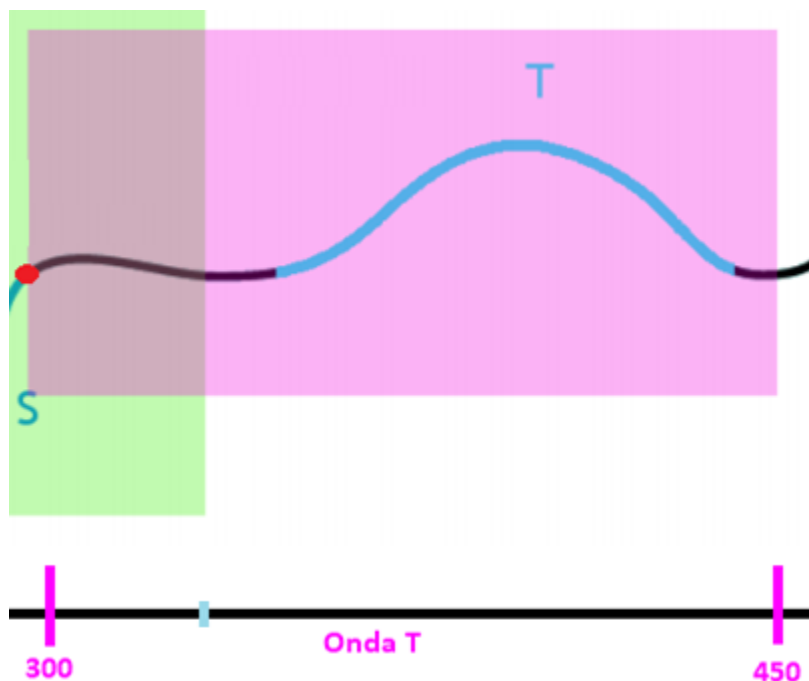


Figura 29 - Segmentação do sinal para a onda T

Aplicando às 12 derivações do ECG obtemos 12 amplitudes da onda T como consta a tabela 33:

Tabela 33 -Amplitude T das 12 derivações

Amplitude T	Designação
$AmpT_{D1}$	Amplitude T na derivação D1
$AmpT_{D2}$	Amplitude T na derivação D2
$AmpT_{D3}$	Amplitude T na derivação D3
$AmpT_{aVL}$	Amplitude T na derivação aVL
$AmpT_{aVF}$	Amplitude T na derivação aVF
$AmpT_{aVR}$	Amplitude T na derivação aVR
$AmpT_{V1}$	Amplitude T na derivação V1
$AmpT_{V2}$	Amplitude T na derivação V2
$AmpT_{V3}$	Amplitude T na derivação V3
$AmpT_{V4}$	Amplitude T na derivação V4
$AmpT_{V5}$	Amplitude T na derivação V5
$AmpT_{V6}$	Amplitude T na derivação V6

Após se determinar a amplitude da onda T, derivam-se os pontos à esquerda e à direita até se obterem valores próximos de zero que correspondem aos instantes inicial e final da onda. Caso nas derivadas à esquerda do ponto onde ocorre a amplitude da onda T, não se obtiver valores próximos de zero significa que esta onda inicia no final da onda S, por sua vez a segmentação para a onda T garante valores suficientes para se obter derivadas com valores próximos de zero que correspondem ao final da onda.

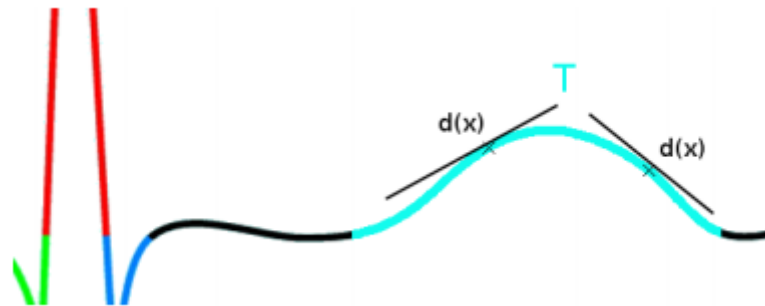


Figura 30 - Método do cálculo para os pontos do início e fim da onda T

Nem sempre a onda T tem amplitude positiva, nestes casos designa-se como uma onda T invertida. Na deteção da amplitude da onda T é possível que não seja detetada nenhuma amplitude, nestes casos é necessário detetar se a onda é invertida ou aplanada. Para deteção da onda T invertida o método é idêntico ao anterior, invertendo o sinal que deverá apresentar assim um valor máximo que corresponde à amplitude da onda T invertida. Caso em ambos o cenário não seja detetado um máximo significa que a onda T é aplanada acompanhando a linha isoeletrica do ECG.

5.6 Critérios HVE

Os critérios eletrocardiográficos mais utilizados para o diagnóstico de HVE são baseados em medições de voltagem do QRS. Habitualmente verifica-se um aumento da amplitude e duração do QRS, com ondas R de elevada amplitude nas derivações esquerdas (DI, aVL e V4-V6) e ondas S profundas nas derivações direitas (DIII, aVR e V1-V3). Existem múltiplos critérios eletrocardiográficos para o diagnóstico da HVE, porém estes não são totalmente concensuais como os critérios de Skolow-Lyon, Cornell [8].

5.6.1 Critério Skolow-Lyon

Segundo o critério de Skolow-Lyon (CSL), enquanto a soma da amplitude da onda R da derivação V5 ou V6, com a amplitude da onda S da derivação V1 ou V2 for superior a 35mm, é associada a presença de Hipertrofia Ventricular Esquerda [1].

Com as amplitudes obtidas das ondas S nas derivações precordiais V1 ($AmpS_{V1}$) e V2 ($AmpS_{V2}$), e as amplitudes das ondas R nas derivações precordiais V5 ($AmpR_{V5}$) e V6 ($AmpR_{V6}$) é possível calcular o critério *Skolow-Lyon (CSL)* para o diagnóstico de HVE.

Para o cálculo deste critério determina-se a maior amplitude S entre V1 e V2 ($AmpS$) e a maior amplitude R entre V5 e V6 ($AmpR$), somando ambas as amplitudes S e R.

$$AmpS_{V1} \geq AmpS_{V2} \rightarrow AmpS_{V1} = AmpS \quad (21)$$

$$AmpS_{V2} > AmpS_{V1} \rightarrow AmpS_{V2} = AmpS \quad (22)$$

$$AmpR_{V5} \geq AmpR_{V6} \rightarrow AmpR_{V5} = AmpR \quad (23)$$

$$AmpR_{V6} > AmpR_{V5} \rightarrow AmpR_{V6} = AmpR \quad (24)$$

$$CSL = AmpS + AmpR \quad (25)$$

5.6.2 Critério Cornell

Segundo o critério de Cornell (CC), o aumento da amplitude da onda S na derivação V3 somado com a amplitude da onda R na derivação aVL associa-se a presença de Hipertrofia Ventricular Esquerda para resultados superiores a 28mm para elementos do género masculino e superiores a 20mm para elementos do género feminino [1].

Com a amplitude da onda S na derivação precordial V3 ($AmpS_{V3}$) e a amplitude da onda R na derivação unipolar aVL ($AmpR_{aVL}$) determinadas, é possível calcular o critério de Cornell (CC) para o diagnóstico de HVE, somando ambas as amplitudes.

$$CC = AmpS_{V3} + AmpR_{aVL} \quad (26)$$

5.7 Sobrecarga AE

A sobrecarga do volume da aurícula esquerda é identificada através de uma onda P larga, ou seja, com duração superior a 120 milissegundos.

$$duraP_{D2} \geq 120 \rightarrow \text{Confirma sobrecarga AE} \quad (27)$$

Caso a condição anterior seja verdadeira a sobrecarga AE confirma-se.

5.8 Onda Q patológica

Para detetar uma Q patológica são necessários vários dados relacionados com a amplitude e duração. Para a amplitude esta terá de ser superior a 2mm de profundidade ou maior que 25% da amplitude da onda R nas derivações periféricas, maior que 15% da amplitude da onda R nas derivações precordiais V4, V5 e V6 e estar presente nas derivações V1, V2 e V3. Para a duração da onda Q patológica esta possui uma duração superior a 40 milissegundos, como consta na tabela 34:

Tabela 34 - Condições para onda Q patológica

Derivação	Amplitude	Duração
D1	$AmpQ_{D1} < -2 \vee AmpQ_{D1} < (AmpR_{D1} * 0,25) * -1$	$duraQ_{D1} \geq 40$
D2	$AmpQ_{D2} < -2 \vee AmpQ_{D2} < (AmpR_{D2} * 0,25) * -1$	$duraQ_{D2} \geq 40$
D3	$AmpQ_{D3} < -2 \vee AmpQ_{D3} < (AmpR_{D3} * 0,25) * -1$	$duraQ_{D3} \geq 40$
aVL	$AmpQ_{aVL} < -2 \vee AmpQ_{aVL} < (AmpR_{aVL} * 0,25) * -1$	$duraQ_{aVL} \geq 40$
aVF	$AmpQ_{aVF} < -2 \vee AmpQ_{aVF} < (AmpR_{aVF} * 0,25) * -1$	$duraQ_{aVF} \geq 40$
aVR	$AmpQ_{aVR} < -2 \vee AmpQ_{aVR} < (AmpR_{aVR} * 0,25) * -1$	$duraQ_{aVR} \geq 40$
V1	$AmpQ_{V1} < 0$	-
V2	$AmpQ_{V2} < 0$	-
V3	$AmpQ_{V3} < 0$	-
V4	$AmpQ_{V4} < -2 \vee AmpQ_{V4} < (AmpR_{V4} * 0,15) * -1$	$duraQ_{V4} \geq 40$
V5	$AmpQ_{V5} < -2 \vee AmpQ_{V5} < (AmpR_{V5} * 0,15) * -1$	$duraQ_{V5} \geq 40$
V6	$AmpQ_{V6} < -2 \vee AmpQ_{V6} < (AmpR_{V6} * 0,15) * -1$	$duraQ_{V5} \geq 40$

5.9 DEE

Para o cálculo do Desvio do Eixo Elétrico apenas são consideradas as derivações bipolares e unipolares, calculando a morfologia do complexo QRS identificando quando este é positivo, negativo ou isodifásico em algumas destas derivações, derivação D1, derivação D2 e derivação aVF.

Para determinar a morfologia necessária para o cálculo do DEE inicia-se por determinar qual a onda negativa no QRS que tem maior amplitude negativa nas 3 derivações:

$$AmpS_{D1} \geq AmpQ_{D1} \rightarrow AmpS_{D1} = AmpQS_{D1} \quad (28)$$

$$AmpQ_{D1} > AmpS_{D1} \rightarrow AmpQ_{D1} = AmpQS_{D1} \quad (29)$$

$$AmpS_{D2} \geq AmpQ_{D2} \rightarrow AmpS_{D2} = AmpQS_{D2} \quad (30)$$

$$AmpQ_{D2} \geq AmpS_{D2} \rightarrow AmpQ_{D2} = AmpQS_{D2} \quad (31)$$

$$AmpS_{aVF} \geq AmpQ_{aVF} \rightarrow AmpS_{aVF} = AmpQS_{aVF} \quad (32)$$

$$AmpQ_{aVF} \geq AmpS_{aVF} \rightarrow AmpQ_{aVF} = AmpQS_{aVF} \quad (33)$$

Onde $AmpQS_{D1}$, $AmpQS_{D2}$ e $AmpQS_{aVF}$ correspondem à maior amplitude negativa nas derivações D1, D2 e aVF respetivamente.

Com a maior amplitude negativa identificada, soma-se a amplitude da onda R das respetivas derivações onde obtém-se o valor do QRS para cada derivação através das seguintes formulas:

$$QRS_{D1} = AmpR_{D1} + AmpQS_{D1} \quad (34)$$

$$QRS_{D2} = AmpR_{D2} + AmpQS_{D2} \quad (35)$$

$$QRS_{aVF} = AmpR_{aVL} + AmpQS_{aVF} \quad (36)$$

Com os valores do QRS calculados, identificamos se estes são positivos, negativos ou isodifásicos para cada uma das 3 derivações, determinado através destes se o eixo elétrico é normal ou um desvio está presente como consta a tabela 35:

Tabela 35 - Determinação para o DEE

QRS em D1	QRS em D2	QRS em aVF	DEE
QRS positivo	-	QRS positivo	Eixo normal
QRS negativo	-	QRS negativo	Eixo com desvio extremo
QRS negativo	-	QRS positivo	Eixo com desvio à direita
QRS positivo	QRS positivo	QRS negativo	Eixo normal
QRS positivo	QRS negativo	QRS negativo	Eixo com desvio à esquerda

5.10 Elevação do ponto J

Para o cálculo da elevação do ponto J é tido em conta o resultado obtido para o fim do complexo QRS ou fim da onda S nas derivações D1, D2, D3, aVF, aVL, V5 e V6. Para identificar esta condição, comparamos o valor obtido e caso este não seja próximo da linha isoeletrica, significa que a elevação do ponto J confirma-se.

5.11 Avaliação do segmento ST

O segmento ST é composto pelo conjunto de valores entre o fim do complexo QRS e o início da onda T. Para uma melhor análise deste componente do ECG é necessário o cálculo de vários valores como a diferença entre o último e o primeiro valor do segmento e o valor médio.

$$difST = inicioT - fimQRS \quad (37)$$

Sendo $difST$ a diferença entre o último e o primeiro valor do segmento ST obtemos a direção. Para um valor próximo de zero identificamos o segmento como sendo horizontal, para um valor superior ou inferior a 0,5 identificamos o segmento como ascendente ou descendente.

Para o cálculo do valor do segmento ST e identificar se este não é isoeletrico, calculamos a média de todos os valores do segmento. Sendo n o número de valores do segmento e $x[n]$ a amplitude do segmento em cada ponto n temos:

$$segST = \frac{\sum x[n]}{n} \quad (38)$$

Com os cálculos anteriores obtemos a morfologia do segmento ST, identificando a sua direção e se este é ou não isoeletrico, ou seja, caso o valor obtido em $segST$ seja superior ou inferior a 0,5 mm significa que observamos a presença de um segmento ST com elevação ou depressão.

Para o cálculo a identificar a presença de infradesnível deste segmento são consideradas as derivações D1, D2, D3, aVL, V5 e V6, onde esta é confirmada pela existência da depressão em duas ou mais derivações contíguas. Para esta análise calcula-se o valor de quatro segmentos ST e caso o resultado seja igual ou superior a 4 e todos os segmentos considerados forem inferiores a 0,5mm confirma-se o infradesnível ST.

$$segST_{D2} + segST_{D3} + segST_{D1} + segST_{aVL} \geq 4 \quad (39)$$

$$segST_{D2} + segST_{D3} + segST_{V5} + segST_{V6} \geq 4 \quad (40)$$

$$segST_{D1} + segST_{aVL} + segST_{D1} + segST_{aVL} \geq 4 \quad (41)$$

Capítulo 6

Resultados

Este capítulo tem o objetivo de descrever a base de dados disponibilizada e o modelo de dados para o sistema, detalhar as várias partes que compõem o sistema desenvolvido, descrevendo o que foi implementado, sendo esta análise separada em duas partes: (I) o sistema desenvolvido com as funcionalidades implementadas obedecendo aos requisitos funcionais (II) análise aos resultados obtidos, através dos métodos de diagnóstico de HVE desenvolvidos e descritos no capítulo anterior. Por fim serão discutidos os resultados para ambas as análises abordando as dificuldades encontradas, possíveis melhorias e trabalhos futuros.

6.1 Base de dados usada e modelo de dados

Para efeitos de validação são usados dados disponibilizados pelo estudo *Sudden Cardiac Death – Screening Of Risk Factors* (SCD-SOS) que inclui dados de 15327 participantes. Este estudo inclui principalmente a participação de estudantes universitários, mas também jovens adultos envolvidos na prática desportiva ou em atividades como vendas e indústria e teve como objetivo a realização de um rastreio de uma população adulta jovem da região centro-regional de Portugal, para doenças cardíacas possivelmente associadas a um elevado risco de Morte Súbita Cardíaca (MSC). Este estudo inclui questionário digital para o rastreio efetuado e um eletrocardiograma de 12 derivações por participante que será a base de dados aplicada ao desenvolvimento e validação dos métodos de diagnóstico de HVE.

Para o sistema desenvolvido é necessário a criação de uma base de dados para os utentes e para os profissionais de saúde com direitos de acesso. A modulação de dados, deve assegurar o armazenamento dos dados relativos às credenciais dos profissionais de saúde com acesso ao sistema e às informações pessoais dos utentes. Nestes casos foram criadas tabelas através do Matlab para utentes e profissionais de saúde por sua vez, sempre que selecionado um ECG a aplicação gera tabelas individuais para o complexo QRS de cada derivação e para cada critério numérico e não numérico. No estado atual do trabalho as tabelas são criadas automaticamente através dos métodos e são sempre substituídas por novas sempre que um novo ECG é selecionado.

Para o administrador do sistema as credenciais de acesso serão únicas, sendo o sistema de *login* para este ator, implementado diretamente no código e sem recurso a uma tabela com estes dados. Como trabalho futuro que será descrito mais à frente, a base de dados englobará as tabelas geradas, sendo estas necessárias para a implementação da funcionalidade de comparar ECGs para deteção de alterações cardíacas por parte do utente ao longo do tempo.

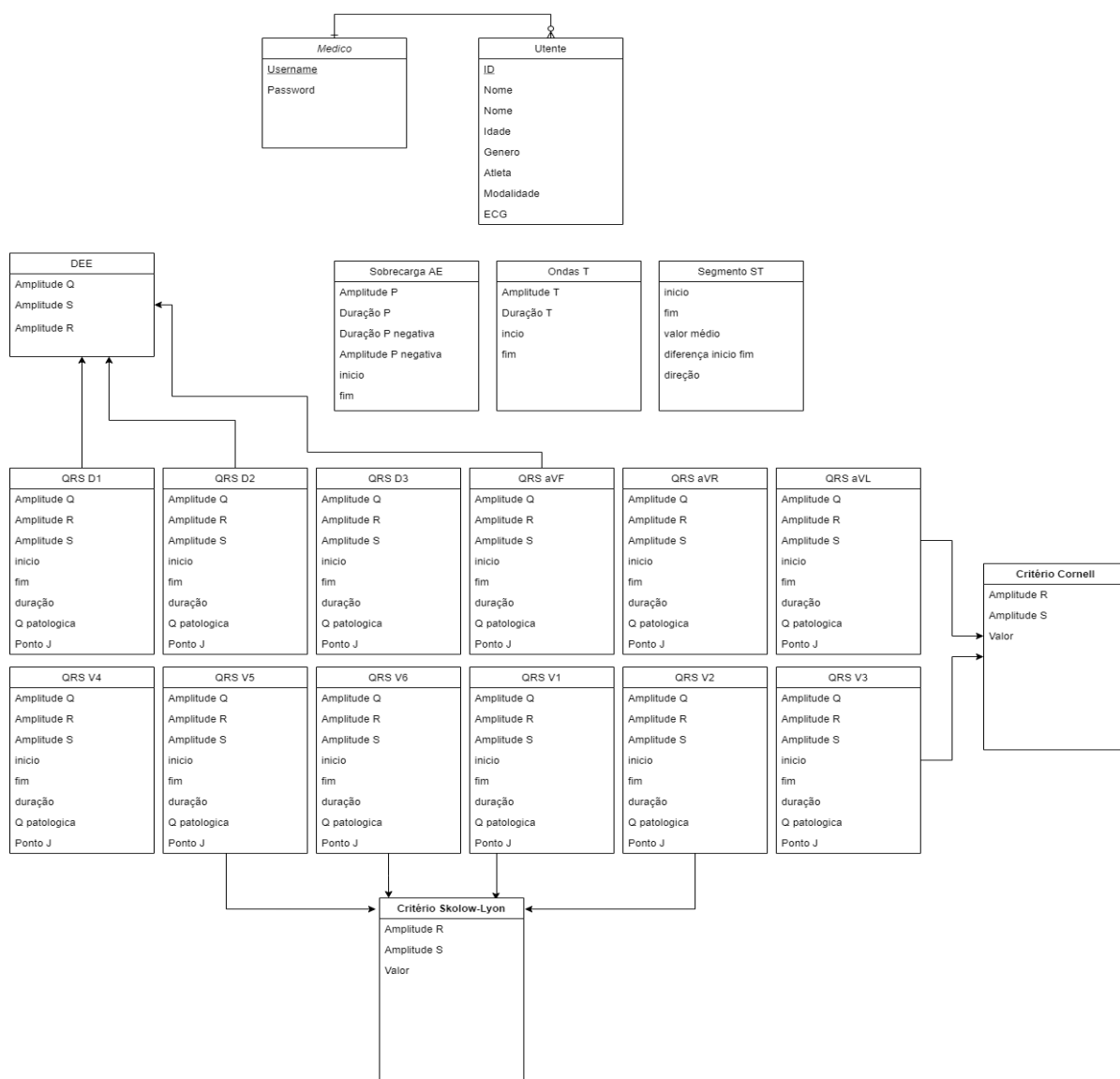


Figura 31 – Modelo de dados e tabelas geradas

6.2 Aplicação desenvolvida

Nesta secção é apresentada a aplicação desenvolvida e as funcionalidades implementadas. Toda a aplicação foi desenvolvida utilizando a ferramenta matemática Matlab descrita previamente no capítulo 2.

Para o funcionamento da aplicação, esta foi desenvolvida através da criação de funções para cada método desenvolvido no capítulo 5, mais a criação de três novas funções, registo e modificação de utentes com um sistema para pesquisa de utente, a criação e registo de notas e comentários e a criação de um relatório com os resultados do diagnóstico, conforme esquematizado no diagrama de sequência abaixo, Figura 32.

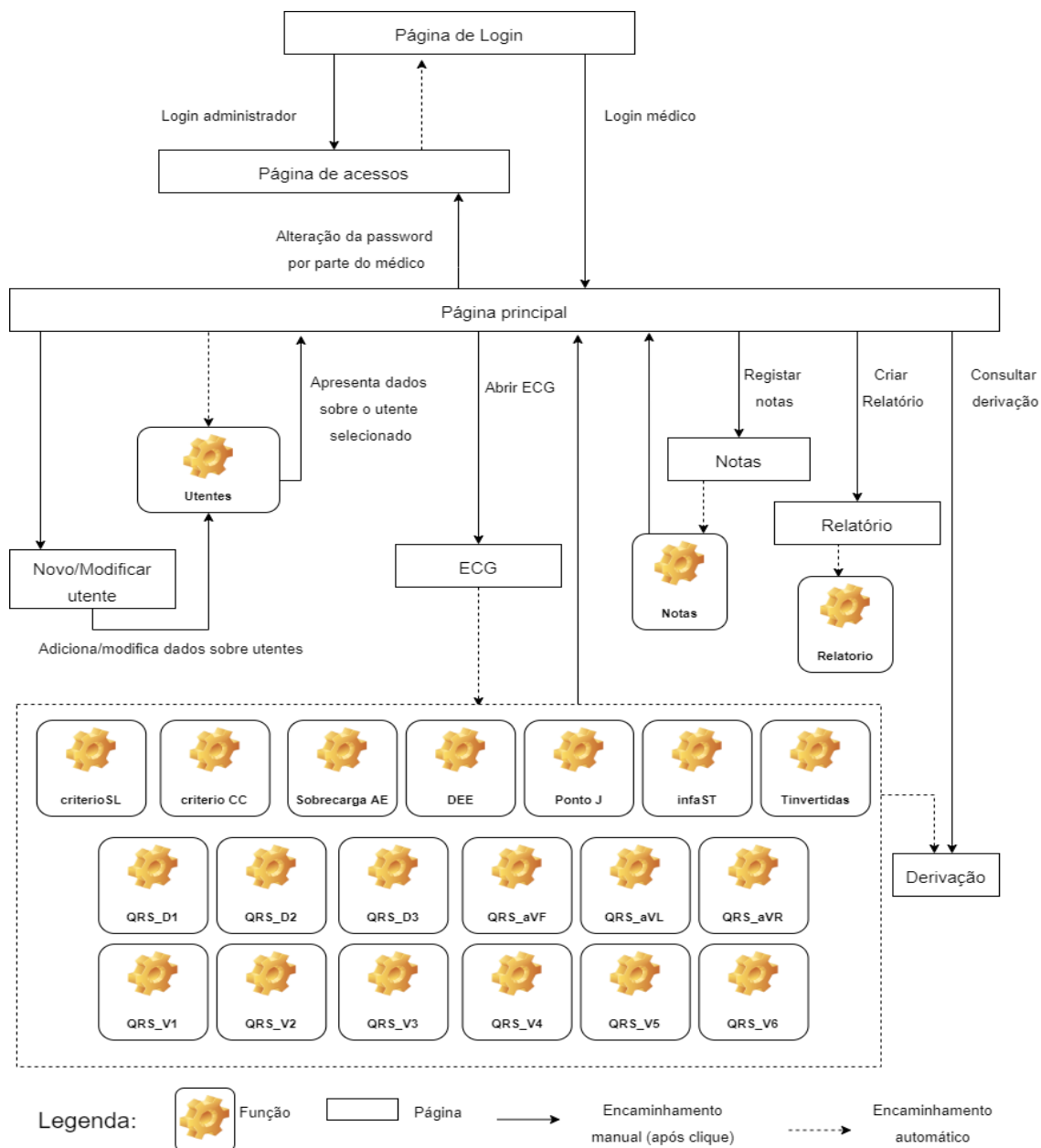


Figura 32 - Diagrama de sequência

6.2.1 Sistema de Login e registo de acessos

A primeira interação por parte do profissional de saúde com a aplicação, ocorre com o preenchimento das suas credenciais de acesso, previamente registadas. A autenticação do utilizador, é em conjunto com a confidencialidade dos dados, os aspetos de segurança mais importantes no âmbito deste projeto, garantindo apenas o acesso dos profissionais de saúde da área, protegendo o sistema de acessos e consulta de dados dos utentes registados por parte de terceiros.

Para o sistema de login cada utilizador deve dispor de um conjunto de credenciais válidas: *username* e *password* para aceder. A opção pela credencial *username* deve-se ao fato de ser

mais familiar para o utilizador porem outras opções como endereço de e-mail ou número da cédula profissional, seriam opções validas a implementar. Para garantir maior segurança no ato de *login* a password encontra-se protegida como ilustra a Figura 33.

The image displays two side-by-side screenshots of a web application's login page. Both screenshots show a window titled 'HVE' with a standard Windows-style title bar (minimize, maximize, close buttons). The page content is as follows:

- Title:** Hipertofia Ventricular Esquerda
- Subtitle:** Ferramenta de diagnóstico e de apoio à decisão clínica
- Logo:** A circular logo with the year '1219' and the text 'UNIVERSIDADE D COIMBRA' below it.
- Department:** Departamento de Engenharia Informática, Dissertação em Sistemas de informação
- Form Fields:**
 - Utilizador:** A text input field. In the right screenshot, it contains the text 'fabio'.
 - Password:** A password input field with masked characters '*****'. In the right screenshot, it is highlighted with a blue border.
- Button:** A large button labeled 'Entrar' (Login).

Figura 33 - Páginas de Login da aplicação

O registo ou remoção de um novo utilizador deve ser realizado pelo administrador, que deverá fornecer após o registo, as credenciais de acesso ao a um novo profissional de saúde que inicie funções na área ou remover as credenciais de profissionais de saúde que cessem funções.

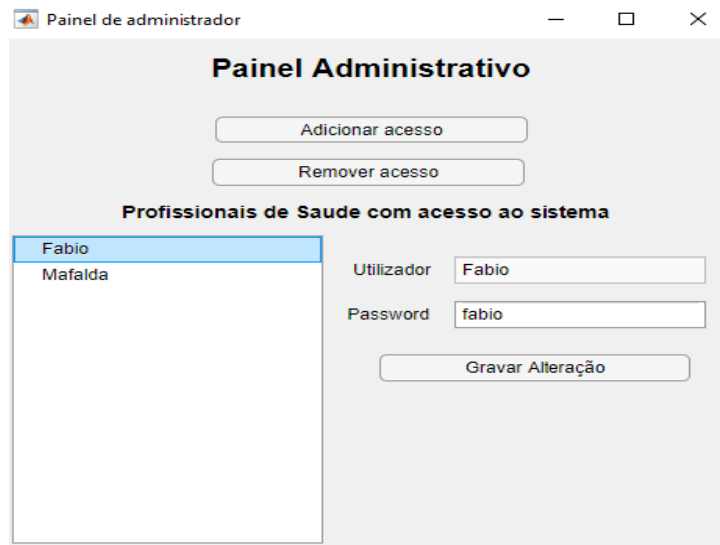


Figura 34 - Painel de administrador para controlo de acessos

Para o registo de novos acessos, são de registo obrigatório o *username* a *password* e a confirmação desta, onde a tentativa de registo com credenciais em branco ou *passwords* diferentes não permite nenhum registo na lista de acessos.

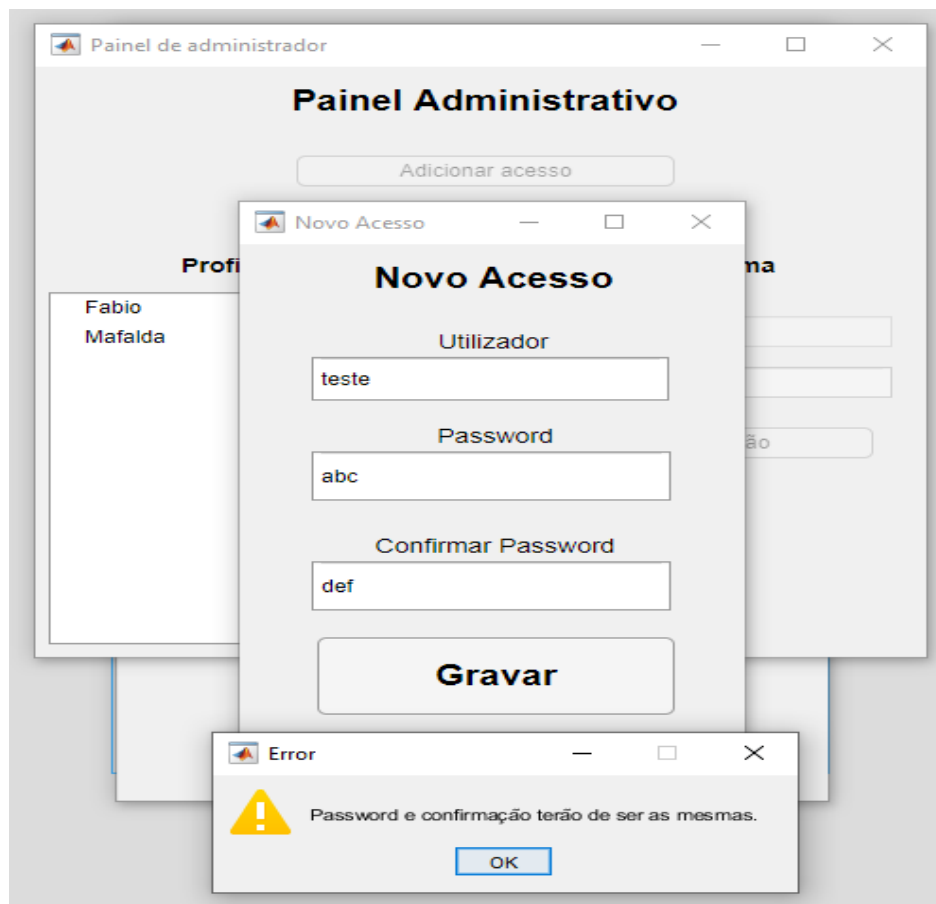


Figura 35 – Exemplo do sistema de registo

O fato dos registos e alterações às credenciais de acesso dos profissionais de saúde estar ao cargo do administrador, serve para não submeter trabalho administrativo aos profissionais de saúde porém, é possível que estes tenham acesso ao painel administrativo com opção de apenas alterar as suas credenciais de acesso e sem possibilidade de consulta das credenciais de acesso dos restantes.

6.2.2 Ambiente principal da aplicação

Após a validação das credenciais o profissional de saúde terá disponibilizado o ambiente de trabalho principal da aplicação ilustrado na Figura 36.

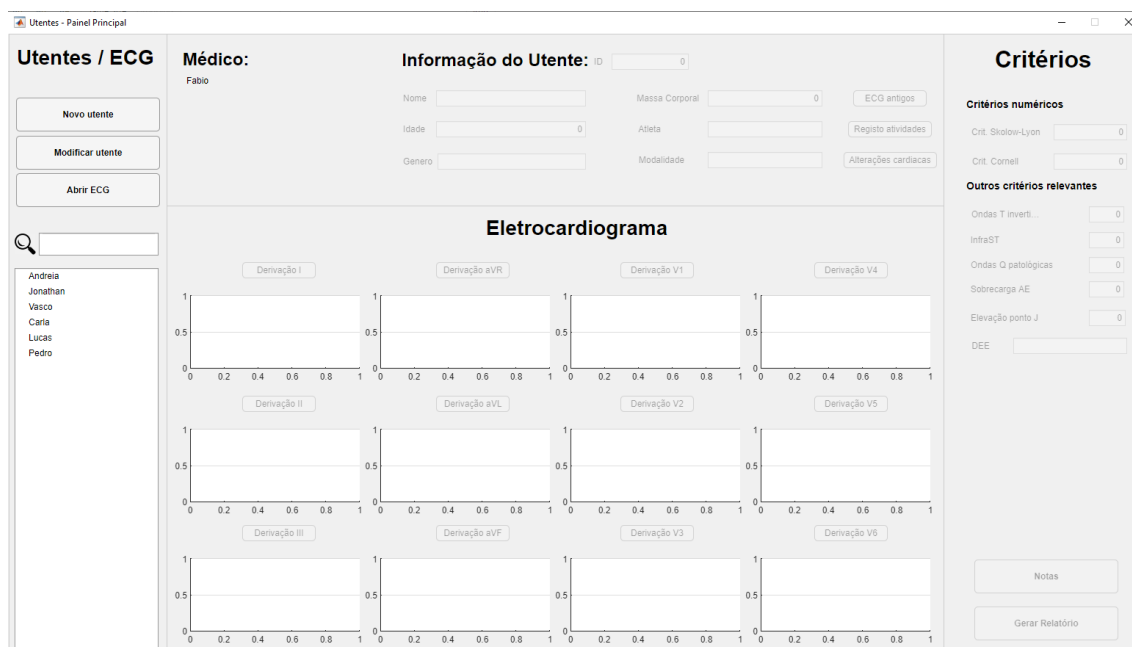


Figura 36 - Representação do ambiente principal de trabalho após acesso

O objetivo desta janela passa por apresentar a maior quantidade de informação possível, de forma clara e fácil de analisar por parte do profissional médico englobando várias funcionalidades:

- Gestão de utentes e respetivo ECG;
- Informação dos participantes, médico a usar a aplicação e o utente selecionado;
- Apresentação do eletrocardiograma através das 12 derivações separadas;
- Apresentação dos resultados gerais de diagnóstico com os critérios numéricos e não numéricos;
- Registo de notas por parte do profissional de saúde e criação automática do relatório de diagnóstico;

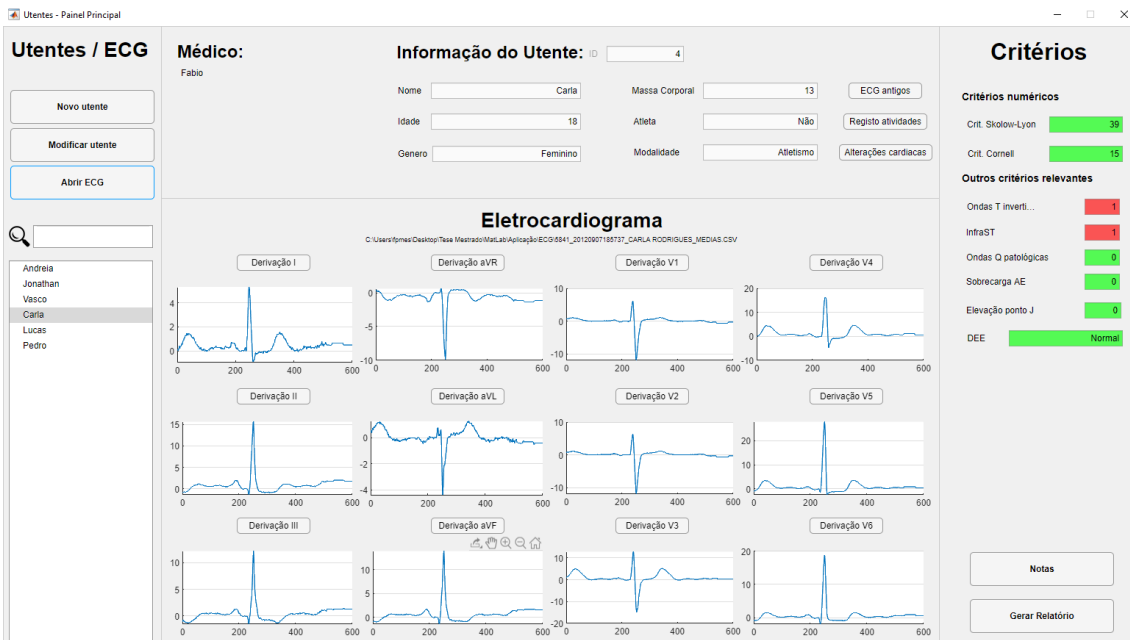


Figura 37 - Representação do ambiente principal da aplicação

6.2.3 Gestão de utentes e respetivo ECG

Do lado esquerdo são apresentados os utentes registados, sendo possível pesquisar determinado utente através de um sistema de pesquisa implementado, uma vez que o número de utentes registados pode atingir uma quantidade significativa como por exemplo, a base de dados disponibilizada para análise pelos métodos de diagnóstico desenvolvidos ultrapassa os 15000 utentes. Também nesta secção estão implementadas as funcionalidades de gestão de utentes, permitindo o registo de novos, modificar registos existentes ou remover utentes que por alguma razão terminem a ligação ao estudo e abrir eletrocardiograma que se pretenda analisar correspondente a determinado utente.

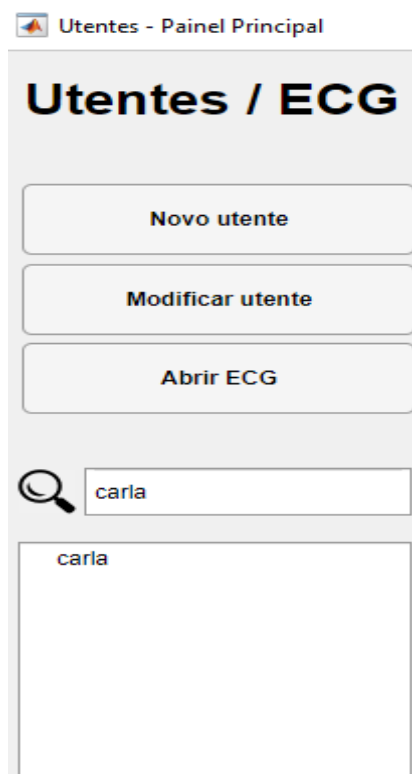


Figura 38 -Funcionalidade de pesquisa por utente

6.2.4 Informação dos participantes

Na parte central, esta encontra-se dividida horizontalmente em 2 blocos. No bloco superior é identificado o profissional de saúde atualmente a usar a aplicação e a informação do utente selecionado na lista de utendos presente no bloco do lado esquerdo. Para efeitos historicos, de comparação e evolução de sintomas cardiacos por parte do utente, os ECGs antigos serão mantidos e possiveis de aceder a partir deste bloco, tal como o registo de atividades desportivas partilhadas pelo utente e apresentação de alterações cardiacas comparando novos ECGs e respetivas análises com ECGs e respetivas analises antigos. As funcionalidades, consulta de ECGs antigos e alterações cardiacas não estão implementadas, uma vez que apenas é disponibilizado 1 ECG por utente.

Médico: Fabio	Informação do Utente: ID <input type="text" value="4"/>		
	Nome <input type="text" value="Carla"/>	Massa Corporal <input type="text" value="13"/>	<input type="button" value="ECG antigos"/>
	Idade <input type="text" value="18"/>	Atleta <input type="text" value="Não"/>	<input type="button" value="Registo atividades"/>
Genero <input type="text" value="Feminino"/>	Modalidade <input type="text" value="Atletismo"/>	<input type="button" value="Alterações cardiacas"/>	

Figura 39 – Painel de identificação/informação médico e utente

6.2.5 Apresentação do eletrocardiograma

No bloco inferior da parte central, estão representadas as 12 derivações que compoem o ECG do utente selecionado, onde para cada derivação é possível abrir uma nova janela apenas com a respetiva derivação para uma análise mais detalhada.

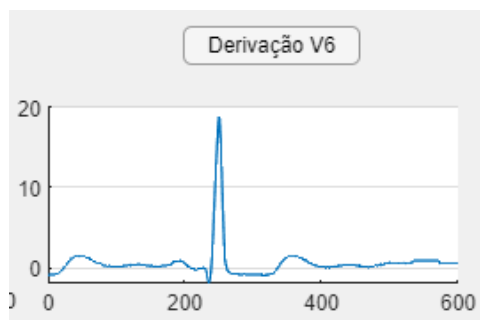


Figura 40 - Acesso à análise individual da derivação V6

Para cada derivação é possível abrir uma nova janela permitindo consultar apenas para a derivação pretendida. Esta consulta apresenta o sinal da derivação em maior escala, a amplitude de cada onda, a duração do complexo QRS e apenas da onda Q, a morfologia do segmento ST e nos casos das derivações com influencia na sobrecarga da aurícula esquerda a duração da onda P. A Figura 41, ilustra o exemplo para a derivação V6 onde é possível conferir as varias amplitudes, a duração do complexo QRS e da onda Q e a morfologia do segmento ST.

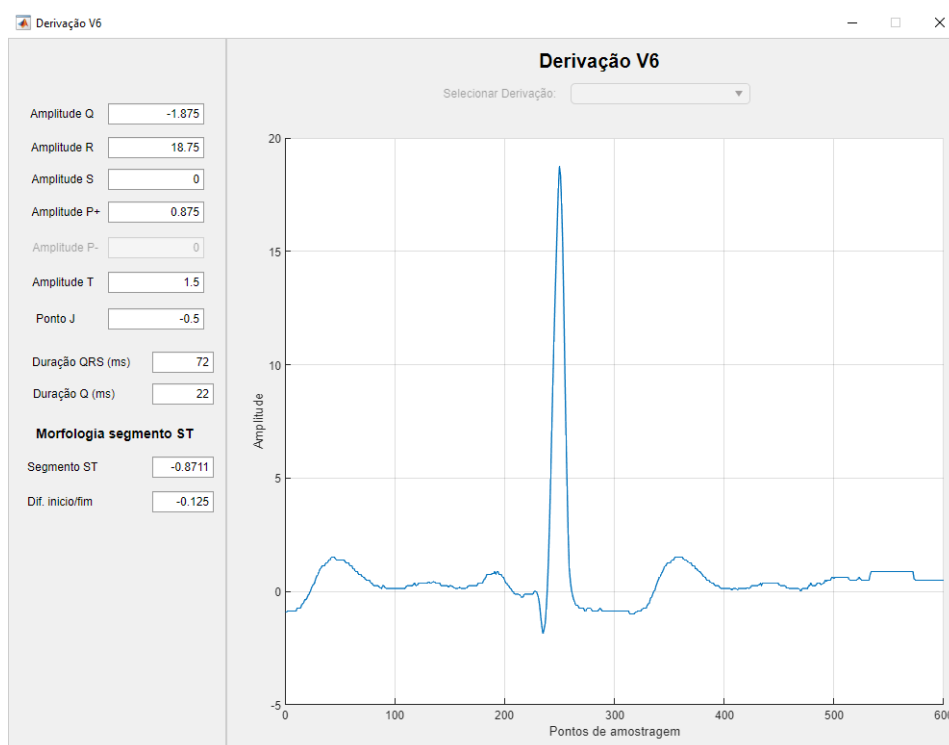


Figura 41 - Exemplo da janela da análise para a derivação V6

Através destas funcionalidades é possível ao profissional de saúde, dados mais detalhados para a tomada de decisão no diagnóstico de HVE além dos resultados dos critérios apresentados na secção seguinte.

6.2.6 Apresentação de resultados

Do lado direito são apresentados os resultados obtidos através dos métodos desenvolvidos para diagnóstico de HVE. Este bloco é constituído pela apresentação dos resultados dos critérios numéricos e dos resultados e dos outros critérios relevantes para o diagnóstico. Para facilidade de análise dos resultados implementou-se a apresentação destes através cores distintas, onde em caso de determinado critério ser confirmado será apresentada com cor vermelha enquanto para casos de critérios não confirmados serão apresentados com cor verde tornando assim perceptível quando algum critério é confirmado.

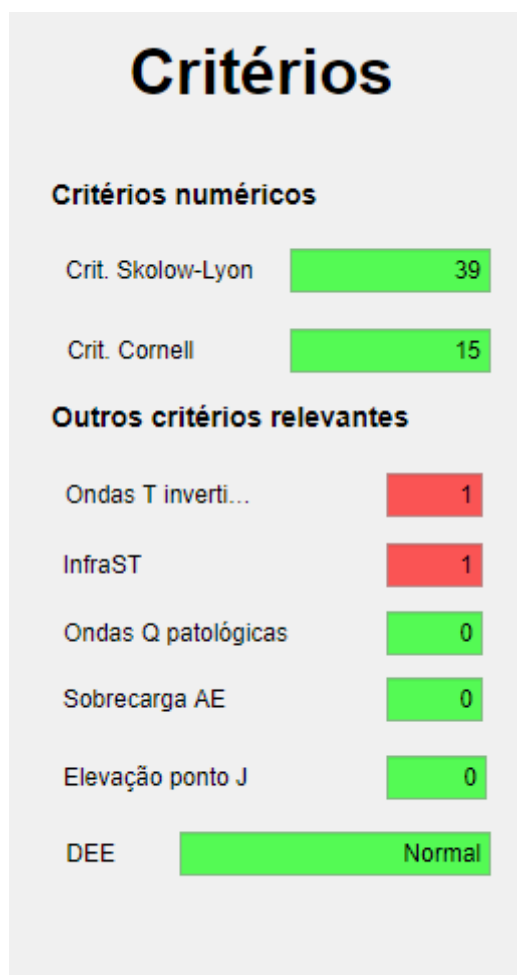


Figura 42 - Apresentação dos resultados de diagnóstico

6.2.7 Notas e criação de relatório

Também do lado direito por baixo da apresentação dos critérios, estão implementadas as funcionalidades de registar notas por parte do profissional de saúde para um respetivo ECG selecionado e a criação do relatório com os resultados e informações do utente em formato PDF.

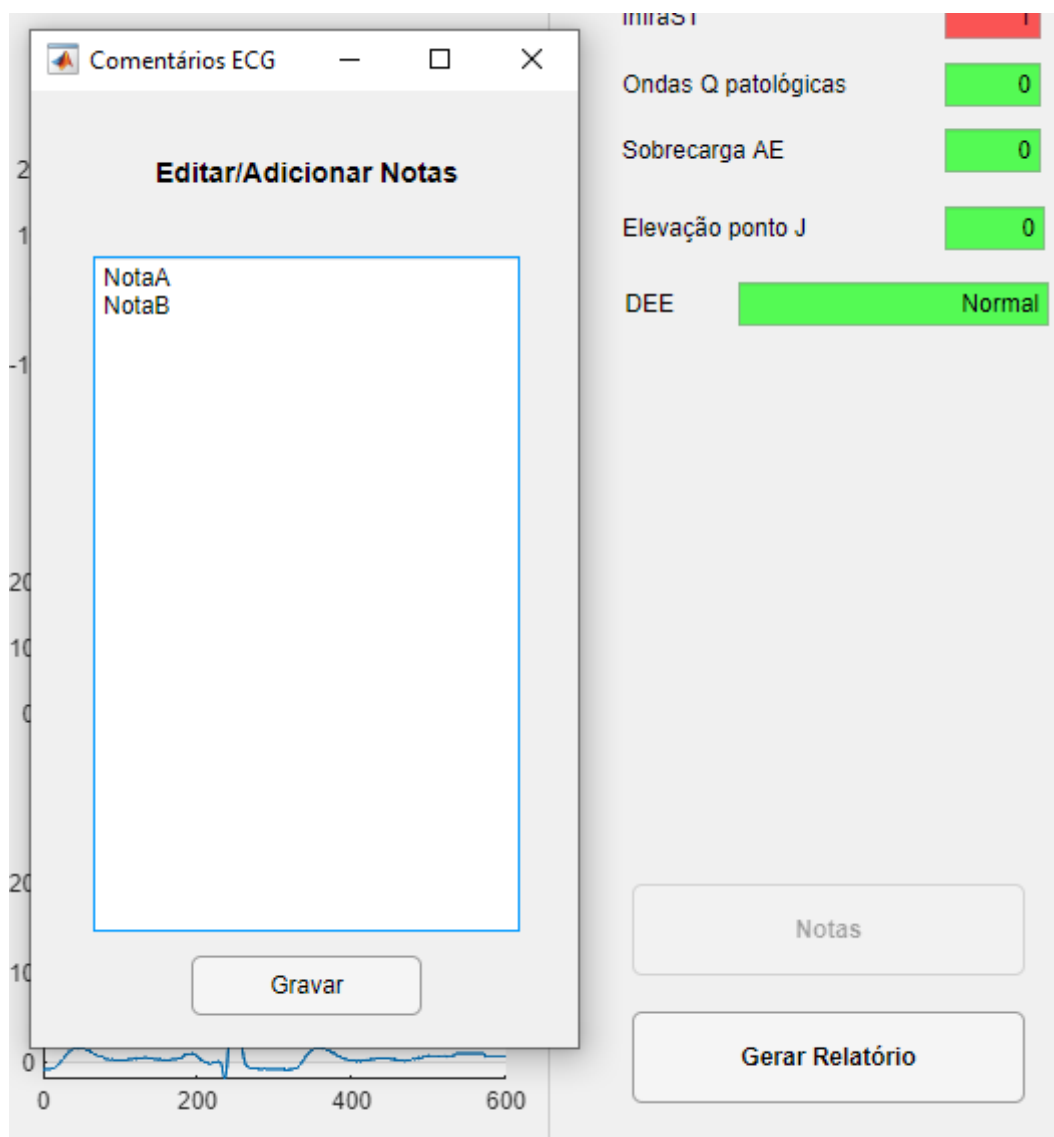


Figura 43 - Exemplo de registo de notas para determinado ECG

O registo de notas é facultativo, não sendo uma condição obrigatória para a criação do relatório de diagnóstico, mesmo assim, apesar da ausência do registo de notas por parte do profissional de saúde, é sempre criada no relatório após a apresentação dos resultados, uma secção com notas, uma vez que além dos resultados numéricos é gerado por extenso o

resultado do diagnóstico, com o critério numérico satisfeito mais o numero dos outros critérios relevantes diagnosticados caso da sua existência.

The image shows a PDF report window with the following content:

MÉDICO
Fabio

UTENTE ID: 4

Nome:	Carla	IMC:	13
Idade:	18	Atleta:	Sim
Género:	Feminino	Modalidade:	Atletismo

CRITÉRIOS HVE

Critérios numéricos

Crit. Skolow-Lyon	39
Crit. Cornell	15

Outros critérios relevantes

Ondas T invertidas	1
InfraST	1
Ondas Q patológicas	0
Sobrecarga AE	0
Elevação ponto J	0

Notas

Diagnosticado HVE com CSL > 35 + 2 critérios

NotaA

NotaB

Figura 44 - Exemplo de relatório gerado para determinado utente

6.3 Resultados da análise

Nesta secção são apresentados os resultados obtidos da aplicação dos métodos de diagnóstico desenvolvidos para diagnóstico de HVE. Em primeiro lugar são analisados os resultados obtidos pela aplicação desenvolvida e apresentada anteriormente, comparando os resultados dos utentes já registados com resultados previamente obtidos para os mesmos utentes através da análise aos eletrocardiogramas fornecidos. Através da Tabela 36 e Tabela 37 são comparadas ambas as análises.

Tabela 36 - Resultados das análises fornecidas previamente

Critérios/Utentes	Andreia	Jonathan	Vasco	Carla	Ruan	Pedro
CSL	39	46	36	39	43	40
CC	3	19	30	16	27	11
DEE	Não	Não	Não	Não	Esquerda	Não
infraST	Sim	Sim	Não	Sim	Não	Não
T invertidas	Não	Sim	Não	Não	Não	Não
Q patológicas	Não	Não	Não	Não	Não	Sim
Sobrecarga AE	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Elevação do ponto J	Não	Não	sim	Não	Não	Não

Tabela 37 - Resultados das análises através da aplicação desenvolvida

Critérios/Utentes	Andreia	Jonathan	Vasco	Carla	Ruan	Pedro
CSL	38	60	35	39	56	43
CC	2	8	30	15	26	12
DEE	Não	Não	Não	Não	Esquerda	Não
infraST	Sim	Sim	Não	Sim	Não	Não
T invertidas	Sim	Sim	Não	Sim	Não	Não
Q patológicas	Não	Não	Não	Não	Não	Sim
Sobrecarga AE	Não	Não	Não	Não	Não	Não
Elevação do ponto J	Não	Não	sim	Não	Não	Não

Comparando ambas as tabelas anteriores concluímos que a maioria dos resultados são semelhantes, onde apenas cinco valores apresenta uma diferença significativa apesar de não alterar o diagnóstico de HVE que é confirmado em ambos os casos. As diferenças encontradas nos resultados dos critérios para os utentes Jonathan e Ruan explicam-se pelo facto de em alguns casos, as análises aos eletrocardiogramas tornarem-se difíceis de serem feitas pela sobreposição dos sinais apresentados nos relatórios na realização dos ECG, nas diferentes derivações algo que a aplicação desenvolvida facilita separando e possibilitando a análise individual a cada derivação como comparado na Figura 46.



Figura 45 – Diferenças entre apresentação do sinal no relatório do ECG e do sinal na aplicação desenvolvida

As diferenças encontradas para as onda T invertidas explica-se pela presença de alterações ao segmento ST, dando origem a ondas T aplanadas em várias derivações ou com valores muito próximos da linha isoeletrica sendo contabilizadas pela aplicação para o diagnóstico das onda T invertidas, porem a presença de ondas T invertidas através da análise aos sinais do ECG é sempre confirmada pela aplicação.

Para análise à base de dados fornecida com 15327 utentes, uma vez que a aplicação desenvolvida apenas analisa cada caso individualmente desenvolveu-se à parte uma função para analisar todos os casos automaticamente. O resultado da análise à base de dados resultou numa tabela onde para cada utente foram obtidas 111 variáveis obtendo um total de 1701297. A diferença do conjunto de resultados apresentados na aplicação e da análise à base de dados deve-se aos resultados obtidos para a base de dados englobar informações de todos os componentes de cada derivação para futuros trabalhos ou estudos.

Com a análise à base de dados de um total de 15327 utentes foram identificados 8334 utentes com ECG normal sem a presença de qualquer tipo de diagnostico, Figura 46.

UTENTES COM ECG NORMAL E UTENTES COM PELO MENOS 1 CRITÉRIO (NUMÉRICO OU NÃO NUMÉRICO)

■ Total de casos com pelo menos 1 critério: ■ Total de casos sem qualquer critério:

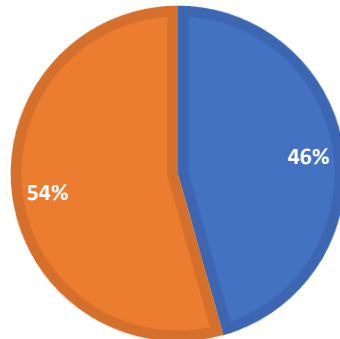


Figura 46 - Casos com ECG normal e casos com pelo menos 1 Critério

A presença de um critério não significa o diagnóstico de HVE assim serve a comparação anterior para identificar a percentagem de utentes saudáveis, concluindo que a HVE não está presente na maioria dos utentes. Identificados 6993 utentes com pelo menos 1 critério ativo, Figura 48, identificou-se entre estes, 6007 utentes com pelo menos um critério numérico para o diagnóstico de HVE resultando em 986 utentes com a possibilidade de possuírem outra patologia cardíaca.

HVE SIM OU NÃO?

■ Diagnosticada HVE ■ Não diagnosticada

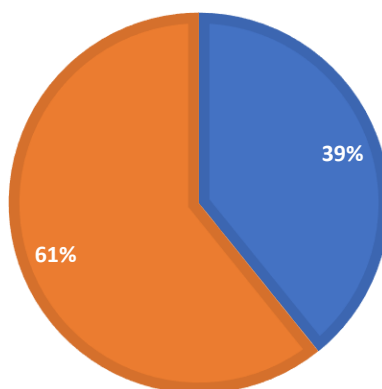


Figura 47 - Casos com critérios numéricos para o diagnóstico de HVE confirmados

Dos 6007 utentes com critérios numéricos para o diagnóstico de HVE confirmados, identificou-se qual o critério mais comum e o número de casos com ambos os critérios validados, Figura 48.

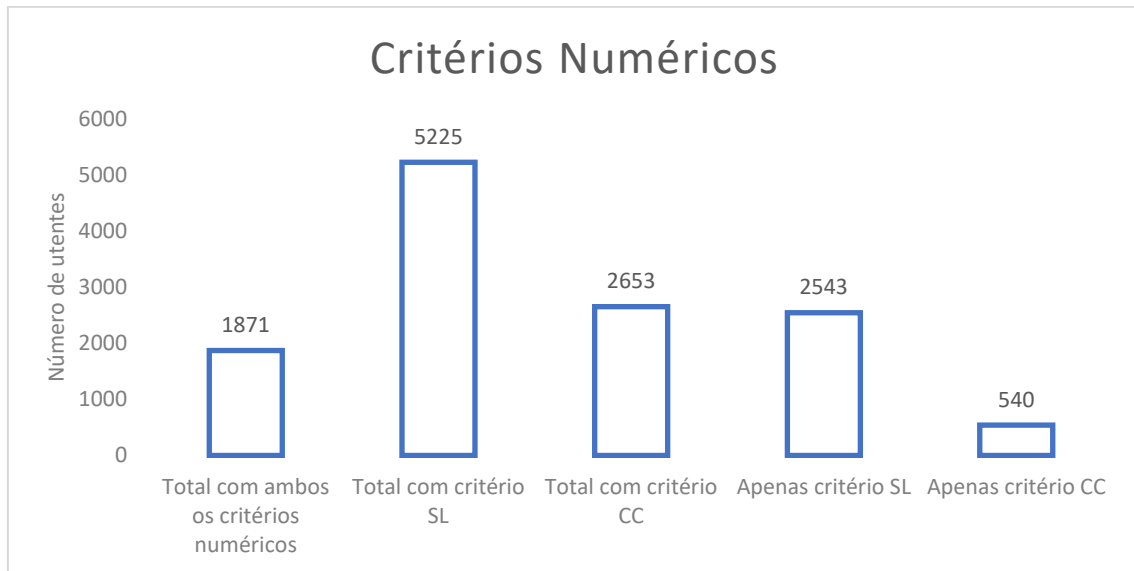


Figura 48 - Total de casos com os critérios numéricos diagnosticados

Com a comparação anterior conclui-se que o critério numérico *Sokolow-Lyon* é mais comum que o critério numérico de *Cornell*, e identifica-se 1871 utentes com ambos os critérios numéricos diagnosticados. Obtém-se também o número de utentes apenas com um critério numérico e sem qualquer outro critério presente, obtendo 2543 utentes com apenas o critério numérico *Sokolow-Lyon* e 540 utentes apenas com o critério de *Cornell*.

Obtidos os valores para cada critério numérico importa identificar também quais os critérios não numéricos mais comuns juntamente com cada critério numérico. Através da Figura 49, obtemos uma diferença considerável na quantidade de ondas Q patológicas em comparação aos restantes critérios no critério SL enquanto para o critério numérico CC o desvio do eixo elétrico é mais comum, Figura 50.

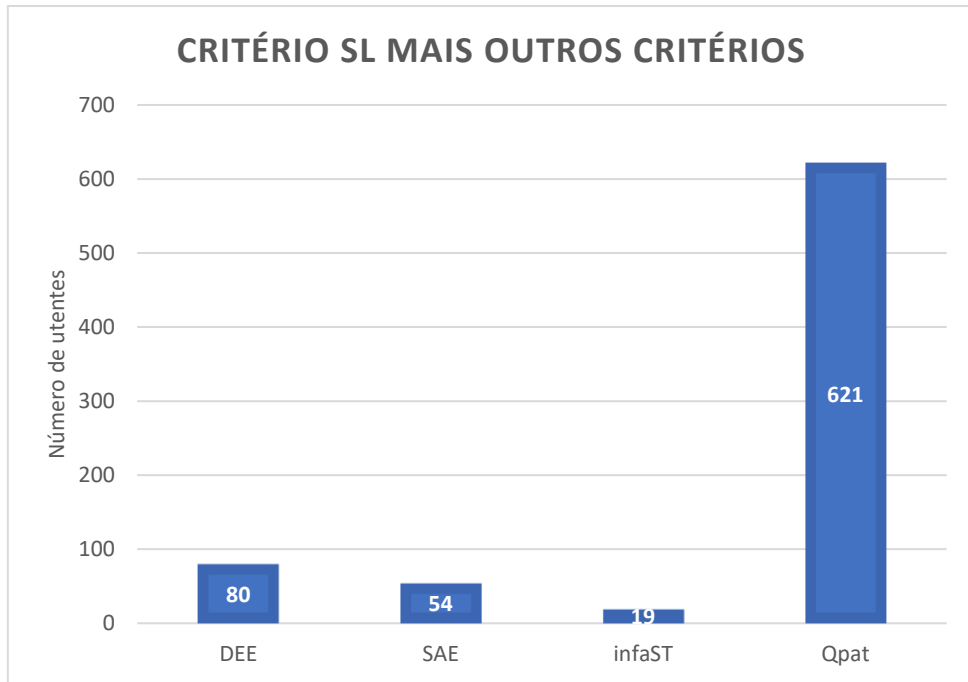


Figura 49 - Critérios não numéricos mais comuns com o critério SL

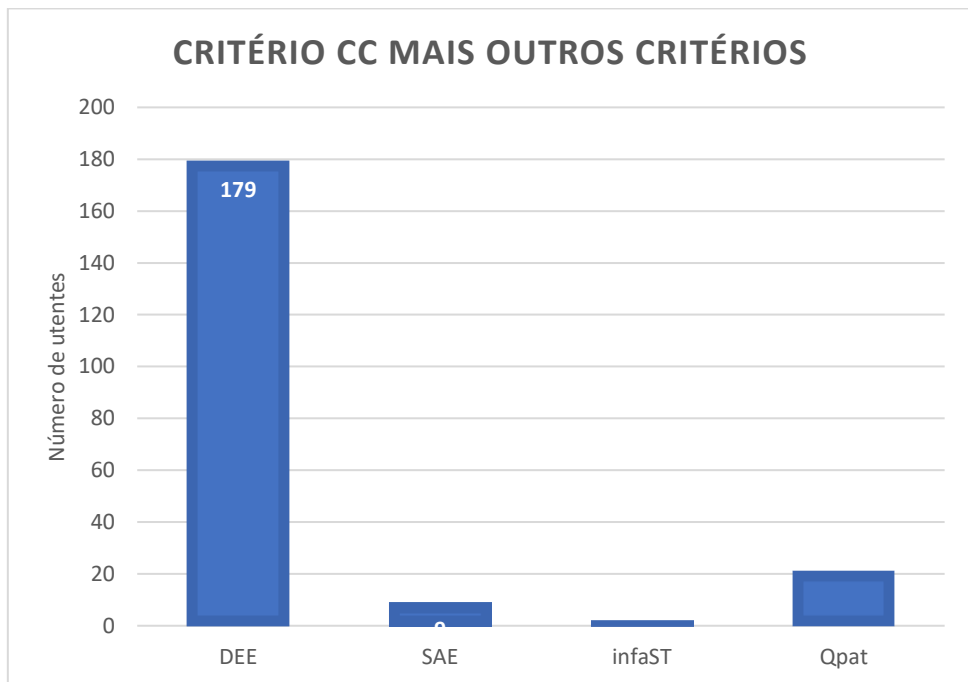


Figura 50 - Critérios não numéricos mais comuns com o critério CC

Em ambos os casos concluímos que alterações ao complexo QRS tem maior influência no diagnóstico de HVE uma vez que quer a onda Q patológica, quer o desvio do eixo elétrico estão relacionados com o complexo QRS.

6.4 Discussão dos resultados e reflexão crítica

Com os resultados obtidos obtém-se uma ferramenta capaz de apoiar o profissional de saúde no diagnóstico de HVE, permitindo a gestão dos utentes interessados e que apesar de esta confirmar o diagnóstico como sim ou não a última decisão cabe sempre ao profissional de saúde. Serve também para identificar outras possíveis patologias além da HVE, pela deteção de outros critérios não numéricos implementados, e analisar eletrocardiogramas de forma detalhada e robusta obtendo valores para todos os componentes que o compõem nas doze derivações. Com a base de dados fornecida, obteve-se os resultados e dados dos componentes dos 15327 utentes, concluindo que mais de metade são utentes saudáveis porém, 39% são diagnosticados com HVE e 7% com a possibilidade da existência de outras patologias cardíacas. Para os 39% diagnosticados com HVE pela aplicação, o diagnóstico por parte do profissional de saúde terá de ser sempre caso a caso permitindo o diagnóstico através dos resultados obtidos, ou em caso de dúvidas sendo necessário a realização de outros exames complementares como ecocardiografias ou ressonâncias magnéticas.

A área da saúde onde se inclui a cardiologia, é uma área crítica que requer sistemas de informação robustos e com boa maturidade uma vez que está em jogo a saúde e bem-estar de todos. Comparando com outros sistemas, como plataformas de gestão de eventos, um evento com informações erradas é menos grave que um sistema cardiovascular com resultados errados no diagnóstico de patologias cardíacas. Perante esta realidade o desenvolvimento de métodos robustos e com resultados mais corretos possíveis na análise de eletrocardiogramas, os métodos e testes foram desenvolvidos em paralelo, uma vez que a má determinação de um componente no ECG teria forte possibilidade de influenciar a determinação dos restantes, dando origem a resultados completamente diferentes dos corretos.

Devido ao grande número de utentes fornecidos pela base de dados, mesmo depois de concluídos os métodos de diagnóstico e iniciadas as análises aos 15327 utentes, foram identificados erros por várias alterações nos eletrocardiogramas como a falta de sinal por possíveis falhas nos equipamentos na altura da realização do exame, presença de ruído em grande quantidade onde a maior parte dos eletrocardiogramas apresentavam-se com o sinal já filtrado ou alterações no sinal raras que não foram tidas em consideração no desenvolvimento. Outro aspeto importante tendo em conta a grande quantidade de utentes foi o tempo de execução dos métodos, onde o método, para o cálculo da morfologia do segmento ST teve maior duração chegando às 48 horas em processamento, sendo necessário repetir a análise após a identificação de erros pelas alterações anteriormente referidas.

Capítulo 7

Conclusão

Esta capítulo apresenta uma abordagem sobre o período associado ao projeto, fornecendo ao leitor uma perspectiva geral acerca do desenvolvimento do trabalho, as principais dificuldades encontradas e uma breve descrição do trabalho futuro.

Trabalho realizado

No decorrer do primeiro semestre, numa fase inicial o processo de revisão de literatura foi essencial de forma a entender o problema da hipertrofia ventricular esquerda na perspectiva clínica, assim como a informação relevante para a sua solução. Também decorreu em paralelo, o estudo de várias técnicas de análise de bio-sinais e metodologias de inteligência computacional, de modo a serem selecionadas as mais adequadas para o problema em questão. Decorrido este passo, iniciou-se o desenvolvimento dos métodos de diagnóstico sendo necessário a reformulação dos objetivos do trabalho devido às áreas diferentes do aluno e da dissertação. Assim, foi planeada a implementação de um sistema na área da cardiologia e análises ECG procurando formas de contribuir positivamente para o problema.

No decorrer do segundo semestre, numa primeira fase foram tidas em conta as considerações obtidas na defesa intermédia, dando início à implementação do sistema, investigando as soluções existentes no mercado e o impacto que o problema da HVE tem nos utentes e nas entidades que representam. Decorrido este passo, foram levantadas e priorizadas as funcionalidades do projeto, assim como os protocolos de comunicação para com outros sistemas, segurança do sistema e de dados e os respetivos atores, dando início ao desenho da solução e ao desenvolvimento das funcionalidades após o levantamento dos aspetos anteriores.

Em paralelo com o desenvolvimento do sistema, foram desenvolvidas as várias técnicas e metodologias selecionadas no primeiro semestre, validando a solução através da base de dados fornecida e englobando ambas as parte numa só, tornando os métodos de diagnóstico desenvolvidos o *back-end* da aplicação com a fase de testes a decorrer em simultâneo com o desenvolvimento.

Principais dificuldades

A realização deste trabalho ultrapassou diversos obstáculos. Começando pela diferença na área entre a proposta da dissertação e do aluno, que levou à reformulação dos objetivos e o início tardio do estudo na área de Sistemas de Informação.

A segunda dificuldade encontrada foi na investigação a sistemas de análises de ECG para HVE. A investigação nesta área revelou uma grande quantidade de estudos e soluções para obtenção de sinais fisiológicos, tal como no seu processamento, porém, grande parte dos estudos e soluções encontradas principalmente para monitoramento diário, não apresentava

informações para o diagnóstico de HVE, o que virou motivação, incentivando a introdução de possíveis melhorias significativas para o problema em questão.

Outros obstáculos surgiram, como o contacto com uma área e patologia não familiar, a HVE, e o contacto com a ferramenta Matlab na qual havia pouca experiência. Porém, ambos os obstáculos se revelaram decisões acertadas devido ao conhecimento e experiência adquirida, após as dificuldades iniciais de aprendizagem.

A falta de experiência, o problema de saúde originado pela pandemia e os encargos profissionais, também contribuíram para o atraso no desenvolvimento e escalonamento temporal do trabalho.

Trabalho futuro

Em relação ao trabalho futuro, seria positivo proceder à implementação do protocolo de comunicação HL7. A implementação deste protocolo é através de uma *framework* gratuita, disponibilizada pela organização com o mesmo nome porem, será necessário um outro sistema para a comunicação e partilha de dados o que requer a participação de outras entidades que possam fornecer ou partilhar uma solução.

Implementar a funcionalidade de registo de atividade física do utente, através do registo de periféricos de monitoramento, semelhante ao sistema Vital Jacket apresentado no capítulo 4, sendo necessário o estudo e implementação da comunicação do dispositivo com o sistema, permitindo relacionar alterações cardíacas através de análises de ECG com o esforço físico praticado.

Introdução de diagnóstico de outras patologias e análise de sinais ECG com vários batimentos cardíacos seria uma mais-valia e aumentava a qualidade e produtividade da aplicação.

Ainda referente a trabalho futuro, uma solução para aumentar a produtividade é a implementação de um sistema capaz de analisar e gerar dados de diagnóstico para vários utentes com um só clique, ao invés de utente a utente.

Referências

- [1] Francis Morris, June Edhouse, William J Brady, John Camm. ABC OF CLINICAL ELECTROCARDIOGRAPHY. BMJ Books, 2003. ISBN: 0727915363
- [2] Biologia cardiovascular. Manual MERCK (biblioteca online). Disponível em: <http://www.manualmerck.net/?id=40>
- [3] Elsa Fernandes, Ciências Naturais 9º ano, Sistema Circulatório (Material de apoio à disciplina de Ciências Naturais do 9º ano)
- [4] Philip J. Podrid. Podrids Real-World ECGs A Masters Approach to the Art and Practice of Clinical ECG Interpretation. Volume 1 The Basics.
- [5] Catarina Rodrigues, Alexandra Fernandes. Genetics of hypertrophic cardiomyopathy: Advances and pitfalls in molecular diagnosis and therapy. The Application of Clinical Genetics, 195-208. October 2014
- [6] MILL, José G.; VASSALTO, Dalton V. Hipertrofia cardíaca. Revista Brasileira de Hipertensão, 63-75. 2011
- [7] JOÃO SÁ, Maria; DORES, Helder. Rev. Medicina Desportiva informa, 7-9. 2020
- [8] Philip Podrid. Podrids Real-World ECGs. Volume 2, Myocardial Abnormalities. 2013
- [9] Website oficial da HL7 International. Disponível em HL7.org
- [10] Website oficial do protocolo DICOM. Disponível em dicomstandard.org
- [11] Khodambashi, Nytrø. Reviewing clinical guideline development tools: features and characteristics. BMC Medical Informatics and Decision Making, 17:132. 2017
- [12] Adam Gacek. Na Introduction to ECG Signal Processing and Analysis. ECG Signal Processing and Interpretation, 21:46. 2012
- [13] V. Morais and C. Vieira, MATLAB Curso Completo, FCA, 2013
- [14] J. Luo, K. Ying, and P. He, Properties of Savitzky-Golay digital differentiators, Digital Signal Processing, 2005
- [15] A. Savitzky, M.J.E. Golay, Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures, Analytical Chemistry, 1964
- [16] C. E. Chronaki *et al.*, Open ECG: A European project to promote the SCP-ECG standard, a further step towards interoperability in electrocardiography, *Computers in Cardiology*, 285-288. 2002
- [17] Vieweg, Walter & Wood, Mark & Fernandez, Antony & Beatty-Brooks, Mary & Hasnain, Mehrul & Anand, Karthika. Proarrhythmic Risk with Antipsychotic and Antidepressant Drugs: Implications in the Elderly. *Drugs & aging*. 26. 997-1012. 2009

Anexos

A. Método componentes do Complexo QRS

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlsx para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    % Metodo para a derivada D1
    I = (Sinal(:, [1]))*0.025;
%   II = (Sinal(:, [2]))*0.025;
%   III = (Sinal(:, [3]))*0.025;
%   aVR = (Sinal(:, [4]))*0.025;
%   aVL = (Sinal(:, [5]))*0.025;
%   aVF = (Sinal(:, [6]))*0.025;
%   V1 = (Sinal(:, [7]))*0.025;
%   V2 = (Sinal(:, [8]))*0.025;
%   V3 = (Sinal(:, [9]))*0.025;
%   V4 = (Sinal(:, [10]))*0.025;
%   V5 = (Sinal(:, [11]))*0.025;
%   V6 = (Sinal(:, [12]))*0.025;

    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'

    QRS_I = I(190:300);
    QRSIfilt = sgolayfilt(QRS_I, 5, 27);
%   QRS_II = II(210:280);
%   QRSIIfilt = sgolayfilt(QRS_II, 3, 45);
%   QRS_III = III(210:280);
%   QRSIIfilt = sgolayfilt(QRS_III, 3, 45);
%   QRS_aVR = aVR(210:280);
%   QRSAVRfilt = sgolayfilt(QRS_aVR, 3, 45);
%   QRS_aVL = aVL(210:280);
%   QRSAVLfilt = sgolayfilt(QRS_aVL, 5, 37);
%   QRS_aVF = aVF(210:280);
%   QRSAVffilt = sgolayfilt(QRS_aVF, 3, 45);
%   QRS_V1 = V1(210:280);
%   QRSV1filt = sgolayfilt(QRS_V1, 3, 45);
%   QRS_V2 = V2(210:280);
%   QRSV2filt = sgolayfilt(QRS_V2, 3, 45);
%   QRS_V3 = V3(210:280);
%   QRSV3filt = sgolayfilt(QRS_V3, 3, 45);
%   QRS_V4 = V4(210:280);
%   QRSV4filt = sgolayfilt(QRS_V4, 3, 45);
%   QRS_V5 = V5(210:280);
%   QRSV5filt = sgolayfilt(QRS_V5, 3, 27);
%   QRS_V6 = V6(210:280);
%   QRSV6filt = sgolayfilt(QRS_V6, 3, 27);
```

```

% DERIVAÇÃO I -----
[AmpR_I, loc_AmpR_I] = findpeaks(QRS_I, 'MinPeakHeight',0.4);
AmpR_I = max(AmpR_I);
for y = 1:length(loc_AmpR_I)
    valorR = loc_AmpR_I(y)
    if AmpR_I == QRS_I(valorR)
        loc_AmpR_I = valorR;
        break
    end
end
if isempty(AmpR_I)
    loc_AmpR_I = 0;
    AmpR_I = 0;
    auxOndaQfim = 300;
else
    auxOndaQfim = 190 + loc_AmpR_I;
end
if (loc_AmpR_I < 35 && AmpR_I < 1.5) || loc_AmpR_I > 85
    QRS_I_aux = I(225:280);
    [AmpR_I, loc_AmpR_I] = findpeaks(QRS_I_aux,
'MinPeakHeight',0.4,'MinPeakDistance',30,'Npeaks',1);
    loc_AmpR_I = loc_AmpR_I + 35;
    if isempty(AmpR_I)
        loc_AmpR_I = 0;
        AmpR_I = 0;
        auxOndaQfim = 300;
    end
end
QR_I = I(190:auxOndaQfim);
[AmpQ_I, loc_AmpQ_I] = findpeaks(-QR_I, 'MinPeakHeight',0.4);
AmpQ_I = max(AmpQ_I);
AmpQ_I = 0 - AmpQ_I;
for y = 1:length(loc_AmpQ_I)
    valorQ = loc_AmpQ_I(y);
    if AmpQ_I == QR_I(valorQ)
        loc_AmpQ_I = valorQ;
        break
    end
end
%AmpQ_I = 0 - AmpQ_I;
if AmpR_I == 0
    AmpS_I = AmpQ_I;
    loc_AmpS_I = loc_AmpQ_I;
    AmpQ_I = 0;
else
    RS_I = I(190+loc_AmpR_I:300);
    [AmpS_I, loc_AmpS_I] = findpeaks(-RS_I, 'MinPeakHeight',0.5);
    AmpS_I = max(AmpS_I);
    AmpS_I = 0 - AmpS_I;
    for y = 1:length(loc_AmpS_I)
        valorS = loc_AmpS_I(y);
        if AmpS_I == RS_I(valorS)
            loc_AmpS_I = valorS;
            break
        end
    end
    loc_AmpS_I = loc_AmpS_I + loc_AmpR_I;
end

derivada_QRS_I = diff(QRSIfilt);

% INICIO I -----
if isempty(AmpQ_I)
    AmpQ_I = 0;
    for x = 1:length(derivada_QRS_I)
        if x < (loc_AmpR_I-5)
            zero_sub = derivada_QRS_I(x) * derivada_QRS_I(x+1);

```

```

        if zero_sub < 0.001
            inicio_QRS_I = x;
        end
    end
end
else
    for x = 1:length(derivada_QRS_I)
        if x < (loc_AmpQ_I-5)
            zero_sub = derivada_QRS_I(x) * derivada_QRS_I(x+1);
            if zero_sub < 0.001
                inicio_QRS_I = x;
            end
        end
    end
end
end
% FINAL I -----
if isempty(AmpS_I)
    AmpS_I = 0;
    for x = 1:length(derivada_QRS_I)
        if (x < length(derivada_QRS_I)) && (x > loc_AmpR_I+12)
            zero_sub = derivada_QRS_I(x) * derivada_QRS_I(x+1);
            final_aux = QRS_I(x);
            if (zero_sub < 0.01) && (final_aux < 3)
                final_QRS_I = x + 5;
                break
            end
        end
    end
else
    for x = 1:length(derivada_QRS_I)
        if (x < length(derivada_QRS_I)) && (x > loc_AmpS_I+5)
            zero_sub = derivada_QRS_I(x) * derivada_QRS_I(x+1);
            if zero_sub < 0.05
                final_QRS_I = x;
                break
            end
        end
    end
end
end
% QRS DURAÇÃO EM I -----
tempo_QRS_I = ((final_QRS_I - inicio_QRS_I) * 0.002) * 1000;

% Ponto J
ptJ_I = QRS_I(x);

% Onda Q
Q_I = AmpQ_I;

resultados_I=[tempo_QRS_I,ptJ_I,Q_I];
Resultados(i,1:3) = resultados_I

baseFileName = 'devI.xlsx';
xlswrite(baseFileName ,Resultados);

end

```

B. Método deteção de sobrecarga na aurícula esquerda

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlxs para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    II = (Sinal(:, [2]))*0.025;
    V1 = (Sinal(:, [7]))*0.025;

    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'

    P_II = II(100:225);
    P_V1 = V1(100:235);

    % Encontrar pico da onda P
    [ampP_II, loc_ampP_II] =
findpeaks(P_II, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'Npeaks', 2);

    if loc_ampP_II < 40
        P_II_aux = II(140:225);
        [ampP_II, loc_ampP_II] = findpeaks(P_II_aux, 'MinPeakHeight', 0.5);
    end

    if isempty(ampP_II)
        ampP_II = 0;
        loc_ampP_II = 0;
        tempoPII = 0;
    else

    % Guardar apenas o primeiro pico calculado
    for t = 1:length(loc_ampP_II)
        if (t > 1)
            loc_ampP_II = loc_ampP_II(t);
            ampP_II = ampP_II(t);
        end
    end

    % Filtro Savitzky-Golay
    P_II_filtro = sgolayfilt(P_II, 35, 47);

    % Derivada
    derivada_P_II_filtro = diff(P_II_filtro);

    % Alterar o filtro a ser usado caso o sinal seja muito insconstante
    zeros = 0;
    for z = 1:length(derivada_P_II_filtro)
        if z < 84
            zero = derivada_P_II_filtro(z) * derivada_P_II_filtro(z+1);
```

```

        if (zero <= 0)
            zeros = zeros + 1;
        end
    end
end

if zeros > 30
    derivada_P_II_filtro = sgolayfilt(derivada_P_II_filtro, 9, 39);
    derivada_P_II_filtro = diff(derivada_P_II_filtro);
end

% Comparar com a localização do pico positivo os valores das derivada
adjacentes
for x = 1:length(derivada_P_II_filtro)
    if x < (loc_ampP_II-20)
        zero_sub = derivada_P_II_filtro(x) * derivada_P_II_filtro(x+1);
        if zero_sub <= 0
            InicioPII = x;
        end
    end
end

for x = 1:length(derivada_P_II_filtro)
    if (x < length(derivada_P_II_filtro) && (x > loc_ampP_II + 10)
        zero_desc = derivada_P_II_filtro(x) *
derivada_P_II_filtro(x+1);
        if zero_desc <= 0
            FimPII = x;
            break
        end
    end
end

tempoPII = ((FimPII - InicioPII) * 0.002) * 1000;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

[ampP_V1,loc_ampP_V1] =
findpeaks(P_V1,'MinPeakHeight',0.4,'MinPeakDistance',50);
ampP_V1 = max (ampP_V1);
loc_ampP_V1 = max(loc_ampP_V1)

loc_ampP_V1(loc_ampP_V1 < 28) = [];

if isempty(ampP_V1)
    ampP_V1 = 0;
    loc_ampP_V1 = 0;
end
if isempty(loc_ampP_V1)
    ampP_V1 = 0;
    loc_ampP_V1 = 0;
end

if loc_ampP_V1 > 100
    P_V1 = V1(100:205);
    [ampP_V1,loc_ampP_V1] =
findpeaks(P_V1,'MinPeakHeight',0.4,'MinPeakDistance',50);
ampP_V1 = max (ampP_V1);
loc_ampP_V1 = max(loc_ampP_V1)
    if isempty(ampP_V1)
        ampP_V1 = 0;
        loc_ampP_V1 = 0;
    end
    if isempty(loc_ampP_V1)
        ampP_V1 = 0;
        loc_ampP_V1 = 0;
    end
end
end

```

```

end

% Encontrar pico neg da onda P caso exista
% Ignorar os picos antes do indice do pico positivo por indução em erro
[ampP_Vlneg,loc_ampP_Vlneg] = findpeaks(-
P_V1, 'MinPeakHeight',0.3, 'MinPeakDistance',80);

%loc_ampP_Vlneg(loc_ampP_Vlneg < loc_ampP_V1) = [];
ampP_V1 = max (ampP_V1);
ampP_Vlneg = 0 - (max (ampP_Vlneg));

%   if loc_ampP_Vlneg < 60
%       loc_ampP_Vlneg = 0;
%       ampP_Vlneg = 0;
%   end

TF = isempty(loc_ampP_Vlneg);
if TF == 1
    loc_ampP_Vlneg = 0;
    ampP_Vlneg = 0;
end

for t = 1:length(loc_ampP_Vlneg)
    if (t > 1)
        loc_ampP_Vlneg = loc_ampP_Vlneg(t);
        ampP_Vlneg = ampP_Vlneg(t);
    end
end

% Onda P negativa trocada com onda Q ou onda S
if ampP_Vlneg > 3
    ampP_Vlneg = 0;
    loc_ampP_Vlneg = 0;
end

if loc_ampP_Vlneg > 110
    ampP_Vlneg = 0;
    loc_ampP_Vlneg = 0;
end

if loc_ampP_Vlneg < loc_ampP_V1
    ampP_V1 = 0;
    loc_ampP_V1 = 0;
end

if (ampP_V1 >= 0)
    % Filtro Savitzky-Golay
    P_V1_filtro = sgolayfilt(P_V1, 12, 47);

    derivada_P_V1_filtro = diff(P_V1_filtro);

    % Comparar com a localização do pico positivo os valores das derivada
    adjacentes
    for t = 1:length(derivada_P_V1_filtro)
        if t < (loc_ampP_V1-12) && ( loc_ampP_V1 > 0 )
            zero_sub = derivada_P_V1_filtro(t) * derivada_P_V1_filtro(t+1);
            if zero_sub <= 0
                InícioPV1 = t;
            end
        end
    end

    for c = 1:length(derivada_P_V1_filtro)
        if (c < length(derivada_P_V1_filtro)) && (loc_ampP_Vlneg <=
loc_ampP_V1)

```

```

        zero_desc = derivada_P_V1_filtro(c) *
derivada_P_V1_filtro(c+1);
        if (c > loc_ampP_V1+3) && (zero_desc <= 0) && (loc_ampP_V1 >
0 )
            FimPV1 = c;
            break
        end
        elseif (c < length(derivada_P_V1_filtro)) && (c >
loc_ampP_V1neg+12) && ((loc_ampP_V1neg > 0 ))
            zero_desc = derivada_P_V1_filtro(c) *
derivada_P_V1_filtro(c+1);
            if zero_desc <= 0
                FimPV1 = c;
                break
            end
        end
    end
end

%
%   % Aproximar o fim da onda P com a linha isoelétrica
%   zeros_P_V1 = find(~P_V1);
%   for z = 1:length(zeros_P_V1)-2
%       if zeros_P_V1(z) > FimPV1
%           FimPV1 = ((zeros_P_V1(z) - FimPV1) + FimPV1) + 1;
%           break
%       end
%   end
%   end

% Calcular largura da onda P parte negativa
for k = 1:length(P_V1)
    if (k > loc_ampP_V1) && (k < length(P_V1) && (loc_ampP_V1 >
1))
        zero = P_V1(k) * P_V1(k+1);
        if zero <= 0
            Pzero = k;
            break
        end
    else
        if (k < loc_ampP_V1neg)
            zero = P_V1(k) * P_V1(k+1);
% 0.1 para evitar casos com sinal constantemente negativo
            if zero <= 0.1
                Pzero = k;
            end
        end
    end
end

if ampP_V1 == 0 && ampP_V1neg == 0
    Pzero = 0;
    FimPV1 = 0;
end

if ampP_V1 == 0
    InicioPV1 = Pzero - 5;
end

if ampP_V1neg == 0
    Pzero = FimPV1;
end

tempoPV1neg = (((FimPV1 - Pzero) * 0.002) * 1000);
tempoPV1 = (((FimPV1 - InicioPV1) * 0.002) * 1000);
end

if ampP_V1 == 0 && ampP_V1neg == 0

```

```

    tempoPV1neg = 0;
    tempoPV1 = 0;
end

if tempoPV1 < 0 || tempoPV1neg < 0
    tempoPV1neg = 0;
    tempoPV1 = 0;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

if ( tempoPII > 120 )
    sobrecargaAE = 1
else
    sobrecargaAE = 0
end

resultados=[sobrecargaAE,tempoPII, ampP_II, ampP_V1, ampP_V1neg, tempoPV1, tempoPV1
neg];
Resultados(i,1:7) = resultados
end

```


C. Método deteção da morfologia ST e onda T

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlxs para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    I = (Sinal(:, [1]))*0.025;
    II = (Sinal(:, [2]))*0.025;
    III = (Sinal(:, [3]))*0.025;
    aVR = (Sinal(:, [4]))*0.025;
    aVL = (Sinal(:, [5]))*0.025;
    aVF = (Sinal(:, [6]))*0.025;
    V1 = (Sinal(:, [7]))*0.025;
    V2 = (Sinal(:, [8]))*0.025;
    V3 = (Sinal(:, [9]))*0.025;
    V4 = (Sinal(:, [10]))*0.025;
    V5 = (Sinal(:, [11]))*0.025;
    V6 = (Sinal(:, [12]))*0.025;

    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'

    T_I = I(300:450);
    TIfilt = sgolayfilt(T_I, 5, 37);
    T_II = II(300:450);
    TIIfilt = sgolayfilt(T_II, 5, 37);
    T_III = III(290:450);
    TIIIfilt = sgolayfilt(T_III, 5, 37);
    T_aVR = aVR(290:450);
    TaVRfilt = sgolayfilt(T_aVR, 5, 37);
    T_aVL = aVL(290:450);
    TaVLFilt = sgolayfilt(T_aVL, 5, 37);
    T_aVF = aVF(290:450);
    TaVFfilt = sgolayfilt(T_aVF, 5, 37);
    T_V1 = V1(290:450);
    TV1filt = sgolayfilt(T_V1, 3, 45);
    T_V2 = V2(290:450);
    TV2filt = sgolayfilt(T_V2, 5, 27);
    T_V3 = V3(290:450);
    TV3filt = sgolayfilt(T_V3, 9, 27);
    T_V4 = V4(300:450);
    TV4filt = sgolayfilt(T_V4, 5, 27);
    T_V5 = V5(290:450);
    TV5filt = sgolayfilt(T_V5, 3, 27);
    T_V6 = V6(290:450);
    TV6filt = sgolayfilt(T_V6, 3, 27);

    % É normal haver ondas T invertidas em aVR III e V1
    tinvert = 0;

    % Encontrar pico da onda T
    [ampT_I, loc_ampT_I] =
findpeaks(TIfilt, 'MinPeakHeight', 0.6, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
```

```

ampT_I = max(ampT_I);
if loc_ampT_I > 110
    T_I_aux = I(300:310);
    [ampT_I, loc_ampT_I] =
findpeaks(T_I_aux, 'MinPeakHeight', 0.6, 'MinPeakDistance', 9, 'NPeaks', 1);
    ampT_I = max(ampT_I);
    loc_ampT_I = loc_ampT_I + 40;
end
if isempty(ampT_I)
    [ampT_I, loc_ampT_I] = findpeaks(-
TIfilt, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    ampT_I = 0 - max(ampT_I);
    tinvert = tinvert + 1;
    if isempty(ampT_I)
        ampT_I = 0;
        loc_ampT_I = 0;
    end
end
[ampT_II, loc_ampT_II] =
findpeaks(TIIfilt, 'MinPeakHeight', 0.6, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
ampT_II = max(ampT_II);
if isempty(ampT_II)
    [ampT_II, loc_ampT_II] = findpeaks(-
TIIfilt, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    ampT_II = 0 - max(ampT_II);
    tinvert = tinvert + 1;
    if isempty(ampT_II)
        ampT_II = 0;
        loc_ampT_II = 0;
    end
end
[ampT_III, loc_ampT_III] =
findpeaks(TIIIfilt, 'MinPeakHeight', 0.6, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
ampT_III = max(ampT_III);
if isempty(ampT_III)
    [ampT_III, loc_ampT_III] = findpeaks(-
TIIIfilt, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    ampT_III = 0 - max(ampT_III);
    if isempty(ampT_III)
        ampT_III = 0;
        loc_ampT_III = 0;
    end
end
[ampT_aVR, loc_ampT_aVR] =
findpeaks(TaVRfilt, 'MinPeakHeight', 0.8, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
ampT_aVR = max(ampT_aVR);
if isempty(ampT_aVR)
    [ampT_aVR, loc_ampT_aVR] = findpeaks(-
TaVRfilt, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    ampT_aVR = 0 - max(ampT_aVR);
    if isempty(ampT_aVR)
        ampT_aVR = 0;
        loc_ampT_aVR = 0;
    end
end
[ampT_aVL, loc_ampT_aVL] =
findpeaks(TaVLfilt, 'MinPeakHeight', 0.8, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
ampT_aVL = max(ampT_aVL);
if isempty(ampT_aVL)
    [ampT_aVL, loc_ampT_aVL] = findpeaks(-
TaVLfilt, 'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    ampT_aVL = 0 - max(ampT_aVL);
    tinvert = tinvert + 1;
    if isempty(ampT_aVL)
        ampT_aVL = 0;
        loc_ampT_aVL = 0;
    end
end
end
end

```

```

    [ampT_aVF,loc_ampT_aVF] =
findpeaks(TaVffilt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_aVF = max(ampT_aVF);
if isempty(ampT_aVF)
    [ampT_aVF,loc_ampT_aVF] = findpeaks(-
TaVffilt,'MinPeakHeight',0.5,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_aVF = 0 - max(ampT_aVF);
tinvert = tinvert + 1;
if isempty(ampT_aVF)
    ampT_aVF = 0;
    loc_ampT_aVF = 0;
end
end
[ampT_V1,loc_ampT_V1] =
findpeaks(TV1filt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_V1 = max(ampT_V1);
if isempty(ampT_V1)
    [ampT_V1,loc_ampT_V1] = findpeaks(-
TV1filt,'MinPeakHeight',0.6,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_V1 = 0 - max(ampT_V1);
tinvert = tinvert + 1;
if isempty(ampT_V1)
    ampT_V1 = 0;
    loc_ampT_V1 = 0;
end
end
[ampT_V2,loc_ampT_V2] =
findpeaks(TV2filt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50);
ampT_V2 = max(ampT_V2);
loc_ampT_V2 = max(loc_ampT_V2)
if isempty(ampT_V2)
    [ampT_V2,loc_ampT_V2] = findpeaks(-
TV2filt,'MinPeakHeight',0.6,'MinPeakDistance',50);
ampT_V2 = 0 - max(ampT_V2);
tinvert = tinvert + 1;
if isempty(ampT_V2)
    ampT_V2 = 0;
    loc_ampT_V2 = 0;
end
end
[ampT_V3,loc_ampT_V3] =
findpeaks(TV3filt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_V3 = max(ampT_V3);
if isempty(ampT_V3)
    [ampT_V3,loc_ampT_V3] = findpeaks(-
TV3filt,'MinPeakHeight',0.6,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_V3 = 0 - max(ampT_V3);
tinvert = tinvert + 1;
if isempty(ampT_V3)
    ampT_V3 = 0;
    loc_ampT_V3 = 0;
end
end
[ampT_V4,loc_ampT_V4] =
findpeaks(TV4filt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_V4 = max(ampT_V4);
if isempty(ampT_V4)
    [ampT_V4,loc_ampT_V4] = findpeaks(-
TV4filt,'MinPeakHeight',0.6,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
ampT_V4 = 0 - max(ampT_V4);
tinvert = tinvert + 1;
if isempty(ampT_V4)
    ampT_V4 = 0;
    loc_ampT_V4 = 0;
end
end
[ampT_V5,loc_ampT_V5] =
findpeaks(TV5filt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);

```

```

    ampT_V5 = max(ampT_V5);
    if isempty(ampT_V5)
        [ampT_V5,loc_ampT_V5] = findpeaks(-
TV5filt,'MinPeakHeight',0.6,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
        ampT_V5 = 0 - max(ampT_V5);
        tinvert = tinvert + 1;
        if isempty(ampT_V5)
            ampT_V5 = 0;
            loc_ampT_V5 = 0;
        end
    end
    [ampT_V6,loc_ampT_V6] =
findpeaks(TV6filt,'MinPeakHeight',0.8,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
    ampT_V6 = max(ampT_V6);
    if isempty(ampT_V6)
        [ampT_V6,loc_ampT_V6] = findpeaks(-
TV6filt,'MinPeakHeight',0.6,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
        ampT_V6 = 0 - max(ampT_V6);
        tinvert = tinvert + 1;
        if isempty(ampT_V6)
            ampT_V6 = 0;
            loc_ampT_V6 = 0;
        end
    end

    if tinvert > 0
        ondasTinvertidas = 1
    else
        ondasTinvertidas = 0
    end

    % Imprime 1/0 se deteta ondas invertidas ou não e as amplitudes em
    % cada derivação

rs=([ampT_I,ampT_II,ampT_III,ampT_aVR,ampT_aVL,ampT_aVF,ampT_V1,ampT_V2,ampT_V
3,ampT_V4,ampT_V5,ampT_V6]);
    Resultados_T(i,1:12) = rs

%
%     %writematrix(Resultados,'T_all.csv');
%     %xlswrite('T.xlsx',Resultados_T);

% Inicio das ondas T para infraST em V5/V6 e I/aVL

% Derivada
derivada_TIfilt = diff(TIfilt);
derivada_TaVLfilt = diff(TaVLfilt);
derivada_TV5filt = diff(TV5filt);
derivada_TV6filt = diff(TV6filt);

derivada_TIIIfilt = diff(TIIIfilt);
derivada_TIIIfilt = diff(TIIIfilt);
derivada_TaVffilt = diff(TaVffilt);
derivada_TV2filt = diff(TV2filt);
derivada_TV3filt = diff(TV3filt);
derivada_TV4filt = diff(TV4filt);

%----- Inicio e fim de T em I -----%
for x = 1:length(derivada_TIfilt)
    InicioTI = 1;
    if x < (loc_ampT_I - 20)
        zero_sub = derivada_TIfilt(x) * derivada_TIfilt(x+1);
        if zero_sub < 0
            InicioTI = x;
        end
    end
end

for x = 1:length(derivada_TIfilt)

```

```

        if (x < length(derivada_TIfilt)) && (x > loc_ampT_I+10)
            zero_desc = derivada_TIfilt(x) * derivada_TIfilt(x+1);
            if zero_desc <= 0
                FimTI = x;
            end
        end
    end

%----- Inicio de T em II -----%

    for x = 1:length(derivada_TIIfilt)
        InicioTII = 1;
        if x < (loc_ampT_II - 20)
            zero_sub = derivada_TIIfilt(x) * derivada_TIIfilt(x+1);
            if zero_sub < 0
                InicioTII = x;
            end
        end
    end

%----- Inicio de T em III -----%

    for x = 1:length(derivada_TIIIfilt)
        InicioTIII = 1;
        if x < (loc_ampT_II - 20)
            zero_sub = derivada_TIIIfilt(x) * derivada_TIIIfilt(x+1);
            if zero_sub < 0
                InicioTIII = x;
            end
        end
    end

%----- Inicio e fim de T em aVL -----%

    for x = 1:length(derivada_TaVLfilt)
        InicioTaVL = 1;
        if x < (loc_ampT_aVL - 20)
            zero_sub = derivada_TaVLfilt(x) * derivada_TaVLfilt(x+1);
            if zero_sub < 0
                InicioTaVL = x;
            end
        end
    end

    for x = 1:length(derivada_TaVLfilt)
        if (x < length(derivada_TaVLfilt)) && (x > loc_ampT_aVL+10)
            zero_desc = derivada_TaVLfilt(x) * derivada_TaVLfilt(x+1);
            if zero_desc <= 0
                FimTaVL = x;
                break
            end
        end
    end

    if loc_ampT_aVL == 0
        InicioTaVL = 30;    % Fim segmento ST
        FimTaVL = 30;
    end

%----- Inicio de T em aVF -----%

    for x = 1:length(derivada_TaVffilt)
        InicioTaVF = 1;
        if x < (loc_ampT_aVF - 20)
            zero_sub = derivada_TaVffilt(x) * derivada_TaVffilt(x+1);
            if zero_sub < 0
                InicioTaVF = x;
            end
        end
    end

```

```

end

%----- Inicio de T em V2 -----%

for x = 1:length(derivada_TV2filt)
    InicioTV2 = 1;
    if x < (loc_ampT_V2 - 20)
        zero_sub = derivada_TV2filt(x) * derivada_TV2filt(x+1);
        if zero_sub < 0
            InicioTV2 = x;
        end
    end
end

%----- Inicio de T em V3 -----%

for x = 1:length(derivada_TV3filt)
    InicioTV3 = 1;
    if x < (loc_ampT_V3 - 20)
        zero_sub = derivada_TV3filt(x) * derivada_TV3filt(x+1);
        if zero_sub < 0
            InicioTV3 = x;
        end
    end
end

%----- Inicio de T em V4 -----%

for x = 1:length(derivada_TV4filt)
    InicioTV4 = 1;
    if x < (loc_ampT_V4 - 20)
        zero_sub = derivada_TV4filt(x) * derivada_TV4filt(x+1);
        if zero_sub < 0
            InicioTV4 = x;
        end
    end
end

%----- Inicio e fim de T em V5 -----%
for x = 1:length(derivada_TV5filt)
    InicioTV5 = 1;
    if x < (loc_ampT_V5 - 20)
        zero_sub = derivada_TV5filt(x) * derivada_TV5filt(x+1);
        if zero_sub < 0 || round(derivada_TV5filt(x),2) == 0.02
            InicioTV5 = x;
        end
    end
end

for x = 1:length(derivada_TV5filt)
    if (x < length(derivada_TV5filt)) && (x > loc_ampT_V5+10)
        zero_desc = derivada_TV5filt(x) * derivada_TV5filt(x+1);
        if zero_desc <= 0
            FimTV5 = x;
            break
        end
    end
end

%----- Inicio e fim de T em V6 -----%
for x = 1:length(derivada_TV6filt)
    InicioTV6 = 1;
    if x < (loc_ampT_V6 - 20)
        zero_sub = derivada_TV6filt(x) * derivada_TV6filt(x+1);
        if zero_sub < 0 || round(derivada_TV6filt(x),2) == 0.02
            InicioTV6 = x;
        end
    end
end

```

```

end

for x = 1:length(derivada_TV6filt)
    if (x < length(derivada_TV6filt)) && (x > loc_ampT_V6+10)
        zero_desc = derivada_TV6filt(x) * derivada_TV6filt(x+1);
        if zero_desc <= 0
            FimTV6 = x;
            break
        end
    end
end

end

%----- Fim da onda S -----%

S_I = I(250:300);
SIfilt = sgolayfilt(S_I, 5, 37);
S_II = II(250:300);
SIIfilt = sgolayfilt(S_II, 5, 37);
S_III = III(250:300);
SIIIfilt = sgolayfilt(S_III, 3, 35);
S_aVL = aVL(250:300);
SaVLfilt = sgolayfilt(S_aVL, 5, 37);
S_aVF = aVF(250:300);
SaVFfilt = sgolayfilt(S_aVF, 5, 37);
S_V2 = V2(250:300);
SV2filt = sgolayfilt(S_V2, 3, 35);
S_V3 = V3(250:300);
SV3filt = sgolayfilt(S_V3, 3, 35);
S_V4 = V4(250:300);
SV4filt = sgolayfilt(S_V4, 3, 35);
S_V5 = V5(250:300);
SV5filt = sgolayfilt(S_V5, 3, 35);
S_V6 = V6(250:300);
SV6filt = sgolayfilt(S_V6, 3, 35);

% Derivadas
derivada_SIfilt = diff(SIfilt);
derivada_SaVLfilt = diff(SaVLfilt);
derivada_SV5filt = diff(SV5filt);
derivada_SV6filt = diff(SV6filt);
derivada_SIIfilt = diff(SIIfilt);
derivada_SIIIfilt = diff(SIIIfilt);
derivada_SV2filt = diff(SV2filt);
derivada_SV3filt = diff(SV3filt);
derivada_SV4filt = diff(SV4filt);
derivada_SaVFfilt = diff(SaVFfilt);

%----- Fim das ondas S -----

FimSI = 41;
FimSII = 41;
for x = 1:length(derivada_SIfilt)
    if (x < length(derivada_SIfilt)) && (x > 30)
        zero_desc = derivada_SIfilt(x) * derivada_SIfilt(x+1);
        if zero_desc <= 0.02
            FimSI = x;
            break
        end
    end
end

end

for x = 1:length(derivada_SIIfilt)
    if (x < length(derivada_SIIfilt)) && (x > 35)
        zero_desc = derivada_SIIfilt(x) * derivada_SIIfilt(x+1);
        if zero_desc <= 0.02
            FimSII = x;
            break
        end
    end
end

```

```

        end
    end
end

    for x = 1:length(derivada_SIIIfilt)
        if (x < length(derivada_SIIIfilt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SIIIfilt(x) * derivada_SIIIfilt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02
                FimSIII = x;
                break
            end
        end
    end

end

    for x = 1:length(derivada_SaVLfilt)
        if (x < length(derivada_SaVLfilt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SaVLfilt(x) * derivada_SaVLfilt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02 || round(derivada_SaVLfilt(x),2) == 0.01
                FimSaVL = x;
                break
            end
        end
    end

end

    for x = 1:length(derivada_SaVffilt)
        if (x < length(derivada_SaVffilt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SaVffilt(x) * derivada_SaVffilt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02 || round(derivada_SaVffilt(x),2) == 0.01
                FimSaVF = x;
                break
            end
        end
    end

end

    for x = 1:length(derivada_SV2filt)
        if (x < length(derivada_SV2filt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SV2filt(x) * derivada_SV2filt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02
                FimSV2 = x;
                break
            end
        end
    end

end

    for x = 1:length(derivada_SV3filt)
        if (x < length(derivada_SV3filt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SV3filt(x) * derivada_SV3filt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02
                FimSV3 = x;
                break
            end
        end
    end

end

    for x = 1:length(derivada_SV4filt)
        if (x < length(derivada_SV4filt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SV4filt(x) * derivada_SV4filt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02
                FimSV4 = x;
                break
            end
        end
    end

end

    for x = 1:length(derivada_SV5filt)
        if (x < length(derivada_SV5filt)) && ( x > 30)
            zero_desc = derivada_SV5filt(x) * derivada_SV5filt(x+1);
            if zero_desc <= 0.02

```



```

        FimSV5 = x;
        break
    end
end
end

for x = 1:length(derivada_SV6filt)
    if (x < length(derivada_SV6filt)) && ( x > 30)
        zero_desc = derivada_SV6filt(x) * derivada_SV6filt(x+1);
        if zero_desc <= 0.02
            FimSV6 = x;
            break
        end
    end
end

diferencaTS_I = T_I(InicioTI) - S_I(FimSI);
if diferencaTS_I > 0.5
    ST_I = ["A"];
else if diferencaTS_I < -0.5
    ST_I = ["D"];
else
    ST_I = ["H"];
end
end

diferencaTS_III = T_III(InicioTIII) - S_III(FimSIII);
if diferencaTS_III > 0.5
    ST_III = ["A"];
else if diferencaTS_III < -0.5
    ST_III = ["D"];
else
    ST_III = ["H"];
end
end

diferencaTS_II = T_II(InicioTII) - S_II(FimSII);
if diferencaTS_II > 0.5
    ST_II = ["A"];
else if diferencaTS_II < -0.5
    ST_II = ["D"];
else
    ST_II = ["H"];
end
end

diferencaTS_aVL = T_aVL(InicioTaVL) - S_aVL(FimSaVL);
if diferencaTS_aVL > 0.5
    ST_aVL = ["A"]';
else if diferencaTS_aVL < -0.5
    ST_aVL = ["D"];
else
    ST_aVL = ["H"];
end
end

diferencaTS_aVF = T_aVF(InicioTaVF) - S_aVF(FimSaVF);
if diferencaTS_aVF > 0.5
    ST_aVF = ["A"]';
else if diferencaTS_aVF < -0.5
    ST_aVF = ["D"];
else
    ST_aVF = ["H"];
end
end

diferencaTS_V2 = T_V2(InicioTV2) - S_V2(FimSV2);
if diferencaTS_V2 > 0.5

```

```

    ST_V2 = ["A"];
else if diferencaTS_V2 < -0.5
    ST_V2 = ["D"];
else
    ST_V2 = ["H"];
end
end

diferencaTS_V3 = T_V3(InicioTV3) - S_V3(FimSV3);
if diferencaTS_V3 > 0.5
    ST_V3 = ["A"];
else if diferencaTS_V3 < -0.5
    ST_V3 = ["D"];
else
    ST_V3 = ["H"];
end
end

diferencaTS_V4 = T_V4(InicioTV4) - S_V4(FimSV4);
if diferencaTS_V4 > 0.5
    ST_V4 = ["A"];
else if diferencaTS_V4 < -0.5
    ST_V4 = ["D"];
else
    ST_V4 = ["H"];
end
end

diferencaTS_V5 = T_V5(InicioTV5) - S_V5(FimSV5);
if diferencaTS_V5 > 0.5
    ST_V5 = ["A"];
else if diferencaTS_V5 < -0.5
    ST_V5 = ["D"];
else
    ST_V5 = ["H"];
end
end

diferencaTS_V6 = T_V6(InicioTV6) - S_V6(FimSV6);
if diferencaTS_V6 > 0.5
    ST_V6 = ["A"];
else if diferencaTS_V6 < -0.5
    ST_V6 = ["D"];
else
    ST_V6 = ["H"];
end
end

segmento_I = I(275:325);
segmento_II = II(275:325);
segmento_III = III(275:325);
segmento_aVL = aVL(275:325);
segmento_aVF = aVF(275:325);
segmento_V2 = V2(275:325);
segmento_V3 = V3(275:325);
segmento_V4 = V4(275:325);
segmento_V5 = V5(275:325);
segmento_V6 = V6(275:325);

ST_crit_I = mean(segmento_I);
ST_crit_II = mean(segmento_II);
ST_crit_III = mean(segmento_III);
ST_crit_aVL = mean(segmento_aVL);
ST_crit_aVF = mean(segmento_aVF);
ST_crit_V2 = mean(segmento_V2);
ST_crit_V3 = mean(segmento_V3);
ST_crit_V4 = mean(segmento_V4);

```

```

ST_crit_V5 = mean(segmento_V5);
ST_crit_V6 = mean(segmento_V6);

infraST_I_aVL = 0;
infraST_II_III = 0;
infraST_V5_V6 = 0;

if (ST_crit_I < -0.4) && (ST_crit_aVL < -0.4)
    infraST_I_aVL = 1
end
if (ST_crit_V5 < -0.4) && (ST_crit_V6 < -0.4)
    infraST_V5_V6 = 1
end
if (ST_crit_III < -0.4) && (ST_crit_II < -0.4)
    infraST_II_III = 1
end

st_valor=( [infraST_I_aVL,infraST_II_III,infraST_V5_V6,diferencaTS_I,diferencaT
S_II,diferencaTS_III,diferencaTS_aVL,diferencaTS_aVF,diferencaTS_V2,diferencaT
S_V3,diferencaTS_V4,diferencaTS_V5,diferencaTS_V6] );
    Resultados_ST(i,1:13) = st_valor

st_texto=( [ST_I,ST_crit_I,ST_II,ST_crit_II,ST_III,ST_crit_III,ST_aVL,ST_crit_a
VL,ST_aVF,ST_crit_aVF,ST_V2,ST_crit_V2,ST_V3,ST_crit_V3,ST_V4,ST_crit_V4,ST_V5
,ST_crit_V5,ST_V6,ST_crit_V6] );
    Resultados_ST_texto(i,1:20) = st_texto

end

```

D. Método deteção onda Q patológica

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlxs para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    II = (Sinal(:, [2])*0.025);
    III = (Sinal(:, [3]))*0.025;
    aVF = (Sinal(:, [6]))*0.025;
    V3 = (Sinal(:, [9]))*0.025;
    V4 = (Sinal(:, [10]))*0.025;
    V5 = (Sinal(:, [11]))*0.025;
    V6 = (Sinal(:, [12]))*0.025;

    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'

    % duração de pelo menos 40ms
    % amplitude de 1/4 da amplitude QRS
    % amplitude > 2

    count1 = 0; % Contadores de ondas Q pt1
    count2 = 0;
    Qpt1 = 0; % Utente com ondas Q patologicas

    % Calculo da amplitude R na derivação aVF, II e III
    QRS_aVF = aVF(200:300);
    [AmpR_aVF, loc_AmpR_aVF] = findpeaks(QRS_aVF,
'MinPeakHeight', 0.9, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    QRS_II = II(200:300);
    [AmpR_II, loc_AmpR_II] = findpeaks(QRS_II,
'MinPeakHeight', 0.7, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpR_II)
        AmpR_II = 0;
        loc_AmpR_II = 0;
    end

    % Calculo da amplitude R entre as derivações V3 e V4
    QRS_V3 = V3(200:300);
    [AmpR_V3, loc_AmpR_V3] = findpeaks(QRS_V3,
'MinPeakHeight', 0.7, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    QRS_V4 = V4(200:300);
    [AmpR_V4, loc_AmpR_V4] = findpeaks(QRS_V4,
'MinPeakHeight', 0.7, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpR_V4)
        AmpR_V4 = 0;
        loc_AmpR_V4 = 0;
    end

    % Calculo da amplitude R entre as derivações V5 e V6
    QRS_V5 = V5(200:300);
```

```

[AmpR_V5, loc_AmpR_V5] = findpeaks(QRS_V5,
'MinPeakHeight',0.9,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
if isempty(AmpR_V5)
    AmpR_V5 = 0;
    loc_AmpR_V5 = 0;
end
QRS_V6 = V6(200:300);
[AmpR_V6, loc_AmpR_V6] = findpeaks(QRS_V6,
'MinPeakHeight',0.7,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);

if isempty(AmpR_V6)
    AmpR_V6 = 0;
    loc_AmpR_V6 = 0;
end

% Obter amplitude das ondas Q
if ~isempty(AmpR_V6)
    if AmpR_V6 == 0
        QR_V6 = V6(200:300);
        [AmpQ_V6, loc_AmpQ_V6] = findpeaks(-QR_V6,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    else
        QR_V6 = V6(200:200+loc_AmpR_V6);
        [AmpQ_V6, loc_AmpQ_V6] = findpeaks(-QR_V6,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    end
end
if isempty(AmpR_V6)
    QR_V6 = V6(200:300);
    [AmpQ_V6, loc_AmpQ_V6] = findpeaks(-QR_V6,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
end
if ~isempty(AmpR_V5)
    if AmpR_V5 == 0
        QR_V5 = V5(200:300);
        [AmpQ_V5, loc_AmpQ_V5] = findpeaks(-QR_V5,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    else
        QR_V5 = V5(200:200+loc_AmpR_V5);
        [AmpQ_V5, loc_AmpQ_V5] = findpeaks(-QR_V5,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    end
end
if isempty(AmpR_V5)
    QR_V5 = V5(200:300);
    [AmpQ_V5, loc_AmpQ_V5] = findpeaks(-QR_V5,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
end
if ~isempty(AmpR_V4)
    if AmpR_V4 == 0
        QR_V4 = V4(200:300);
        [AmpQ_V4, loc_AmpQ_V4] = findpeaks(-QR_V4,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    else
        QR_V4 = V4(200:200+loc_AmpR_V4);
        [AmpQ_V4, loc_AmpQ_V4] = findpeaks(-QR_V4,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    end
end
if isempty(AmpR_V4)
    QR_V4 = V4(200:300);
    [AmpQ_V4, loc_AmpQ_V4] = findpeaks(-QR_V4,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
end
if ~isempty(AmpR_V3)
    QR_V3 = V3(200:200+loc_AmpR_V3);
    [AmpQ_V3, loc_AmpQ_V3] = findpeaks(-QR_V3,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);

```

```

else
    AmpR_V3 = 0;
    loc_AmpR_V3 = 0;
    QR_V3 = V3(200:300);
    [AmpQ_V3, loc_AmpQ_V3] = findpeaks(-QR_V3,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
end
if ~isempty(AmpR_II)
    if AmpR_II == 0
        QR_II = II(200:300);
        [AmpQ_II, loc_AmpQ_II] = findpeaks(-QR_II,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    else
        QR_II = II(200:200+loc_AmpR_II);
        [AmpQ_II, loc_AmpQ_II] = findpeaks(-QR_II,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
    end
end
if isempty(AmpR_II)
    QR_II = II(200:300);
    [AmpQ_II, loc_AmpQ_II] = findpeaks(-QR_II,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
end
if ~isempty(AmpR_aVF)
    QR_aVF = aVF(200:200+loc_AmpR_aVF);
    [AmpQ_aVF, loc_AmpQ_aVF] = findpeaks(-QR_aVF,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
else
    AmpR_aVF = 0;
    loc_AmpR_aVF = 0;
    QR_aVF = aVF(200:300);
    [AmpQ_aVF, loc_AmpQ_aVF] = findpeaks(-QR_aVF,
'MinPeakHeight',0.3,'NPeaks',1);
end

if isempty(AmpQ_aVF)
    AmpQ_aVF = 0;
    loc_AmpQ_aVF = 0;
end
if isempty(AmpQ_II)
    AmpQ_II = 0;
    loc_AmpQ_II = 0;
end
if isempty(AmpQ_V6)
    AmpQ_V6 = 0;
    loc_AmpQ_V6 = 0;
end
if isempty(AmpQ_V5)
    AmpQ_V5 = 0;
    loc_AmpQ_V5 = 0;
end
if isempty(AmpQ_V4)
    AmpQ_V4 = 0;
    loc_AmpQ_V4 = 0;
end
if isempty(AmpQ_V3)
    AmpQ_V3 = 0;
    loc_AmpQ_V3 = 0;
end

QRS_amp_II = AmpR_II + AmpQ_II;
QRS_amp_aVF = AmpR_aVF + AmpQ_aVF;
QRS_amp_V3 = AmpR_V3 + AmpQ_V3;
QRS_amp_V4 = AmpR_V4 + AmpQ_V4;
QRS_amp_V5 = AmpR_V5 + AmpQ_V5;
QRS_amp_V6 = AmpR_V6 + AmpQ_V6;

if AmpQ_II > (QRS_amp_II * 0.25) || AmpQ_II >= 2

```

```

        count1 = count1 + 1;
    end
    if AmpQ_aVF > (QRS_amp_aVF * 0.25) || AmpQ_aVF >= 2
        count1 = count1 + 1;
    end
    if AmpQ_V3 > (QRS_amp_V3 * 0.25) || AmpQ_V3 >= 2
        count2 = count2 + 1;
    end
    if AmpQ_V4 > (QRS_amp_V4 * 0.25) || AmpQ_V4 >=2
        count2 = count2 + 1;
    end
    if AmpQ_V5 > (QRS_amp_V5 * 0.25) || AmpQ_V5 >=2
        count2 = count2 + 1;
    end
    if AmpQ_V6 > (QRS_amp_V6 * 0.25) || AmpQ_V6 >=2
        count2 = count2 + 1;
    end

    if count1 == 2 || count2 >= 2
        Qpt1 = 1;
    end

    % Imprime

    rs=fix([Qpt1,AmpQ_II,AmpR_II,AmpQ_aVF,AmpR_aVF,AmpQ_V3,AmpR_V3,AmpQ_V4,AmpR_V4
    ,AmpQ_V5,AmpR_V5,AmpQ_V6,AmpR_V6]);
    Resultados(i,1:13) = rs

    %writematrix(Resultados,'Qpt1.csv');
    xlswrite('Qpat.xlsx',Resultados);
end

```

E. Método deteção elevação do ponto J

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlxs para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    II = (Sinal(:, [2])*0.025);
    III = (Sinal(:, [3]))*0.025;
    aVF = (Sinal(:, [6]))*0.025;
    V5 = (Sinal(:, [11])*0.025);
    V6 = (Sinal(:, [12]))*0.025;

    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'

    count = 0;

    % Calculo das amplitudes R
    R_II = II(200:290);
    [AmpR_II, loc_AmpR_II] = findpeaks(R_II, 'MinPeakHeight', 1, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpR_II)
        AmpR_II = 0 ;
        loc_AmpR_II = 0 ;
    end
    R_III = III(200:300);
    [AmpR_III, loc_AmpR_III] = findpeaks(R_III,
'MinPeakHeight', 1, 'MinPeakDistance', 40, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpR_III)
        AmpR_III = 0 ;
        loc_AmpR_III = 0 ;
    end

    % Calculo das amplitudes S e J
    RS_II = II(200+loc_AmpR_II:300);
    [AmpS_II, loc_AmpS_II] = findpeaks(-RS_II,
'MinPeakHeight', 0.24, 'MinPeakDistance', 20, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpS_II)
        AmpS_II = 0;
        loc_AmpS_II = 0;
    end
    if loc_AmpS_II > 20
        AmpS_II= 0;
        loc_AmpS_II = 0;
    end
    J_II = II(200+loc_AmpS_II+loc_AmpR_II:300);
    [AmpJ_II, loc_AmpJ_II] = findpeaks(J_II, 'MinPeakHeight', 0.5, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpJ_II)
        AmpJ_II = 0;
        loc_AmpJ_II = 0;
    end

    RS_III = III(200+loc_AmpR_III:300);
```



```

[AmpS_III, loc_AmpS_III] = findpeaks(-RS_III,
'MinPeakHeight',0.5,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
if isempty(AmpS_III)
    AmpS_III = 0;
    loc_AmpS_III = 0;
end
if loc_AmpS_III > 20
    AmpS_III= 0;
    loc_AmpS_III = 0;
end
J_III = III(200+loc_AmpS_III+loc_AmpR_III:300);
[AmpJ_III, loc_AmpJ_III] = findpeaks(J_III,
'MinPeakHeight',0.5,'NPeaks',1);
if isempty(AmpJ_III)
    AmpJ_III = 0;
    loc_AmpJ_III = 0;
end

QRS_aVF = aVF(200:300);
[AmpR_aVF, loc_AmpR_aVF] = findpeaks(QRS_aVF,
'MinPeakHeight',2,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
if isempty(AmpR_aVF)
    AmpR_aVF = 0;
    loc_AmpR_aVF = 0;
end
RS_aVF = aVF(200+loc_AmpR_aVF:300);
[AmpS_aVF, loc_AmpS_aVF] = findpeaks(-RS_aVF,
'MinPeakHeight',0.5,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
if isempty(AmpS_aVF)
    AmpS_aVF = 0;
    loc_AmpS_aVF = 0;
end
if loc_AmpS_aVF > 20
    AmpS_aVF= 0;
    loc_AmpS_aVF = 0;
end
J_aVF = aVF(200+loc_AmpS_aVF+loc_AmpR_aVF:300);
[AmpJ_aVF, loc_AmpJ_aVF] = findpeaks(J_aVF,
'MinPeakHeight',0.5,'NPeaks',1);
if isempty(AmpJ_aVF)
    AmpJ_aVF = 0;
    loc_AmpJ_aVF = 0;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Calculo da amplitude R entre as derivações V5 e V6

QRS_V5 = V5(200:300);
[AmpR_V5, loc_AmpR_V5] = findpeaks(QRS_V5,
'MinPeakHeight',1,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
QRS_V6 = V6(200:300);
[AmpR_V6, loc_AmpR_V6] = findpeaks(QRS_V6,
'MinPeakHeight',1,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);

RS_V5 = V5(200+loc_AmpR_V5:300);
[AmpS_V5, loc_AmpS_V5] = findpeaks(-RS_V5,
'MinPeakHeight',0.5,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
if isempty(AmpS_V5)
    AmpS_V5 = 0;
    loc_AmpS_V5 = 0;
end
if loc_AmpS_V5 > 20
    AmpS_V5= 0;
    loc_AmpS_V5 = 0;
end
J_V5 = V5(200+loc_AmpS_V5+loc_AmpR_V5:300);

```

```

[AmpJ_V5, loc_AmpJ_V5] = findpeaks(J_V5, 'MinPeakHeight',0.5,'NPeaks',1);
if isempty(AmpJ_V5)
    AmpJ_V5 = 0;
    loc_AmpJ_V5 = 0;
end

RS_V6 = V6(200+loc_AmpR_V6:300);
[AmpS_V6, loc_AmpS_V6] = findpeaks(-RS_V6,
'MinPeakHeight',0.5,'NPeaks',1);
if isempty(AmpS_V6)
    AmpS_V6= 0;
    loc_AmpS_V6 = 0;
end
if loc_AmpS_V6 > 20
    AmpS_V6= 0;
    loc_AmpS_V6 = 0;
end
J_V6 = III(200+loc_AmpS_V6+loc_AmpR_V6:300);
[AmpJ_V6, loc_AmpJ_V6] = findpeaks(J_V6, 'MinPeakHeight',0.5,'NPeaks',1);
if isempty(AmpJ_V6)
    AmpJ_V6 = 0;
    loc_AmpJ_V6 = 0;
end

if AmpJ_V6 > 0
    count = count + 1;
end
if AmpJ_V5 > 0
    count = count + 1;
end
if AmpJ_aVF > 0
    count = count + 1;
end
if AmpJ_III > 0
    count = count + 1;
end
if AmpJ_II > 0
    count = count + 1;
end

ptJ = 0;
if count > 2
    ptJ = 1;
end

rs=[ptJ,AmpJ_II,AmpJ_III,AmpJ_aVF,AmpJ_V5,AmpJ_V6]

%rs=[AmpR_II,AmpS_II,AmpJ_II,AmpR_III,AmpS_III,AmpJ_III,AmpR_aVF,AmpS_aVF,AmpJ
_aVF,AmpR_V5,AmpS_V5,AmpJ_V5,AmpR_V6,AmpS_V6,AmpJ_V6];
Resultados(i,1:6) = rs

    xlswrite('ElevPtJ.xlsx',Resultados);
end

```

F. Método deteção do desvio do eixo elétrico

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlxs para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    I = (Sinal(:, [1]))*0.025;
    aVF = (Sinal(:, [6]))*0.025;

    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'

    % Calculo da amplitude R na derivação aVF e I
    QRS_aVF = aVF(200:300);
    [AmpR_aVF, loc_AmpR_aVF] = findpeaks(QRS_aVF,
'MinPeakHeight', 0.7, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    QRS_I = I(200:300);
    [AmpR_I, loc_AmpR_I] = findpeaks(QRS_I,
'MinPeakHeight', 0.7, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);

    % Calculo da amplitude S na derivação aVF e I
    if isempty(AmpR_aVF)
        AmpR_aVF = 0;
        loc_AmpR_aVF = 0;
        [AmpS_aVF, loc_AmpS_aVF] = findpeaks(-QRS_aVF, 'MinPeakHeight', 0.5)
        AmpS_aVF = max(AmpS_aVF);
    else
        RS_aVF = aVF(200+loc_AmpR_aVF:300);
        [AmpS_aVF, loc_AmpS_aVF] = findpeaks(-RS_aVF,
'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 15, 'NPeaks', 1)
    end
    if isempty(AmpR_I)
        AmpR_I = 0;
        loc_AmpR_I = 0;
        [AmpS_I, loc_AmpS_I] = findpeaks(-QRS_I, 'MinPeakHeight', 0.5)
        AmpS_I = max(AmpS_I);
    else
        %RS_I = I(200+loc_AmpR_I:300);
        [AmpS_I, loc_AmpS_I] = findpeaks(-QRS_I, 'MinPeakHeight', 0.5)
        AmpS_I = max(AmpS_I);
    end

    % verificar se existe onda S
    % caso não exista retorna 1
    SDI = isempty(AmpS_I);
    SaVF = isempty(AmpS_aVF);

    % evitar calculos com array vazio no caso de não haver valor de S
    if SDI == 1
        AmpS_I = 0
    end
end
```

```

if SaVF == 1
    AmpS_aVF = 0
end

% Calculo do desvio do eixo elétrico
if (AmpR_I > AmpS_I-1) && (AmpR_aVF > AmpS_aVF)
    eixo = 'Normal';
    eix = 0;
else if (AmpR_I > AmpS_I) && (AmpR_aVF < AmpS_aVF)
    eixo = 'Esquerda';
    eix = 1;
else
    eixo = 'Direita';
    eix = 1;
end
end

% Imprime
rs=fix([eix,AmpR_I,AmpS_I,AmpR_aVF,AmpS_aVF]);
Resultados(i,1:5) = rs

%writematrix(Resultados,'DEE.csv');
baseFileName = 'dee.xlsx';
xlswrite(baseFileName ,Resultados);

end

```

G. Método determinação critérios numéricos

```
% Definir o caminho para obtenção dos dados
file = dir('C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\*.xlsx');
s= size(file,1);

for i= 1:s
    % Converter todos os ficheiros xlxs para CSV
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese
Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\xlsx\'
    Data = xlsread(file(i).name);
    filename=file(i).name;
    filename= filename(1:end-5); % to remove extension from filename
    cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals\CSV'
    csvwrite([filename '.csv'], Data);
    Sinal = readtable([filename '.csv']);
    Sinal = Sinal{:, :};

    % Separação das derivações usadas
    aVL = (Sinal(:, [5]))*0.025;
    V1 = (Sinal(:, [7]))*0.025;
    V2 = (Sinal(:, [8]))*0.025;
    V3 = (Sinal(:, [9]))*0.025;
    V5 = (Sinal(:, [11]))*0.025;
    V6 = (Sinal(:, [12]))*0.025;

    % Cálculo das amplitudes R
    R_aVL = aVL(210:300);
    [AmpR_aVL, loc_AmpR_aVL] = findpeaks(R_aVL,
'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpR_aVL)
        AmpR_aVL = 0;
        loc_AmpR_aVL = 0;
    end
    R_V1 = V1(210:300);
    [AmpR_V1, loc_AmpR_V1] = findpeaks(R_V1,
'MinPeakHeight', 0.2, 'MinPeakDistance', 50, 'NPeaks', 1);
    if isempty(AmpR_V1)
        AmpR_V1 = 0;
        loc_AmpR_V1 = 0;
    end
    R_V2 = V2(210:300);
    [AmpR_V2, loc_AmpR_V2] = findpeaks(R_V2,
'MinPeakHeight', 0, 'MinPeakDistance', 40, 'NPeaks', 1);
    if loc_AmpR_V2 > 50
        R_V2 = V2(210:250);
        [AmpR_V2, loc_AmpR_V2] = findpeaks(R_V2,
'MinPeakHeight', 0.2, 'MinPeakDistance', 20, 'NPeaks', 1);
    end
    if isempty(AmpR_V2)
        AmpR_V2 = 0;
        loc_AmpR_V2 = 0;
    end
    R_V3 = V3(210:300);
    [AmpR_V3, loc_AmpR_V3] = findpeaks(R_V3,
'MinPeakHeight', 0.5, 'MinPeakDistance', 40, 'NPeaks', 1);
    if loc_AmpR_V3 > 50
        loc_AmpR_V3 = 0;
        R_V3 = V3(210:250);
        [AmpR_V3, loc_AmpR_V3] = findpeaks(R_V3,
'MinPeakHeight', 0.1, 'MinPeakDistance', 20, 'NPeaks', 1);
    end
    if isempty(AmpR_V3)
        AmpR_V3 = 0;
        loc_AmpR_V3 = 0;
    end
end
end
```

```

end
R_V5 = V5(210:300);
[AmpR_V5, loc_AmpR_V5] = findpeaks(R_V5,
'MinPeakHeight',0.9,'MinPeakDistance',50);
if isempty(AmpR_V5)
    AmpR_V5 = 0;
end
AmpR_V5 = max(AmpR_V5);
R_V6 = V6(210:300);
[AmpR_V6, loc_AmpR_V6] = findpeaks(R_V6,
'MinPeakHeight',0.9,'MinPeakDistance',50);
if isempty(AmpR_V6)
    AmpR_V6 = 0;
end
AmpR_V6 = max(AmpR_V6);

if AmpR_V6 > AmpR_V5
    R_SL = AmpR_V6;
else
    R_SL = AmpR_V5;
end

% Calculo das amplitudes S
% Evitar erros derivados à elevação do ponto J ser superior à amplitude
% da onda R,
QRS_V1 = V1(210:300);
[AmpS2_V1, loc_AmpS2_V1] = findpeaks(-QRS_V1,
'MinPeakHeight',1.5,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
if ~isempty(AmpS2_V1)
    if loc_AmpS2_V1 < loc_AmpR_V1 && AmpR_V1 >= 1
        RS_V1 = V1(210:210+loc_AmpS2_V1)
        [AmpR_V1_Correto, loc_AmpR_V1_Correto] = findpeaks(RS_V1,
'MinPeakHeight',0,'NPeaks',1);
        Elev_ptJ_V1 = AmpR_V1;
        AmpR_V1 = AmpR_V1_Correto;
        AmpS_V1 = AmpS2_V1;
    elseif loc_AmpS2_V1 < loc_AmpR_V1 && AmpR_V1 < 1
        AmpR_V1 = 0;
        AmpS_V1 = AmpS2_V1;
    else
        RS_V1 = V1(210+loc_AmpR_V1:300);
        [AmpS_V1, loc_AmpS_V1] = findpeaks(-RS_V1,
'MinPeakHeight',1.5,'MinPeakDistance',30,'NPeaks',1);
    end
elseif isempty(AmpS2_V1)
    AmpS2_V1 = 0;
    loc_AmpS2_V1 = 0;
    AmpS_V1 = 0;
    loc_AmpS_V1 = 0;
end

RS_V2 = V2(210+loc_AmpR_V2:300);
[AmpS2_V2, loc_AmpS2_V2] = findpeaks(-RS_V2,
'MinPeakHeight',1.5,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
if ~isempty(AmpS2_V2)
    loc_AmpS2_V2 = loc_AmpS2_V2 + 210 + loc_AmpR_V2;
    loc_AmpR_V2 = loc_AmpR_V2 + 210;
    if loc_AmpS2_V2 < loc_AmpR_V2 && AmpR_V2 >= 1
        RS_V2_aux = V2(210:210+loc_AmpS2_V2)
        [AmpR_V2_Correto, loc_AmpR_V2_Correto] = findpeaks(RS_V2_aux,
'MinPeakHeight',0,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
        Elev_ptJ_V2 = AmpR_V2;
        AmpR_V2 = AmpR_V2_Correto;
        AmpS_V2 = AmpS2_V2;
    elseif loc_AmpS2_V2 < loc_AmpR_V2 && AmpR_V2 < 1
        AmpR_V2 = 0;
        AmpS_V2 = AmpS2_V2;
    else

```

```

        AmpS_V2 = AmpS2_V2;
    end
elseif isempty(AmpS2_V2)
    AmpS2_V2 = 0;
    loc_AmpS2_V2 = 0;
    AmpS_V2 = 0;
    loc_AmpS_V2 = 0;
end

QRS_V3 = V3(210:300);
[AmpS2_V3, loc_AmpS2_V3] = findpeaks(-QRS_V3,
'MinPeakHeight',1.5,'MinPeakDistance',50,'NPeaks',1);
if ~isempty(AmpS2_V3)
    if loc_AmpS2_V3 < loc_AmpR_V3 && AmpR_V3 >= 1
        RS_V3 = V3(210:210+loc_AmpS2_V3)
        [AmpR_V3_Correto, loc_AmpR_V3_Correto] = findpeaks(RS_V3,
'MinPeakHeight',0,'MinPeakDistance',20,'NPeaks',1);
        Elev_ptJ_V3 = AmpR_V3;
        AmpR_V3 = AmpR_V3_Correto;
        AmpS_V3 = AmpS2_V3;
    elseif loc_AmpS2_V3 < loc_AmpR_V3 && AmpR_V3 < 1
        AmpR_V3 = 0;
        AmpS_V3 = AmpS2_V3;
    else
        RS_V3 = V3(210+loc_AmpR_V3:300);
        [AmpS_V3, loc_AmpS_V3] = findpeaks(-RS_V3,
'MinPeakHeight',1.5,'MinPeakDistance',30,'NPeaks',1);
    end
elseif isempty(AmpS2_V3)
    AmpS2_V3 = 0;
    loc_AmpS2_V3 = 0;
    AmpS_V3 = 0;
    loc_AmpS_V3 = 0;
end

if AmpS_V2 > AmpS_V1
    S_SL = AmpS_V2;
else
    S_SL = AmpS_V1;
end

Critério_SL = R_SL + S_SL;
Critério_Cornell = AmpR_aVL + AmpS_V3;

utente=fix([Critério_SL,AmpS_V1,AmpS_V2,AmpR_V5,AmpR_V6,Critério_Cornell,AmpR_
aVL,AmpS_V3]);
Resultados(i,1:8) = utente

cd 'C:\Users\fpmes\Desktop\Tese Mestrado\MatLab\Aplicação\TestSignals'
baseFileName = 'critérios.xlsx';
xlswrite(baseFileName ,Resultados);

end

```

H. Diagrama de Gantt

Diagrama de Gantt: Dissertação Mestrado

ESTRATÉGIAS DE PERSONALIZAÇÃO NO DIAGNÓSTICO DE HIPERTROFIA DO VENTRÍCULO ESQUERDO

Fábio Pereira Mesquita

Início do projeto:

ter, 11/02/2020

