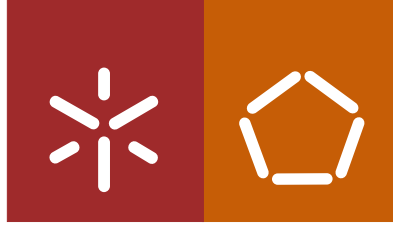




Universidade do Minho
Escola de Engenharia

João Marcelo Faria Meireles

Criação de um Sistema de Apoio para o Suporte Avançado de Vida



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

João Marcelo Faria Meireles

Criação de um Sistema de Apoio para o Suporte Avançado de Vida

Dissertação de Mestrado
Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica
Ramo de Eletrónica Médica

Trabalho efetuado sob a orientação do
**Professor Doutor Carlos Manuel Gregório Santos
Lima**
e do
Professor Doutor Nuno Sérgio Mendes Dias

DECLARAÇÃO

Nome: João Marcelo Faria Meireles

Endereço Eletrónico: jmfmeireles@gmail.com

Telefone: (+351) 915943763

Número do cartão de cidadão: 14141970

Título da dissertação: Criação de um Sistema de Apoio para o Suporte Avançado de Vida

Orientadores:

-Professor Doutor Carlos Manuel Gregório Santos Lima

-Professor Doutor Nuno Sérgio Mendes Dias

Ano de conclusão: 2015

Designação do Mestrado: Mestrado Integrado em Engenharia Biomédica

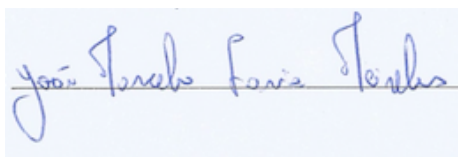
Área de Especialização: Eletrónica Médica

Escola: de Engenharia

**É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA TESE,
APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE
DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL
SE COMPROMETE.**

Universidade do Minho, 18/12/2015

Assinatura:

A handwritten signature in blue ink, reading "João Marcelo Faria Meireles", written over a horizontal line on a light blue background.

AGRADECIMENTOS

A tese de mestrado aqui apresentada simboliza o fim de um ciclo de 5 anos onde tive um importante desenvolvimento intelectual e vivi experiências que para sempre vão ficar na minha memória.

Em primeiro lugar, quero agradecer ao Nuno Dias por todo o apoio fornecido ao longo da realização deste projeto. Todo o seu interesse demonstrado foi essencial para que os objetivos inicialmente propostos fossem atingidos, sendo as suas ideias fundamentais para levar este projeto a bom porto. Foi muita a coisa que aprendi ao longo deste último ano, e todo este conhecimento só foi possível adquirir tendo alguém do meu lado tão versátil como o Nuno.

Ao Tiago Faria, autor da ideia que suporta este projeto, quero agradecer a sua proximidade e a possibilidade de, mesmo num horário apertado, discutir todo o pormenor clínico essencial. A realização dos testes em contexto clínico de vários componentes do produto final foram essenciais para o seu desenvolvimento, devendo por isso realçar o agradecimento ao Tiago e incluir aqui também a Juliana Louro. Quero agradecer também ao João Bessa por todas as condições fornecidas para a realização deste projeto e por todas as ideias fornecidas em várias reuniões que tivemos.

Ao Professor Carlos Lima também fica um agradecimento especial pelas opiniões que foi dando ao longo da realização deste projeto. Não posso esquecer ainda o Fernando Veloso, pessoa essencial para a minha aprendizagem acerca das ferramentas de modelação 3D e que foi incansável neste aspeto.

Aos meus colegas de gabinete, Luís, Mariana, Nuno Afonso, Joana Festa, Joana Reis e Cristiana, quero agradecer por toda a ajuda disponibilizada e por me terem aturado durante este último ano. Uma referência especial à Joana Reis pelo apoio na fase final durante a elaboração do documento escrito.

O percurso foi longo para chegar aqui. Por vezes só se sabe que foi longo, não se sabe quando começou. Porém, eu sei que o meu iniciou-se há 7 anos, quando comecei a trabalhar na Quinta da Fontinha. Começou aí porque foi quando dei o salto e cresci bastante como pessoa. Por conseguinte, fica aqui um agradecimento especial a todo o *staff* que encontrei lá, dando especial destaque ao Sr. João, à D. Antónia e ao Chefe Fernando.

Aos meus colegas de Celorico, quero agradecer ao Portilho, ao Diougo e à Mónica, pela sua excentricidade, à Sandrinha, pelo seu ombro amigo sempre presente, e ao Lima que,

apesar de nem sempre estar presente, ser a verdadeira demonstração de que grandes amizades não se esquecem. Fica aqui também um agradecimento à Sandra Queirós, isto se ela gostar de a considerar no parágrafo de Celorico.

Aos meus colegas de curso, quero agradecer o facto de me fazerem gostar ainda mais de Engenharia Biomédica e de Braga. Em particular, agradeço ao Zamith, à Maria João, ao Hugo e ao Adriano, por todo o tempo que estive convosco numa das fases mais difíceis da minha vida, à Sónia e ao Gabriel, por todas as boleias até ao Diabo (rotunda do Diabo), ao Aqua e ao Rambo, por me darem tecto nesta reta final, à Minhoca, pelo material que me forneceu para escrever a tese, e ao Paladino, Guima, FF, Mary, Pika, Bruno, Macedo, Cláudia, França, Zé Rui, Cocas, Ginho, Zezé e Frota, por todas os momentos que passamos juntos e que nunca esquecerei.

Ainda dentro do curso, e dando realce à minha família académica, quero agradecer ao meu “padrinho”, Pedro Morais, por todo o apoio que me deu desde o início e que também foi fundamental para chegar aqui. Aos meus “afilhados”, os “Incríveis” (Márcia Costa, Francisco Lobo e Vítor Faria), quero agradecer o facto de serem uma fonte de orgulho exponencial e uma motivação constante para seguir em frente. À minha “neta”, Joana Amorim, também fica aqui um agradecimento especial e um pedido para seguir com esta ala Incrível. Garanto-vos que, assim como foi até agora, estarei sempre atento aos vossos marcos importantes.

E como os últimos são sempre os primeiros, fica aqui o agradecimento mais especial de todos para o meu pai, minha mãe e minha irmã, por todo o apoio e paciência demonstrados desde sempre. Que esta seja uma das várias batalhas ganha por nós.

A todos vós, um obrigado... Incrível!

3/11/2015

RESUMO

Por ano, cerca de 86 em cada 100.000 pessoas europeias tem uma paragem cardiorrespiratória tratada pelos equipas de emergência. A ação destas baseia-se no conjunto de diretivas impostas pelo Suporte Avançado de Vida (SAV).

Este projeto teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema de apoio ao SAV. É constituído por uma interface móvel ligada via *Bluetooth* a um conjunto de dispositivos para auxílio no diagnóstico do pulso carotídeo e ritmo cardíaco e na deteção da administração de fármacos. Com este sistema pretende-se apoiar o socorrista nas situações mais decisivas, promovendo um aumento da confiança na realização das manobras de reanimação.

A interface móvel, desenvolvida em *Android*, baseia-se no algoritmo de SAV atualizado pela International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR). Possui também uma funcionalidade de registo de ações que ocorrem durante o processo de reanimação. É de uso amigável, tendo grande aceitação por parte dos profissionais de saúde que a usaram.

Uma banda constituída por três sensores de fotopletismografia embebidos numa estrutura de silicone foi construída para deteção de pulso na carótida. A sua utilização no pescoço, tendo como suporte uma tira de velcro ou adesivo, foi testada em contexto hospitalar, verificando-se aqui a sua usabilidade e adequabilidade para esta tarefa.

Algoritmos de aprendizagem baseados em características do eletrocardiograma (ECG) foram implementados para a avaliação de ritmo cardíaco. Devido ao elevado número de características utilizadas, foram ainda utilizados métodos de seleção de características para chegar a um subconjunto ótimo. Os testes realizados revelaram resultados de classificação equiparáveis aos alcançados por algoritmos implementados em desfibrilhadores externos automáticos (DEA).

O mecanismo de deteção da administração de fármacos é uma seringa instrumentada, onde a modificação do êmbolo através da modelação 3D e o uso de materiais com propriedades condutoras permite a deteção de administrações de 2 ml.

Testes realizados ao sistema proposto, em contexto de simulação e com uma amostra reduzida, sugerem que a utilização do mesmo melhora o desempenho dos socorristas durante o SAV.

ABSTRACT

Every year, around 86 per 100.000 European people have a cardiac arrest treated by emergency medical services. In these situations, a set of guidelines, named Advanced Life Support (ALS), is used.

The main goal of this project was the development of a backing platform to ALS. It comprises a mobile interface connected via Bluetooth to a set of devices for diagnosing carotid pulse and cardiac rhythm and detecting drugs administration. The backing system is intended to help rescuers in the most crucial decisions, improving confidence in carrying out resuscitation.

The mobile interface, developed in Android OS, is based on ALS algorithm updated by International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR). It has also a registration feature for saving information about the resuscitation process. It is user-friendly and had the approval of health professionals who used the app.

A band with three photoplethysmography (PPG) sensors embedded in a silicone structure was created for carotid pulse detection. The use in the neck with velcro strip or adhesive as a support was tested in hospital environment and allowed to prove the usability and suitability of it for this task.

Learning algorithms based on electrocardiogram (ECG) features were implemented for heart rhythm evaluation. Due to a large number of features, feature selection methods were used to get an optimum subset. The tests revealed classification results comparable to those achieved by algorithms implemented in automatic external defibrillators (AED).

The mechanism for drug delivering detection is an instrumented syringe, wherein the modification of plunger structure through 3D modelling and the use of conductive materials allow the detection of 2 ml administrations.

Tests in a simulation environment and with a reduced sample suggest that the utilization of the proposed backing system improves the performance of health rescuers during the SAV.

ÍNDICE

Agradecimentos	iii
Resumo	v
Abstract	vii
Índice de Figuras	xv
Índice de Tabelas	xix
Lista de Abreviaturas, Siglas e Acrónimos	xxi
1 Introdução	1
1.1 O Coração	1
1.2 O Eletrocardiograma	3
1.2.1 Sistema de Derivações	3
1.2.2 Formação do sinal de ECG	5
1.3 Paragem Cardiorrespiratória	6
1.3.1 Ritmos cardíacos associados a uma PCR	6
1.3.2 Causas Reversíveis	8
1.4 A Cadeia da Sobrevivência	10
1.5 Suporte Avançado de Vida	11
1.5.1 Ressuscitação Cardiopulmonar	11
1.5.2 Desfibrilhação	14
1.5.3 Fármacos administrados: adrenalina e amiodarona	15
1.5.4 Avaliação de pulso na artéria carótida	16
1.5.5 Tratamento pós-ressuscitação	16
1.5.6 Paragem das manobras de reanimação	17
1.6 Motivação	17
1.7 Objetivos	19
1.8 Organização da dissertação	19
2 Aplicação Móvel de Suporte Avançado de Vida	21
2.1 Tecnologias móveis na Saúde	21
2.2 Aplicações móveis existentes para o SAV	22
2.3 AppLS: O sistema operativo	23
2.3.1 SO <i>Android</i>	23
2.3.2 Ambiente de desenvolvimento	24
2.3.3 Dispositivos móveis	25

2.4	<i>AppLS</i>: Funcionamento e constituição	25
2.4.1	Interface Inicial	26
2.4.2	Janela de avaliação do pulso carotídeo e do ritmo cardíaco	27
2.4.3	Interface principal: visão geral	28
2.4.4	Causas Reversíveis: secção de informação	30
2.4.5	Relatório geral	32
2.4.6	Relatório detalhado de cada ciclo	34
2.4.7	Fecho da aplicação: armazenamento e envio da informação da ressuscitação	35
2.5	Avaliação da <i>AppLS</i>	36
3	Dispositivos de Diagnóstico e Administração de Drogas	37
3.1	Plataforma de processamento do sinal e envio da informação: a <i>RedBearLab nRF51822</i>	37
3.1.1	<i>Bluetooth Low Energy</i> (BLE)	39
3.2	Aquisição do sinal de ECG	42
3.3	Aquisição do pulso carotídeo	43
3.3.1	Sensor de fotopletismografia	43
3.3.2	Desenvolvimento do sistema para medição do pulso carotídeo	45
3.3.3	Algoritmo para deteção de pulso carotídeo	47
3.3.4	Aplicação móvel para visualização do sinal de pulso carotídeo	49
3.4	Deteção da administração de fármacos	50
3.4.1	Êmbolo instrumentado	51
3.4.2	Anel condutor e fixadores	52
3.4.3	Eletrónica associada à seringa instrumentada	54
3.4.4	Materiais utilizados	55
3.4.5	Obtenção dos componentes via impressão 3D	56
3.4.6	A seringa instrumentada: produto final	57
3.5	Integração e Alimentação	57
4	Algoritmo para Avaliação do Ritmo Cardíaco	61
4.1	Algoritmos de classificação dos desfibriladores externos automáticos	61
4.2	Estado da arte	64
4.2.1	Aquisição de características	64
4.2.2	Algoritmos de classificação	72
4.2.3	Estado da arte: sumário	72

4.3	Algoritmo para avaliação do ritmo cardíaco a implementar na <i>RedBearLab nRF51822</i>	74
4.3.1	Pré-processamento dos sinais de ECG	75
4.3.2	Características extraídas	75
4.3.3	Métodos de Classificação	79
4.3.4	Métodos de seleção de características	81
4.3.5	Validação cruzada de resultados	84
4.3.6	Bases de dados de sinais de ECG exploradas	84
4.3.7	<i>Softwares</i> utilizados durante o desenvolvimento	85
5	Resultados	87
5.1	Algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco	87
5.1.1	Desenvolvimento	87
5.1.2	Validação do algoritmo na <i>RedBearLab nRF51822</i>	94
5.1.3	Exemplos de segmentos mal classificados	96
5.2	Sensor de Pulso	98
5.2.1	Desenvolvimento do algoritmo de deteção do pulso carotídeo	98
5.2.2	Testes do sensor de pulso em ambiente hospitalar	99
5.3	Sistema de apoio <i>AppLS</i>	103
5.3.1	Suporte Avançado de Vida: análise comparativa do desempenho com e sem o sistema de apoio <i>AppLS</i>	104
5.3.2	Avaliação da aplicação móvel <i>AppLS</i>	108
5.3.3	Seringa instrumentada	108
6	Discussão dos resultados	111
6.1	Algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco	111
6.1.1	Desenvolvimento	111
6.1.2	Validação do algoritmo na <i>RedBearLab nRF51822</i>	115
6.1.3	Exemplos de segmentos mal classificados	116
6.2	Sensor de pulso	117
6.3	Sistema de apoio <i>AppLS</i>	119
6.3.1	Suporte Avançado de Vida: análise comparativa do desempenho com e sem o sistema de apoio <i>AppLS</i>	119
6.3.2	Avaliação da aplicação móvel <i>AppLS</i>	120
6.3.3	Seringa instrumentada	121

7	Conclusão	123
7.1	Conclusões finais	123
7.2	Trabalho Futuro	124
8	Referências Bibliográficas	127
Anexo I – Inquérito para avaliação do desempenho da aplicação móvel <i>AppLS</i>		141
Anexo II – Esquemático do circuito da <i>Shield-EKG-EMG</i> da Olimex		146
Anexo III – Esquemático do circuito do <i>Pulse Sensor</i>		147
Anexo IV – Função de Transferência e resposta em frequência dos filtros aplicados ao sinal de pulso		148
Anexo IV.1 – Função de transferência $H_{hp_pulso}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-alto de 0.5 Hz		148
Anexo IV.2 – Função de transferência $H_{lp_pulso}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-baixo de 10 Hz		148
Anexo V – Desenho técnico dos componentes da caixa do Sistema de Apoio ao SAV... 149		149
Anexo V.1 – Desenho técnico da caixa.....		149
Anexo V.2 – Desenho técnico da tampa.....		150
Anexo V.3 – <i>Assembly</i> da caixa e tampa.....		150
Anexo VI – Diagrama de conexões do Sistema de Apoio ao SAV..... 151		151
Anexo VII – Função de Transferência e resposta em frequência dos filtros aplicados ao sinal de ECG		152
Anexo VII.1 – Função de transferência $H_{hp_ecg}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-alto de 0.5 Hz		152
Anexo VII.2 – Função de transferência $H_{lp_ecg}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-baixo de 30 Hz		152
Anexo VII.3 – Função de transferência $H_{hp_ecg_2}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-alto de 6.5 Hz		153
Anexo VIII – Processamento do sinal de ECG para a extração de características..... 154		154
Anexo VIII.1 – Assistolia		154
Anexo VIII.2 – Assistolia com focos ectópicos		154
Anexo VIII.3 – Ritmo normal sinusal.....		155
Anexo VIII.4 – Fibrilhação Ventricular		155
Anexo VIII.5 – Taquicardia Ventricular		156

Anexo IX – Classificações obtidas para os <i>Rankings</i> de características construídos a partir dos resultados da fase de seleção.....	157
Anexo IX.1 – Classificação com <i>LDA</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características organizadas pelo número de seleção médio	157
Anexo IX.2 – Classificação com <i>SVM</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características organizado pelo número de seleção médio	158
Anexo IX.3 – Classificação com <i>LDA</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características obtido através dos resultados do <i>SID</i>	158
Anexo IX.4 – Classificação com <i>SVM</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características obtido através dos resultados do <i>SID</i>	158
Anexo IX.5 – Classificação com <i>LDA</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características obtido através dos resultados do <i>AGV</i>.....	159
Anexo IX.6 – Classificação com <i>SVM</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características obtido através dos resultados do <i>AGV</i>.....	159
Anexo IX.7 – Classificação com <i>LDA</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características obtido através dos resultados do <i>RFE</i>	159
Anexo IX.8 – Classificação com <i>SVM</i> tendo em conta <i>ranking</i> de características obtido através dos resultados do <i>RFE</i>	160
Anexo X – Pontuação dos sujeitos de teste em cada simulação efetuada.....	161

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 - Esquemático da anatomia do coração. Adaptado de [5].....	2
Figura 1.2 - Derivações do plano frontal: derivações de Eithoven em cima e derivações de Goldberg em baixo (adaptado de [7]). O elétrico na perna direita serve de <i>ground</i> para o sistema.	4
Figura 1.3 - Derivações pré-cordiais de Wilson (adaptado de [7]): (a) Posicionamento no tórax; (b) Ativação cardíaca normalmente manifestada.	4
Figura 1.4 - Sistema de condução cardíaco: Criação do sinal de ECG. Adaptado de [5].....	5
Figura 1.5 - Cadeia de Sobrevivência divulgada pelo Instituto Nacional de Emergência Médica (INEM)[19].	10
Figura 1.6 - Algoritmo de Suporte Avançado de Vida. Adaptado de [9].....	12
Figura 1.7 – Realização do CPR (Adaptado de [23]): a)Posicionamento do socorrista; b)Posicionamento das mãos.	13
Figura 1.8 - Ventilação: a)Ventilação boca a boca [23]; b) Utilização do saco de ventilação [15].	13
Figura 1.9 - Desfibrilhação: colocação dos elétrodos [24].....	14
Figura 1.10 - Palpação do pulso carotídeo (adaptado de [26]): a)Localização da traqueia;	16
Figura 1.11 – Diagrama de blocos do sistema integrado de apoio ao algoritmo de SAV.....	19
Figura 2.1 - <i>Android OS</i> : logótipo [54].....	23
Figura 2.2 - Arquitetura do sistema operativo <i>Android</i> [56].....	24
Figura 2.3 – <i>Tablets</i> utilizados durante este projeto: a) <i>Samsung Galaxy Tab 2</i> [59]; b) <i>Asus Transformer Pad (TF103CG)</i> [60].	25
Figura 2.4 - Fluxograma do funcionamento da <i>AppLS</i>	26
Figura 2.5 - <i>AppLS</i> : interface inicial.	27
Figura 2.6 - Janela de avaliação do pulso e ritmo cardíaco: a) Durante a avaliação; b) Após a avaliação.	28
Figura 2.7 - Interface principal.....	28
Figura 2.8 - Secção de informação da interface principal: a) Localização do fragmento (assinalada a vermelho); b) Visualizador de documentos PDF; c) Tela para visualização de vídeos.....	32
Figura 2.9 - Interface com relatório geral acerca do processo de ressuscitação efetuado.....	33

Figura 2.10 - <i>Keyboard</i> para inserção do ID do socorrista e da vítima.....	33
Figura 2.11 - Interface com relatório detalhado de cada ciclo.	34
Figura 3.1 - <i>RedBearLab nRF51822</i> : <i>Layout</i> e diagrama de pinos (adaptado de [76]).	38
Figura 3.2 - <i>Bluetooth Smart</i> : Logótipo [80].....	39
Figura 3.3 - Modos de funcionamento do <i>BLE</i> (adaptado de [79]): a) Modo propaganda (<i>Advertising Mode</i>); b) Modo de conexão (<i>Connected Mode</i>).....	40
Figura 3.4 - Perfil <i>Taxa Cardíaca</i> com dois serviços associados: <i>Taxa Cardíaca</i> e <i>Informações do dispositivo</i> (adaptado de [79]).	41
Figura 3.5 - Componentes utilizados para a aquisição do sinal de ECG: a) <i>shield-EKG-EMG</i> da <i>Olimex</i> [82]; b) Cabos; c) Eléctrodo H92SG da <i>Covidien</i>	42
Figura 3.6 - Espectro de absorção de luz do sangue (adaptado de [92]).....	45
Figura 3.7 - Sensor de pulso criado com as respetivas dimensões.....	46
Figura 3.8 - Suporte do sensor: a) Tira de velcro; b) Adesivo da <i>Omnoplast</i> [95].	46
Figura 3.9 - <i>Pulse Sensor</i> (adaptado de [96]): a) Parte da frente, onde se destacam o LED e o fotossensor; b) Parte de trás, com o circuito de aquisição e acondicionamento de sinal.	47
Figura 3.10 - Sinal de pulso obtido com o sensor de pulso criado.....	48
Figura 3.11 - Sinal obtido por um sensor <i>PPG</i> : a) Sem pulso; b) Com pulso.	49
Figura 3.12 - <i>Layout</i> da <i>PulseGraph</i>	50
Figura 3.13 - Administração de fármacos através de um acesso intravenoso [107].....	51
Figura 3.14 - <i>Terumo 5ml</i> : a) Sistema completo; b) Cânula; c) Êmbolo.	51
Figura 3.15 - Desenho técnico do êmbolo instrumentado. A verde encontra-se assinalado o veio, enquanto a vermelho estão as borrachas condutoras. As dimensões estão em milímetros.....	52
Figura 3.16 - Desenho técnico do anel condutor. A letra A na primeira vista assinala o orifício no qual se insere o pino de ouro retráctil. As dimensões estão em milímetros.....	53
Figura 3.17 - Pino retráctil banhado em ouro com respetivas dimensões.....	53
Figura 3.18 - Desenho técnico do fixador criado. As dimensões estão em milímetros.	54
Figura 3.19 – Esquema elétrico da seringa instrumentada. A numeração dos marcadores (de 1 a 4) adotada é aquela que já é utilizada na figura 3.15.....	55
Figura 3.20 - Impressora <i>Witbox</i> [®] , da BQ.....	56
Figura 3.21 - Seringa instrumentada: produto final.	57

Figura 3.22 - Componentes utilizados para alimentação do sistema: a) <i>Lipo Rider Pro</i> [116]; b) Bateria recarregável de lítio [117].	58
Figura 3.23 - Sistema integrado com todos os componentes explorados neste capítulo: A) Caixa com o sistema de alimentação, a <i>RedBearLab nRF51822</i> e <i>shield</i> para aquisição de ECG acoplada; B) Cabos para aquisição do ECG; C) Sensor de Pulso; D) Seringa instrumentada.	59
Figura 4.1 - <i>TCI</i> : sinal de ECG binarizado com dois pulsos. Adaptado de [131].	67
Figura 4.2 - Diagrama de blocos do algoritmo para avaliação do ritmo cardíaco presente num segmento de ECG.	74
Figura 4.3 - Definição do hiperplano ideal que permita a separação de dois grupos em análise [186].	81
Figura 5.1 - Curvas <i>ROC</i> das características utilizadas na deteção de assistolias.	89
Figura 5.2 - Resultados médios obtidos em 100 validações por cada algoritmo de seleção de características: a) Média dos erros de validação; b) Média do número de características selecionadas.	91
Figura 5.3 - Variação do erro de classificação médio com o número de características selecionado: a) no caso ideal; b) para os três algoritmos de seleção testados.	92
Figura 5.4 - Número de seleções para cada uma das características em cada um dos métodos de seleção e número de seleção médio.	92
Figura 5.5 - Curvas <i>ROC</i> das características utilizadas na deteção de ritmos desfibrilháveis.	93
Figura 5.6 - <i>Teensy 3.1</i> (Adaptado de [200]). A vermelho encontra-se assinalada a saída digital correspondente ao <i>DAC</i> .	94
Figura 5.7 - Bradicardia mal classificada como assistolia: a) Sinal original; b) Densidade de probabilidade P_{xxf} .	97
Figura 5.8 - Assistolia mal classificada como FV: a) Sinal original; b) Densidade de probabilidade P_{xxf} ; c) Sinal	97
Figura 5.9 - Ritmo normal sinusal mal classificado como ritmo desfibrilhável: a) Sinal normalizado (ecg_n); b) Sinal processado para obter a característica <i>Baseline</i> ($ecg_{baseline}$); c) Sinal binarizado (ecg_{bin}).	97
Figura 5.10 - Fibrilhação auricular (150bpm) mal classificada como ritmo desfibrilhável: a) Sinal normalizado (ecg_n); b) Sinal processado para obter a característica <i>Baseline</i> ($ecg_{baseline}$); c) Sinal binarizado (ecg_{bin}).	98

Figura 5.11 - Taquicardia ventricular mal classificada como ritmo não desfibrilhável: a) Sinal normalizado (ecg_n); b) Sinal processado para obter a característica <i>Baseline</i> ($ecg_{baseline}$); c) Sinal binarizado (ecg_{bin}).	98
Figura 5.12 - Curva <i>ROC</i> do algoritmo de deteção do pulso carotídeo.	99
Figura 5.13 - Colocação do sensor de pulso tendo a tira de velcro como suporte.	99
Figura 5.14 - Colocação do sensor de pulso tendo a fita adesiva como suporte.	101
Figura 5.15 - Colocação da braçadeira de tensões no braço [203].....	102
Figura 5.16 - Simulação de uma situação de PCR: a) Sala de simulação; b) <i>Phantom SimMan[®] 3G</i>	104
Figura 5.17 - Desempenho média para cada grupo de teste.	106
Figura 5.18 - Desempenho média para cada grupo de teste nos conjuntos de <i>learner events</i> : a) 1ºCiclo (FV); b) 2ºCiclo (FV); c) 3ºCiclo (FV) d) 4ºCiclo (Assistolia); e) 5ºCiclo (<i>ROSC</i>); f) Verificação dos procedimentos médicos.	107
Figura 5.19 - Evolução do desempenho com as simulações: a) Evolução média para cada grupo; b) Evolução dos indivíduos que utilizaram a <i>AppLS</i> ; c) Evolução dos indivíduos que não utilizaram a <i>AppLS</i>	108
Figura 5.20 - Resultados do inquérito realizado aos profissionais de saúde que utilizaram a aplicação: a) Algoritmo de Suporte Avançado de Vida; b) Registo (<i>Report</i>); c) Estética; d) Utilização. <i>NR</i> contabiliza o número de vezes que cada item não foi respondido. ...	109

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1.1 - Incidência da paragem cardíaca e percentagem de casos associados a doença cardíaca [10].	6
Tabela 1.2 – Análise dos sinais de ECG para as arritmias normalmente verificadas durante uma situação de PCR.	8
Tabela 1.3 – Causas reversíveis.	9
Tabela 2.1 – Associação entre procedimentos médicos verificados e causas reversíveis a tratar.	30
Tabela 2.2 – Descrição da avaliação que é possível dar a cada componente do inquérito.	36
Tabela 3.1 - Tensões lidas pela <i>RedBearLab nRF51822</i> em cada marcador do êmbolo.	55
Tabela 3.2 – Características associadas à impressão dos constituintes da seringa.	57
Tabela 4.1 – Métricas utilizadas para a avaliação do desempenho dos algoritmos de classificação [118].	63
Tabela 4.2 - Estratégia de validação dos algoritmos de avaliação do ritmo cardíaco proposta pela AHA [118].	63
Tabela 4.3 - Desempenhos obtidos para os algoritmos avaliados pelos artigos de revisão referidos.	71
Tabela 4.4 - Comparação das técnicas de aquisição de características do sinal de ECG.	73
Tabela 4.5 - Descrição das características extraídas do sinal de ECG constituído por N amostras.	78
Tabela 4.6 – Bases de dados: número de sinais e características de aquisição [104], [193].	85
Tabela 5.1 - Conjunto de desenvolvimento do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco.	88
Tabela 5.2 - Valores da área abaixo da curva <i>ROC</i> .	89
Tabela 5.3 – Desempenho dos classificadores testados e a probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p). A verde encontra-se a melhor classificação.	89
Tabela 5.4 – Desempenho do classificador <i>SVM</i> para diferentes valores de r e a probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p). A verde encontra-se a melhor classificação. A itálico está a classificação obtida com o valor do parâmetro r da função <i>SVC()</i> por omissão.	90
Tabela 5.5 – Erro de classificação médio, desvio padrão, número de características médio selecionado, probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p)	

e o tempo de execução ($T_{\text{execução}}$) para cada método de seleção testado. O erro de classificação mais baixo está impresso a negrito.	91
Tabela 5.6 - Valores da área abaixo da curva <i>ROC</i>	93
Tabela 5.7 - Desempenho do classificador <i>SVM</i> para diferentes valores de r e a probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p). A verde encontra-se a melhor classificação. A itálico está a classificação obtida com o valor do parâmetro r da função <i>SV C</i> () por omissão.	94
Tabela 5.8 - Conjunto de teste do algoritmo na <i>RedBearLab nRF51822</i> . Entre parêntesis está o número de conjuntos de 4 segmentos.....	95
Tabela 5.9 – Desempenho do algoritmo implementado na <i>RedBearLab nRF51822</i> quando se considerou a avaliação dos segmentos de ECG em isolado. A cor vermelha estão assinalados os desempenhos que não obedecem às recomendações da AHA [118] e da norma <i>IEC 60601-2-4</i> [122].	96
Tabela 5.10 - Desempenho do algoritmo implementado na <i>RedBearLab nRF51822</i> quando se considerou a avaliação consecutiva de segmentos de ECG. A cor vermelha estão assinalados os desempenhos que não obedecem às recomendações da AHA [118]......	96
Tabela 5.11 - Conjunto de desenvolvimento do algoritmo detecção do pulso carotídeo.	98
Tabela 5.12 – Características dos pacientes onde o sensor de pulso foi usado na 1ª fase de testes.	100
Tabela 5.13 - Características dos pacientes onde o sensor de pulso foi usado na 2ª fase de testes.	101
Tabela 5.14 – Sujeitos de teste utilizados no estudo.	105
Tabela 5.15 – Sistema de pontuação.	105
Tabela 5.16 - Probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de normalidade (K-S p) e no teste de significância (M-W p) para cada conjunto de <i>learner events</i>	107
Tabela 6.1 - Probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p) que considera que as distribuições das características dos ritmos de ECG em estudo são normais.	112

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÓNIMOS

Acc - Accuracy

ACF - Autocorrelation Function

AESP - Atividade Elétrica Sem Pulso

AGV - Across-Group Variance

AHA – American Heart Association

ALS - Advanced Life Support

app – application

BIH – Beth Israel Hospital

BLE - Bluetooth Low Energy

bpm – batimentos por minuto

CPLX – Algoritmo de complexidade

CU - Creighton University

CVP – Contração Ventricular Prematura

DEA – Desfibrilhador Externo Automático

DWT - Discrete Wavelet Transform

ECG – Eletrocardiograma

FA – Fibrilhação Auricular

FFT - Fast Fourier Transform

FPR - False Positive Rate

FV – Fibrilhação Ventricular

GPS – Global Positioning System

ID - Identification

IDE - Integrated Development Environment

IEC - International Electrotechnical Commission

ILCOR – International Liaison Committee on Resuscitation

IROC - Integrated Receiver Operating Curve

LDA - Linear Discriminant Analysis

MIT - Massachusetts Institute of Technology

Nó AV – Nó Auriculoventricular

Nó SA – Nó Sinoauricular

NPV - Negative Predictive Value

PAM – Pressão Arterial Média
PCR – Paragem Cardiorrespiratória
PIC – Pressão Intracraniana
PPG – *Photoplethysmography*
PPV - *Positive Predictive Value*
PSD - *Power Spectral Density*
RA – *Right Arm*
RCP - Ressuscitação Cardiopulmonar
RFE - *Recursive Feature Elimination*
RL – *Right Leg*
rms - *Root mean square*
ROC - *Receiver Operating Characteristic*
ROSC – *Return of Spontaneous Circulation*
SDK - *Software Development Kit*
SID - Seleção Iterativa Discriminante
Se – *Sensibility*
SO – Sistema Operativo
Sp - *Specificity*
SPEC – *Spectral algorithm*
SAV – Suporte Avançado de Vida
SVM - *Support Vector Machines*
TCI - *Threshold Crossing Intervals*
TPR – *True Positive Rate*
TV – Taquicardia Ventricular
TSV - Taquicardia Supraventricular

1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo é apresentado um suporte teórico para ajudar na compreensão do problema que se pretende resolver com o trabalho desenvolvido. Começa com uma descrição sucinta da anatomia e fisiologia do coração e com o método de monitorização da sua atividade elétrica. Segue-se a apresentação de alguns dados sobre a incidência e o desencadeamento de paragens cardiorrespiratórias (PCR) e o método para a sua reversão, que se baseia na realização de manobras associadas ao algoritmo de Suporte Avançado de Vida (SAV).

O capítulo é finalizado com a motivação e com os objetivos do trabalho aqui exposto e com a organização da dissertação.

1.1 O Coração

O coração é um órgão musculado que bombeia o sangue para todo o corpo de forma rítmica e contínua. Este é constituído por um conjunto de fibras musculares, onde a sua orientação define o perfil da contração do músculo cardíaco, também designado de miocárdio. A estrutura interna deste músculo é chamada de endocárdio, sendo a estrutura externa o epicárdio [1], [2].

Em termos de localização, o coração encontra-se na zona torácica, atrás do esterno e acima do diafragma. Está contido no interior de um saco fibroso denominado de pericárdio. O

espaço entre o pericárdio e o coração é preenchido por um fluido aquoso que serve de lubrificante, sendo isto uma mais-valia para os movimentos que este órgão tem de fazer para efetuar a sua função [3].

Anatomicamente, o coração (figura 1.1) é dividido longitudinalmente em duas metades funcionais. Cada uma destas metades contém uma cavidade superior (aurícula) e uma inferior (ventrículo). A transferência de sangue ocorre das aurículas para os ventrículos aquando da abertura das válvulas auriculoventriculares (tricúspide e mitral). Estas válvulas também impedem o retorno do sangue para as aurículas, permitindo assim o abastecimento dos ventrículos. A transferência de sangue destas cavidades para a artéria aorta ou pulmonar é também mediada por válvulas, sendo estas designadas por válvulas semilunares (pulmonar e aórtica). O sangue que sai do ventrículo esquerdo, rico em oxigénio e nutrientes, é bombeado para todos os tecidos e órgãos do corpo, sendo essencial para o funcionamento destes. O sangue que sai do ventrículo direito vai para os pulmões, onde é oxigenado [3], [4].

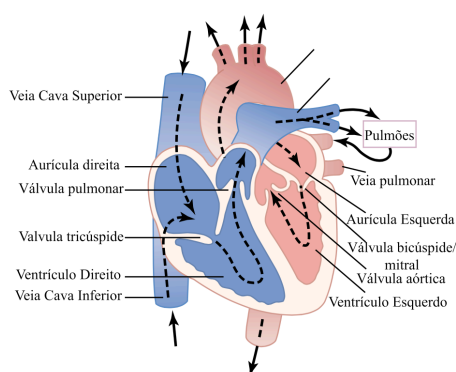


Figura 1.1 - Esquemático da anatomia do coração. Adaptado de [5].

A função cardíaca é um processo complexo, onde as cavidades referidas interagem e a contração cardíaca deve ocorrer numa forma rítmica e coordenada. Isto reflete-se no ciclo cardíaco, que pode ser dividido em dois grandes momentos: sístole e diástole. Enquanto a primeira corresponde à fase de contração e de menor volume cardíaco, a segunda é a fase de relaxamento e de expansão do miocárdio [5], [6].

Num batimento cardíaco normal, dois tipos de células diferentes do ponto de vista anatómico-funcional são ativadas: células contrácteis e células específicas. O primeiro grupo de células permite a existência de contrações potentes que bombeiam o sangue para todo o corpo. As células específicas constituem o sistema de condução cardíaco e dele fazem parte as seguintes estruturas:

- Nó sinoauricular (nó SA) ou *pacemaker* cardíaco;
- Nó auriculoventricular (nó AV);

- Feixe de *His*,
- Ramos do feixe de *His*;
- Fibras de *Purkinje*.

A contração das células contrácteis é acionada através da despolarização da membrana plasmática das células específicas. Este fenómeno consiste na inversão da polaridade das células definida pelas diferentes concentrações iónicas do meio intra e extracelular. Esta polaridade é reposta pelo processo de repolarização, recuperando-se o potencial de repouso que normalmente caracterizam as membranas plasmáticas e que se fixa nos -70mV . As fases de repouso, de despolarização e de repolarização constituem o potencial de ação. No miocárdio, devido ao facto das células específicas estarem ligadas por junções *gap*, a condução destes potenciais de ação é quase instantânea, o que faz com que a excitação inicial de uma célula cardíaca leva à excitação de todas as células. Isto promove a coordenação das contrações, fazendo com que as células contrácteis bombeiem o sangue na direção correta e com a temporização devida [2], [4], [7].

1.2 O Eletrocardiograma

Existe uma série de eventos mecânicos e elétricos que são responsáveis pelo normal funcionamento do coração. Tendo em conta esta atividade elétrica, existem correntes que fluem no organismo humano e que geram diferenças de potencial na superfície da pele. Estas são normalmente medidas de forma não invasiva utilizando elétrodos metálicos ligados aos membros e ao tórax, permitindo o seu registo gráfico em função do tempo, obtendo-se então um eletrocardiograma (ECG) [8].

1.2.1 Sistema de Derivações

No eletrocardiograma realiza-se um registo diferencial entre dois pontos do corpo nos quais se encontram aplicados elétrodos (derivação). A eletrocardiografia padrão utiliza 12 derivações, adquiridas com o recurso a 10 elétrodos, quatro colocados no plano frontal (braço direito (*Right Arm* - RA), braço esquerdo (*Left Arm* - LA), perna direita (*Right Leg* - RL) e perna esquerda (*Left Leg* - LL)) e 6 colocados no plano horizontal (tórax). Daqui surgem os dois tipos de derivações que existem, as bipolares e as unipolares [5], [7].

As derivações bipolares de Einthoven são derivações que se encontram no plano frontal e medem a diferença de potencial entre dois pontos (negativo e positivo). Este conjunto de derivações, representadas pela numeração romana na figura 1.2, são obtidas com

o recurso aos eléctrodos *RA*, *LA* e *LL* e formam um triângulo equilátero que possui o coração no centro. O eléctrodo *RL* serve de referência para o sistema [7].

As derivações unipolares medem os potenciais absolutos em relação a um ponto comum (referência). Considerando os mesmos eléctrodos utilizados para gerar as derivações bipolares presentes no plano frontal, é possível obter as derivações unipolares “aumentadas” de Goldberg apresentadas na figura 1.2. As derivações apresentadas são precedidas por um “a” e designam-se por *aVR*, *aVL* e *aVF*. Em cada uma das derivações a referência é composta pelos eléctrodos nos outros dois membros [7].

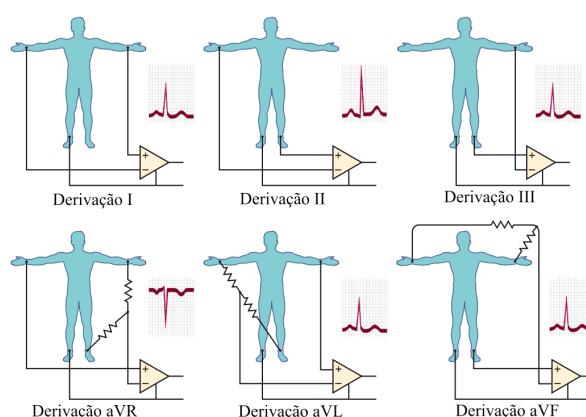


Figura 1.2 - Derivações do plano frontal: derivações de Eithoven em cima e derivações de Goldberg em baixo (adaptado de [7]). O eléctrodo na perna direita serve de *ground* para o sistema.

No plano horizontal encontram-se as derivações unipolares pré-cordiais de Wilson (figura 1.3). Estas derivações, designadas por *V₁*, *V₂*, *V₃*, *V₄*, *V₅* e *V₆*, obtêm-se através da comparação do potencial de cada um dos eléctrodos colocados no tórax com um eléctrodo de referência (terminal central de Wilson, que combina os potenciais obtidos na perna esquerda, braço esquerdo e braço direito) [7].

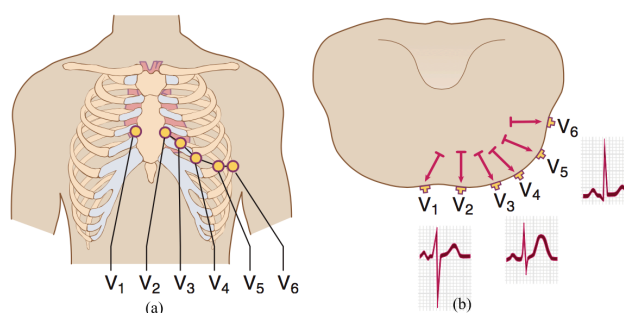


Figura 1.3 - Derivações pré-cordiais de Wilson (adaptado de [7]): (a) Posicionamento no tórax; (b) Ativação cardíaca normalmente manifestada.

1.2.2 Formação do sinal de ECG

Para perceber melhor a formação do sinal de ECG, apresenta-se na figura 1.4 um esquema onde se associa cada uma das componentes do sinal de ECG de um ritmo normal sinusal com os vários eventos ocorridos durante a propagação do impulso elétrico ao longo do sistema de condução cardíaco. O evento inicial (despolarização no nó SA), não é observável neste sinal, uma vez que o volume de células envolvidas no processo é demasiado pequeno. A primeira onda observada designa-se de onda P e corresponde à fase de despolarização das aurículas. Após este evento, o impulso elétrico é transmitido ao nó AV, onde ocorre um atraso que permite que a contração auricular finalize antes do início da contração ventricular - intervalo PR. O estímulo dirige-se posteriormente pelo septo interventricular até aos ventrículos, onde ocorre a sua despolarização que leva ao surgimento do complexo QRS, onde Q representa a primeira deflexão negativa, R a deflexão positiva e S a segunda e última deflexão negativa. A repolarização auricular (onda U) ocorre ao mesmo tempo que a despolarização ventricular mas, como tem menor amplitude, não é registada na maioria das vezes. Por conseguinte, segue-se a onda T, que corresponde à repolarização ventricular. É com esta onda que termina o intervalo QT, que reflete a atividade elétrica ventricular [5], [7].

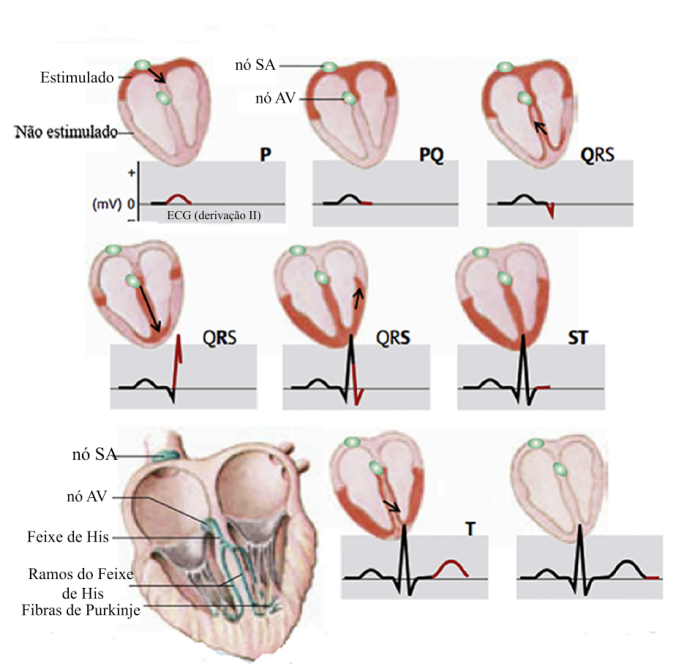


Figura 1.4 - Sistema de condução cardíaco: Criação do sinal de ECG. Adaptado de [5].

A análise de todas as ondas e intervalos referidos é extremamente útil para a deteção de anomalias no sistema de condução cardíaco. Outro parâmetro de interesse que é avaliado a partir do sinal de ECG é a frequência cardíaca, que é obtida através da medição do intervalo de tempo entre ondas R consecutivas. Num indivíduo normal, a frequência cardíaca varia

entre os 60 e os 100 batimentos por minuto (bpm), podendo estar-se perante uma bradicardia se este valor for inferior a 60 bpm e uma taquicardia se este valor estiver acima dos 100 bpm [7].

1.3 Paragem Cardiorrespiratória

A paragem cardiorrespiratória (PCR) é um evento inesperado que consiste na perda abrupta da função cardíaca que pode conduzir em poucos minutos a lesões no músculo cardíaco e sistema nervoso central ou até à morte. É de ocorrência imediata após o aparecimento de sintomas como palpitações, tonturas, perdas de consciência, dispneia e dores no peito [7], [9].

A ocorrência de uma PCR é normalmente associada a uma condição cardíaca pré-existente que pode nem ter sido diagnosticada ainda. A doença arterial coronária é a causa mais comum, seguindo-se as cardiomiopatias não isquémicas, as doenças vasculares, as anomalias hereditárias e a doença cardíaca congénita [9].

A maioria das PCRs ocorre fora do hospital. Estima-se que 82 em cada 100.000 pessoas por ano sofram uma paragem cardiorrespiratória deste género, sendo a incidência maior na população adulta acima dos 30 anos (213 casos em cada 100.000). Em termos regionais, e tendo em conta os dados divulgados pelas instituições de emergência presentes na América do Norte, Europa, Ásia e Austrália, apresenta-se na tabela 1.1 o número de pessoas que têm uma PCR numa população de 100.000 e a percentagem dessas paragens associada a uma doença cardíaca [10]. Em relação a Portugal, cerca de um em cada 1000 habitantes sofre uma PCR em cada ano, sendo dois terços dos casos devidos a doença cardíaca [11].

Tabela 1.1 - Incidência da paragem cardíaca e percentagem de casos associados a doença cardíaca [10].

	Número de casos (população de 100.000 pessoas)	Paragens associadas a doença cardíaca
América do Norte	94	61,7%
Europa	86	40,7%
Ásia	55	58,1%
Austrália	113	38,9%

1.3.1 Ritmos cardíacos associados a uma PCR

A análise dos eletrocardiogramas obtidos durante eventos de PCR permite constatar que os mecanismos elétricos mais comuns são as arritmias ventriculares (fibrilhação

ventricular (FV) e a taquicardia ventricular (TV)), que têm origem abaixo do nó AV ou no sistema *His-Purkinje* que é responsável pela propagação do impulso pelos ventrículos. No entanto, assistolias e atividade elétrica sem pulso (AESP) podem também ocorrer durante uma PCR [7].

A fibrilhação ventricular é uma arritmia que se torna quase irreversível quando não é parada dentro de um intervalo de tempo entre um e três minutos após o seu começo. Resulta de impulsos cardíacos descontrolados dentro do músculo cardíaco, estimulando e reestimulando várias porções deste músculo. Os ventrículos mantêm-se num estado indeterminado, batendo de uma forma caótica e bombeando pouco ou nenhum sangue [7].

A taquicardia ventricular sem pulso é uma arritmia que começa nos ventrículos e que se caracteriza pela existência de três ou mais batimentos cardíacos consecutivos a uma frequência cardíaca maior que 100 bpm. Pode ser classificada tendo em conta a sua duração (sustentada/não sustentada) e morfologia (monomórfica/polimórfica). O facto de se impor um ritmo elevado aos ventrículos afeta em demasia o seu enchimento e, por conseguinte, o bombeamento do sangue para todo o corpo [12]. A ocorrência desta arritmia é algumas vezes confundida com uma taquicardia supraventricular (TSV) ou vice-versa, muito pelo facto de ambas possuírem ritmos rápidos e regulares. Esta arritmia rápida origina-se acima dos ventrículos (mais especificamente acima do nó AV) e normalmente é conduzida através dos sistemas de condução para estas cavidades [13].

A assistolia é definida como a ausência de qualquer atividade elétrica ventricular, ou a existência desta extremamente lenta, durante segundos ou minutos. Perante isto, não se verificam contrações do miocárdio e, por conseguinte, não há bombeamento do sangue para todo o corpo. É por isso que o traçado de ECG associado a este ritmo é essencialmente isoeletrico, estando este associado ao nível de tensão considerada para o coração em repouso [14]. Resulta normalmente de um bloqueio que impede a condução do impulso elétrico desde o nó SA até ao nó AV, sendo normalmente precedida por outras arritmias não tratadas, principalmente a fibrilhação ventricular [13].

Por último, a AESP, também referida como dissociação eletromecânica, é definida como a presença de atividade cardíaca elétrica normal à qual seria associada pulso [14]. Ao contrário das arritmias já expostas, nas quais a frequência cardíaca rápida e o carácter da arritmia explicam a ausência de pulso, uma AESP pode representar a completa ausência de contrações mecânicas cardíacas associadas a cada complexo QRS [14].

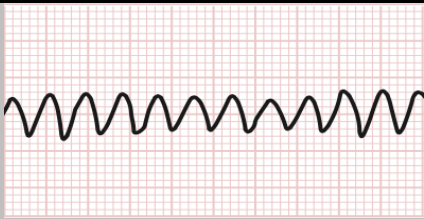


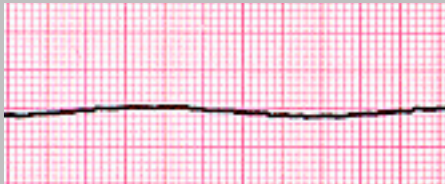

Na tabela 1.2 apresenta-se um resumo das características que permitem o seu diagnóstico através da análise do sinal de ECG.

1.3.2 Causas Reversíveis

Em alguns casos, a PCR pode ser devida a causas reversíveis. Por conseguinte, o seu diagnóstico e tratamento são fundamentais para reverter uma situação de PCR, principalmente quando o ritmo cardíaco é uma assistolia ou uma AESP [15].

Para que haja uma facilidade na sua memorização, optou-se por uma mnemónica própria que se baseia na primeira letra da designação inglesa de cada causa reversível. Isto permitiu dividir o conjunto das causas reversíveis em dois grupos: os 4H's (Hipóxia, Hipovolémia, Hipo-/Hipercalemia e Hipo-/Hipertermia) e os 4T's (Trombose coronária ou pulmonar, Tamponamento cardíaco, Toxinas e Pneumotórax hipertensivo) [15]. Na tabela 1.3 apresenta-se uma breve descrição para cada uma destas condições, assim como os métodos de diagnóstico e tratamento utilizados.

Tabela 1.2 – Análise dos sinais de ECG para as arritmias normalmente verificadas durante uma situação de PCR.

Ritmo cardíaco	Sinal de ECG típico	Características
Fibrilhação Ventricular [7]		Sinal desorganizado, sem nenhum complexo QRS; Contrações de largas massas ventriculares levam a ondas mais abruptas e irregulares.
Taquicardia Ventricular [13]	<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> <div style="text-align: center;"> <p>Monomórfica</p>  </div> <div style="text-align: center;"> <p>Polimórfica</p>  </div> </div>	Ausência de ondas P; Complexos QRS normalmente largos, rápida produção destes promove a sua fusão com as ondas T; Complexos QRS mais estreitos levam a classificações erradas como TSVs.
Assistolia [13]		Traçado essencialmente isoiétrico, podendo haver um ou outro complexo QRS sem ritmo associado; Presença de ondas P se houver atividade elétrica nas aurículas.
Atividade elétrica sem pulso [14]		Ritmo organizado na ausência de pulso.

Introdução

Tabela 1.3 – Causas reversíveis.

Causa Reversível	Descrição	Diagnóstico	Tratamento
Hipóxia [14]	Privação de oxigénio aos tecidos corporais.	Associar a desordens pulmonares, asma, asfíxia, estrangulamento, afogamento.	Oxigénio puro.
Hipovolémia [7], [16]	Perda de fluídos do sistema circulatório (plasma sanguíneo).	Procura de hemorragia interna ou externa.	Rápida reposição dos fluídos perdidos acompanhada por ventilação.
Hipo- /Hipercaliémia [7], [16]	Níveis de potássio do sangue baixos ou elevados.	Análises clínicas.	<i>Hipo</i> – Injeção de potássio; <i>Hiper</i> – Administração de agentes terapêuticos para proteção do coração e das células e remoção do potássio do organismo.
Hipo- /Hipertermia [16]	<i>Hipo</i> – Temperatura corporal <35°C; <i>Hiper</i> - Temperatura corporal >40°C.	Monitorização da temperatura.	Aquecimento/arrefecimento corporal.
Trombose (coronária ou pulmonar [12])	Formação de coágulo dentro de um vaso sanguíneo.	Análises clínicas (verificar presença de <i>d-dimer</i>).	Administração de fibrinolíticos.
Tamponamento Cardíaco [16]	Acumulação anormal de fluídos no pericárdio.	Procura de sinais típicos (distensão das veias no pescoço, hipotensão, sons cardíacos abafados); Técnicas de ultrassons.	Pericardiocentese (descrição detalhada em [17]).
Toxinas [16]	Exposição ou ingestão inadequada de substâncias terapêuticas ou tóxicas.	Procura de picadas de agulhas, odores, reações corrosivas na boca e dilatação das pupilas; Histórico Médico.	Administração de antídotos.
Pneumotórax Hipertensivo [13], [16]	Acumulação anormal de ar no interior da pleura.	Verificar expansão unilateral do peito, deslocação da traqueia, enfisema subcutâneo; Dificuldades em fornecer ventilação; Técnicas de ultrassons.	Descompressão utilizando uma agulha.

1.4 A Cadeia da Sobrevivência

Os Serviços de Emergência Médica constituem o conjunto de recursos humanos e materiais capazes de reverter as situações de PCR. Estima-se que, na Europa, estes tratem 86 pessoas nesta situação numa população de 100.000. As taxas de sobrevivência são baixas, atingindo os 10,7% após alta hospitalar para todos os ritmos e 21,2% para situações de fibrilhação ventricular [9]. Por conseguinte, a intervenção atempada nas vítimas de PCR é crucial, realçando-se então a importância do conceito de cadeia da sobrevivência.

A cadeia da sobrevivência (figura 1.5) constitui um conjunto de ações que, quando postas em prática, reduzem a probabilidade de morte associada à PCR. Este conceito foi adotado e divulgado em 1997 pelo Comité de Ligação Internacional para a Ressuscitação (International Liaison Committee on Resuscitation - ILCOR), que é constituído por representantes de várias organizações mundiais que trabalham nesta área e que têm como objetivo elaborar e avaliar guias que permitem orientar os profissionais de saúde nos mecanismos de ressuscitação existentes [9], [18].



Figura 1.5 - Cadeia de Sobrevivência divulgada pelo Instituto Nacional de Emergência Médica (INEM)[19].

O primeiro elo da cadeia da sobrevivência expõe a importância de um reconhecimento imediato de uma situação de PCR como aspeto fundamental para obter um tratamento atempado com vista à redução do risco de morte. Está-se perante uma situação destas quando a vítima não apresenta qualquer tipo de resposta e respiração ausente ou anormal (*gasping* ou respiração agónica). Este reconhecimento também pode ser feito tendo em conta a cor da pele e a presença ou ausência de pulso nas artérias carótida ou femoral. Deve seguir-se então um apelo de ajuda rápido [9].

Os elos centrais da cadeia da sobrevivência realçam a importância da realização de ressuscitação cardiopulmonar (RCP) e desfibrilhação no imediato. A RCP é a intervenção realizada durante o Suporte Básico de Vida (SBV), protocolo assumido enquanto se aguarda pela emergência médica e que garante assim uma perfusão dos órgãos suficiente até que esta chegue e possa efetuar outras manobras. Entre estas encontra-se a desfibrilhação, que visa o restabelecimento da atividade cardíaca normal do coração através da aplicação de um choque

elétrico. A RCP imediata pode duplicar ou até triplicar a probabilidade de sobrevivência, podendo esta atingir os 49-75% quando se realiza RCP e desfibrilhação 3-5 minutos após o colapso. Para além disto, cada minuto de atraso antes da desfibrilhação reduz a probabilidade de sobrevivência em 10-12%[9].

O último elo da cadeia da sobrevivência, correspondente aos tratamentos realizados após o processo de ressuscitação, é crucial para a preservação de algumas funções essenciais, destacando-se a cardíaca e a cerebral [9].

1.5 Suporte Avançado de Vida

O algoritmo do Suporte Avançado de Vida (SAV) tem sido editado para que se seja simples e aplicável ao tratamento de PCRs em pessoas de várias faixas etárias em várias circunstâncias [20]. No entanto, há modificações a este algoritmo que são relatadas nos documentos criados a partir do ILCOR para alguns casos como o das crianças [21] e bebés após o nascimento [22].

Para uma compreensão do algoritmo universal do SAV apresenta-se na figura 1.6 o fluxograma do mesmo. Segue-se uma explicação detalhada das intervenções efetuadas para atingir o retorno espontâneo da circulação sanguínea (*Return of spontaneous circulation – ROSC*).

1.5.1 Ressuscitação Cardiopulmonar

A RCP é um conjunto de manobras destinadas a garantir a perfusão dos órgãos durante uma situação de PCR. Estas manobras são realizadas em ciclos de 2 minutos, sendo neste intervalo de tempo que outros membros da equipa de reanimação realizam outras tarefas, como o reconhecimento e tratamento inicial de causas reversíveis, a preparação do acesso vascular e a administração de fármacos. Os seus elementos fundamentais são a ventilação e as compressões torácicas [9], [15], [23].

As compressões torácicas mantêm o fluxo de sangue para o coração, o cérebro e outros órgãos vitais através do aumento da pressão intratorácica e da compressão direta do coração. As compressões são também cruciais para que a desfibrilhação que possa vir a seguir seja bem sucedida. Já a ventilação, associada às compressões torácicas, permite a oxigenação dos órgãos vitais [9].

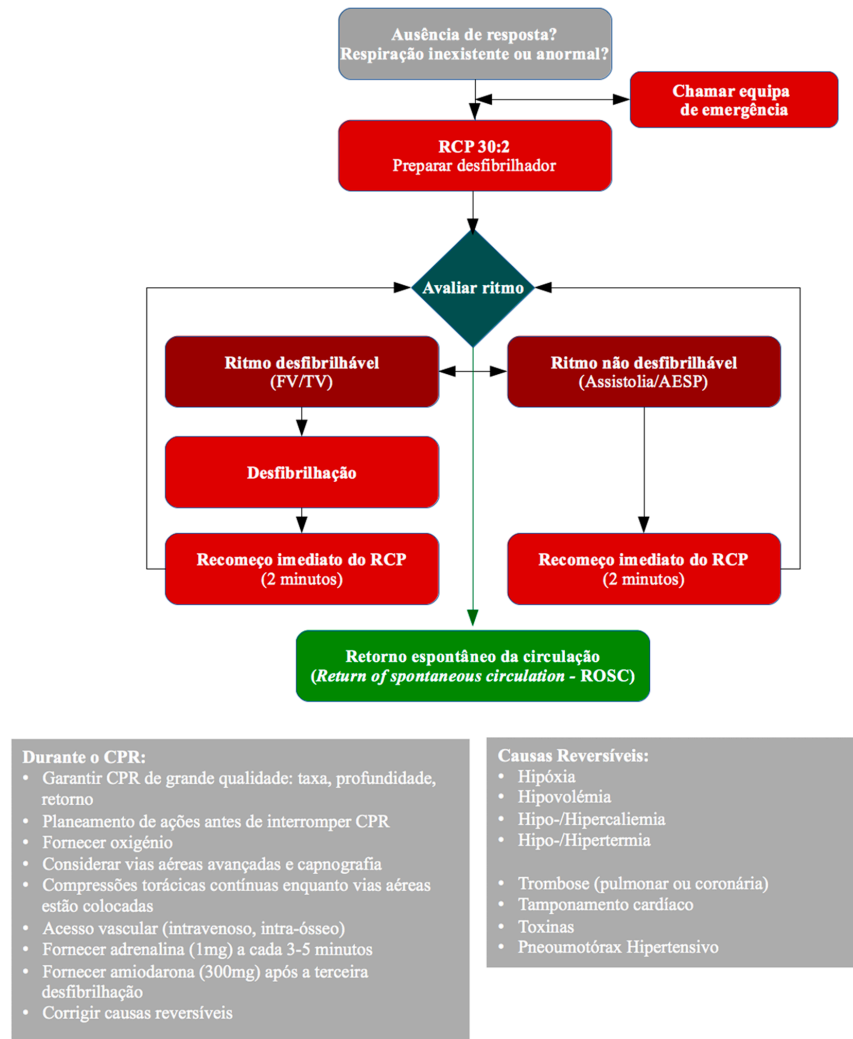


Figura 1.6 - Algoritmo de Suporte Avançado de Vida. Adaptado de [9].

A realização das compressões torácicas é ilustrada na figura 1.7. O socorrista deve efetuar estas manobras ao lado da vítima (figura 1.7a) e com as mãos posicionadas como na figura 1.7b: colocar a base de uma mão no centro do tórax, entre os mamilos, e colocar a outra mão sobre a primeira, entrelaçando os dedos. A compressão aplicada no esterno deve atingir uma profundidade de 5-6 centímetros com vista à produção de um fluxo sanguíneo adequado. No final, deve garantir-se a expansão total do tórax, aliviando toda a pressão sem remover as mãos deste, uma vez que o retorno completo da parede torácica permite que mais sangue encha o coração entre as compressões torácicas [23]. Estas devem ser aplicadas de uma forma rítmica, a uma frequência de 100-120 compressões por minuto, para minimizar a sua interrupção. No caso de ser necessária alguma interrupção, esta não pode ser maior que 5 segundos, uma vez que nesse tempo o sangue não circula, não se garantindo então a perfusão dos órgãos [23].

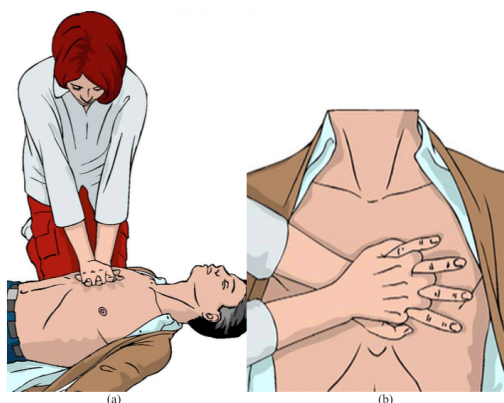


Figura 1.7 – Realização do CPR (Adaptado de [23]): a) Posicionamento do socorrista; b) Posicionamento das mãos.

Em relação à ventilação, esta deve ser feita com respiração boca a boca (figura 1.8a) ou com o auxílio de uma máscara de bolso antes da equipa de emergência chegar. O primeiro caso, porém, deve ser evitado caso haja lesão ou indícios de intoxicação. Cada ventilação deve ser suficiente para elevar o tórax, não devendo ser feita em demasia pois pode conduzir a um aumento excessivo da pressão intratorácica que diminui o retorno venoso ao coração. Com a chegada da equipa de emergência e algum equipamento específico, considera-se a adoção de técnicas de vias aéreas avançadas, como a entubação traqueal ou dispositivo supraglótico (máscara laríngea, por exemplo). A este equipamento pode associar-se um saco de ventilação (figura 1.8b), que permite a ventilação dos pulmões da vítima com ar ambiente (constituído por 21% de oxigénio), que é mais adequado do que o ar fornecido durante uma respiração boca a boca e do que a máscara (contém cerca de 15-16% de oxigénio). No entanto, a qualidade da ventilação pode ser melhorada recorrendo a um reservatório de oxigénio [15].

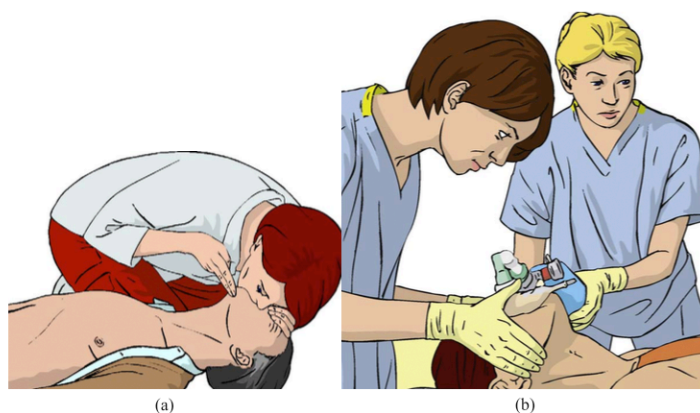


Figura 1.8 - Ventilação: a) Ventilação boca a boca [23]; b) Utilização do saco de ventilação [15].

1.5.2 Desfibrilhação

A desfibrilhação é um processo destinado a restabelecer a atividade cardíaca normal do coração que se encontra em paragem perante uma arritmia perigosa. Este processo consiste na aplicação de uma corrente elétrica de suficiente magnitude que atravessa o miocárdio e é capaz de causar a sua despolarização. Isto é conseguido graças à utilização de um dispositivo eletrónico denominado desfibrilhador. Aparelhos externos, transvenosos e implantáveis são os tipos de desfibriladores existentes [9], [24].

Numa situação de PCR, a desfibrilhação é efetuada aquando da presença de uma arritmia ventricular (FV/TV). Por conseguinte, a configuração dos elétrodos normalmente adotada é a configuração esterno-apical (figura 1.9), uma vez que maximiza a corrente na área que se pretende desfibrilhar. O elétrodo da direita é colocado abaixo da clavícula, enquanto que o elétrodo apical é colocado à esquerda, na linha axilar média. A corrente viaja do elétrodo negativo para o elétrodo positivo, atravessando o miocárdio na zona dos ventrículos e fazendo com que as células aqui contraíam simultaneamente, o que faz com que as arritmias sejam terminadas por causa da eliminação dos mecanismos de re-excitação associada a estas. A desfibrilhação é bem-sucedida quando há ausência de FV/TV durante mais que 5 segundos após a aplicação do choque [7], [24].



Figura 1.9 - Desfibrilhação: colocação dos elétrodos [24].

Numa situação de PCR, deve realizar-se RCP até à chegada e preparação do desfibrilhador. Quando possível, a avaliação do ritmo é efetuada, e caso seja um ritmo desfibrilhável (FV/TV), procede-se à carga do desfibrilhador, dando-se um choque na vítima com uma energia de 360 *Joules*, se o desfibrilhador for monofásico, ou de 150-360 *Joules*, caso o desfibrilhador seja bifásico. Após o choque, o RCP deve ser recomeçado de imediato mesmo que a desfibrilhação seja bem sucedida, uma vez que o restabelecimento da circulação

ainda demora algum tempo e é muito raro sentir algum pulso. O tempo que se possa perder a tentar sentir pulso logo após a desfibrilhação pode comprometer o miocárdio caso o ritmo normal não tenha sido restabelecido. Por conseguinte, a avaliação do pulso é efetuada após um ciclo de RCP de 2 minutos [9], [24].

O desenvolvimento de tecnologia associada aos desfibriladores tem avançado rapidamente. Este desenvolvimento levou ao aparecimento de desfibriladores facilmente portáteis que efetuam o diagnóstico automático do ritmo cardíaco através da análise do sinal de ECG adquirido através dos elétrodos colocados de acordo com a configuração esterno-apical. Ao diagnóstico automático segue-se a aplicação automática de uma desfibrilhação caso necessária. O aparelho descrito tem o nome de desfibrilhador externo automático (DEA) e é desenhado para promover uma interação fácil com a pessoa que está a efetuar as manobras de reanimação através de comandos simples, visuais ou auditivos [9], [24].

1.5.3 Fármacos administrados: adrenalina e amiodarona

Existe um pequeno conjunto de fármacos cujo uso durante uma situação de PCR é recomendado. Entre estes destacam-se a amiodarona e a adrenalina que têm um papel fundamental no *ROSC* [9], [15].

A administração de fármacos deve ser feita sem parar as manobras de RCP através de um acesso intravenoso previamente preparado ou, caso este não seja possível, um acesso intraósseo. A preparação e utilização de um cateter venoso periférico é mais fácil, rápida e segura do que um cateter de acesso central [9], [15].

A amiodarona é um fármaco antiarrítmico que atua ao nível da condução dos potenciais de ação no miocárdio e que permite aumentar a duração destes e do período refratário. A sua administração permite melhorar a resposta de uma desfibrilhação e aumentar a probabilidade de sobrevivência após admissão hospitalar. A dose recomendada é de 300 mg, sendo a sua administração feita após a terceira desfibrilhação [9], [15].

A adrenalina, também denominada de epinefrina, é um agente simpaticomimético que tem efeitos vasoconstritivos que permitem aumentar o fluxo de sangue cerebral e coronário durante o RCP e, assim, aumentar as chances da desfibrilhação ser bem-sucedida. Porém, a adrenalina tem como efeitos adversos o facto de poder precipitar a ocorrência de taquicardia e fibrilhação ventriculares, pelo que não deve ser dada em excesso. A dose recomendada é de 1 mg, sendo a administração inicial feita também após a terceira desfibrilhação sem sucesso, ou logo após o primeiro ritmo não desfibrilhável detetado (AESP ou assistolia). A partir daqui, a

sua administração é repetida a cada 3-5 minutos até se atingir *ROSC*, ou seja, aproximadamente a cada dois ciclos do algoritmo de SAV [9], [15].

1.5.4 Avaliação de pulso na artéria carótida

Após a conclusão do período de RCP de dois minutos, o socorrista deve procurar por pulso na vítima de PCR durante 5-10 segundos, utilizando na maioria das vezes a artéria carótida [9]. A escolha desta artéria deve-se ao facto de ser facilmente acessível e por se encontrar perto do coração [25]. Por conseguinte, apresenta-se aqui o método para palpar pulso na carótida ilustrado na figura 1.10.

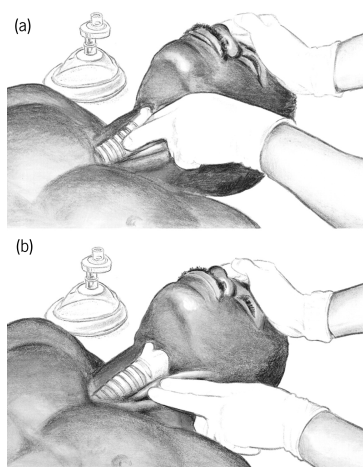


Figura 1.10 - Palpação do pulso carotídeo (adaptado de [26]): a)Localização da traqueia; b)Reconhecimento de pulso.

Para verificar o pulso carotídeo, deve manter-se a cabeça da vítima hiperestendida com uma das mãos do socorrista. Com dois dedos da outra mão (normalmente o indicador e o médio) deve procurar-se a traqueia (figura 1.10a) e, após a sua localização, deslizá-los em direção aos músculos laterais do pescoço, onde se abordam os batimentos da carótida na fenda que separa estas duas estruturas (figura 1.10b). Outra técnica de localização da carótida é a colocação de dois dedos abaixo da orelha, deslizando-os pelo bordo interno do músculo esternocleidomastoideo [25], [26].

1.5.5 Tratamento pós-ressuscitação

Caso se detete pulso, a avaliação do ritmo cardíaco já não é efetuada e as manobras de reanimação são dadas como finalizadas. Atinge-se o *ROSC*, que é apenas o primeiro passo para a recuperação plena de uma PCR. Um tratamento cuidadoso a nível hospitalar posterior à deteção de *ROSC* é essencial porque grande parte das mortes pós-*ROSC* ocorrem após as

primeiras 24 horas. Este acompanhamento deve centrar-se no tratamento de lesões cerebrais, disfunções cardíacas, problemas na circulação sanguínea e de outras patologias que possam surgir. A severidade destes problemas aumenta com a duração do episódio de PCR [9].

Os objetivos do tratamento pós-ressuscitação são [9]:

- Tratamento das causas que precipitaram a ocorrência da PCR.
- Contínua monitorização da atividade elétrica cardíaca (ECG) para precaver a ocorrência de arritmias.
- Otimização da ventilação mecânica para minimizar lesões pulmonares.
- Controlo da temperatura corporal para promover a otimização da sobrevivência e recuperação neurológica.
- Identificação e tratamento de síndromes coronárias agudas.
- Redução do risco de lesão simultânea de vários órgãos e dar suporte se necessário.

1.5.6 Paragem das manobras de reanimação

Por vezes, por muito que se tente, o *ROSC* não é atingido, o que faz com que se tenha de abandonar as manobras de reanimação. Este abandono pode dever-se ao histórico médico da vítima e ao prognóstico antecipado tendo em conta fatores como o intervalo de tempo entre o colapso e o início do RCP e da primeira desfibrilhação, o ritmo inicial visto no ECG, a não deteção de causas reversíveis e o período no qual se implementou o algoritmo de SAV no qual se registou assistolia contínua (acima de 20 minutos constitui uma razão para parar todas as ações que estão a ser realizadas) [27].

1.6 Motivação

A gravidade dos efeitos adversos causados por uma PCR exigem uma intervenção imediata e eficaz por parte dos serviços de emergência médica, utilizando estes o algoritmo de SAV explorado anteriormente. Porém, a má ação ou formação do socorrista pode prejudicar o paciente nesta situação [27].

Dando foco à natureza dos erros, estes verificam-se principalmente na gestão da situação da vítima, podendo refletir-se em decisões erróneas acerca do pulso e, na não existência deste, do ritmo cardíaco, e na realização das manobras de reanimação (p. ex. falhas em manobras que requerem competências técnicas, administração inapropriada de fármacos) [28]. Estes erros podem produzir efeitos em fases mais avançadas da ressuscitação, o que

pode colocar o socorrista numa posição desconfortável e possivelmente despoletar outros erros [29].

O algoritmo do SAV é seguido pelos socorristas durante situações de PCR. O facto de não saber este algoritmo, ou as atualizações efetuadas pela ILCOR a este, faz com que o socorrista não tenha conhecimento do tratamento a efetuar mais aceite, podendo a isto associar-se erros na gestão da situação da vítima.

A palpação de pulso na carótida, apesar de ser o método de diagnóstico capaz de desencadear as manobras de reanimação, apresenta algumas fragilidades, sendo estas demonstradas através de alguns estudos. Em [30] verificou-se que só 47.4% dos profissionais de emergência médica do grupo de estudo formado eram capazes de detetar pulso em 5 segundos, subindo esta percentagem para 73.7% quando se considerava um intervalo de 10 segundos. Noutro estudo efetuado e relatado em [31] refere-se que, em 10 segundos, os profissionais de emergência médica testados só detetaram pulso em 55% das situações em que este existia, confirmando a ausência de pulso corretamente em 90% dos casos. Todos estes resultados dependem da experiência dos profissionais em análise, havendo claramente mais falhas e mais tempo perdido em situações que o socorrista tem pouca formação.

Um último aspeto a ser devidamente considerado é a avaliação do ritmo cardíaco, que é essencial pois determina quando é que se aplica uma desfibrilhação à vítima. Esta é realizada por um desfibrilhador, aparelho este que tem evoluído com o tempo até ao aparecimento do DEA, que tem a capacidade de avaliar o ritmo existente, o que é uma mais-valia para quem não tem competências médicas para tal avaliação. Porém, ainda existem desfibrilhadores que não têm este automatismo, possuindo apenas um visor que permite a visualização do sinal do ECG, cabendo unicamente ao socorrista a decisão de desfibrilhar ou não a vítima [24].

Os aspetos aqui focados são de grande importância para o desenrolar correto de uma reanimação, podendo ser decisivos para a vida ou morte do paciente em PCR. Um mecanismo que permita fornecer algumas informações acerca do algoritmo de SAV associado a métodos de diagnóstico de pulso e ritmo devidamente validados permite apoiar o socorrista nas situações mais decisivas, promovendo um aumento da confiança na realização das manobras de reanimação que é essencial para a sua eficácia.

1.7 Objetivos

O objetivo principal deste projeto é a criação de um sistema integrado de apoio ao algoritmo de SAV que poderá ser utilizado para formação e auxílio dos socorristas na tomada de várias decisões cruciais durante o processo de ressuscitação. Do sistema integrado que possui o diagrama de blocos apresentado na figura 1.11 destaca-se uma interface gráfica de uso amigável para apoiar o socorrista que integre as diretivas associadas ao SAV previamente atualizadas segundo a ILCOR, uma componente informativa acerca das causas reversíveis e uma ferramenta de registo de todas as ocorrências durante o processo de ressuscitação. Esta interface encontra-se ligada sem fios a uma plataforma de aquisição e processamento de sinal à qual estão associados dispositivos que permitem auxiliar no diagnóstico do pulso carotídeo, compensando alguns erros comuns associados à sua avaliação manual, e no diagnóstico do ritmo cardíaco, essencial quando não existe um desfibrilhador que efetue esta tarefa. Para além destes, foi criado ainda uma seringa instrumentada para a deteção da administração de fármacos de uma forma automática.

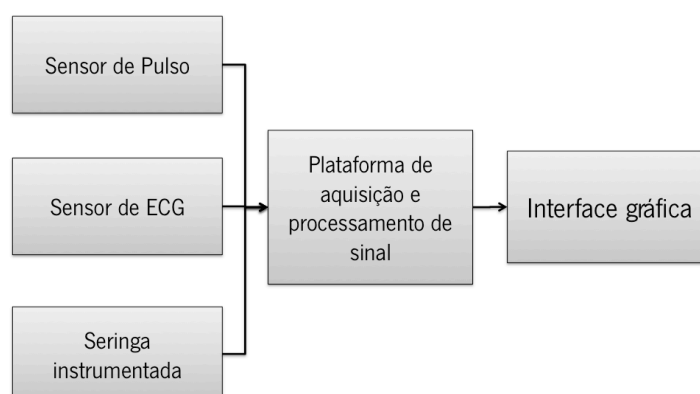


Figura 1.11 – Diagrama de blocos do sistema integrado de apoio ao algoritmo de SAV.

1.8 Organização da dissertação

Esta dissertação encontra-se dividida em 7 capítulos, sendo os principais elementos constituintes de cada um apresentados a seguir.

O primeiro inclui algum suporte teórico acerca do coração e método de monitorização da sua atividade elétrica, da incidência e mecanismos que desencadeiam a PCR e do algoritmo de SAV, que integra a explicação de manobras essenciais para que se atinja o *ROSC*. Para além da componente teórica, este capítulo também inclui a motivação e os objetivos deste trabalho e a descrição da organização da dissertação.

O segundo capítulo aborda o desenvolvimento da aplicação móvel que integra o algoritmo de SAV.

O terceiro capítulo apresenta os mecanismos associados à aplicação criada para auxílio ao diagnóstico do pulso carotídeo e ritmo cardíaco e monitorização da administração da adrenalina.

O quarto capítulo expõe a metodologia utilizada no algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco, incluindo-se aqui também as especificações recomendadas para a sua validação e os métodos já existentes para este efeito.

No quinto capítulo expõem-se os resultados obtidos com as várias componentes desenvolvidas neste projeto, sendo a sua discussão efetuada no capítulo 6.

Por fim, no capítulo 7, são apresentadas as principais conclusões da dissertação e sugestões de trabalho futuro.

2 APLICAÇÃO MÓVEL DE SUPORTE AVANÇADO DE VIDA

Neste capítulo apresenta-se a aplicação móvel criada para incorporar o algoritmo de SAV, descrevendo-se os procedimentos que levaram à sua criação e todos os componentes que a constituem acompanhados por uma breve descrição do seu funcionamento. O capítulo começa com uma abordagem à utilização de aplicações móveis na área da Saúde, seguindo-se uma breve revisão sobre as aplicações móveis que já existem para apoiar as manobras associadas ao SAV.

2.1 Tecnologias móveis na Saúde

Desde o lançamento do primeiro *iPhone*, dispositivo móvel com sistema operativo *iOS*, em 2007, e do *Android*, em 2008, que a tecnologia móvel tem tido um papel cada vez mais predominante na Saúde [32]. De acordo com uma pesquisa realizada pela Google and Manhattan Research no ano de 2012, 87% dos profissionais de saúde utilizam dispositivos móveis no trabalho. A usabilidade destes aparelhos tem-se tornado cada vez melhor o que, aliado à portabilidade e relativo baixo custo, explica esta preferência face aos sistemas computacionais de secretária [33].

O aumento do uso de dispositivos móveis na Saúde levou a um aumento da criação de aplicações que auxiliam em tarefas importantes como a gestão de informação e de tempo, comunicações, consultadoria, decisões clínicas e educação e treino médico. Estas aplicações aproveitam os vários recursos disponibilizados como o acesso à Internet, os sistemas de posicionamento global (*Global Positioning System* - GPS), as câmaras fotográficas, os gravadores de som e os protocolos de comunicação sem fios (e.g. *Bluetooth*, *WiFi*) [33]. Este último recurso permite, por exemplo, a criação de aplicações que integrem vários sensores e que efetuam a monitorização fácil em tempo real de pacientes. Esta monitorização pode ser feita à distância, o que permite um maior acompanhamento dos pacientes de risco [34].

2.2 Aplicações móveis existentes para o SAV

O aumento da utilização de tecnologias móveis na Saúde levou ao desenvolvimento de aplicações móveis, ou *apps*, que têm evoluído no sentido de fornecer uma variedade de ferramentas úteis para os profissionais desta área. Este desenvolvimento fez com que surgissem várias *apps* de apoio ao SAV que podem ser descarregadas e instaladas num dispositivo móvel com um determinado sistema operativo (SO): *iOS* [35], *Android* [36] ou *Windows Phone* [37].

Um exemplo é a *EMS ACLS Guide* [38], que é uma edição da *app EMS Field Guide*, vastamente utilizada por socorristas e que contém informação organizada pela Informed Publishing. Esta *app*, disponível para *Android* e *iOS*, pode ser utilizada em contexto de emergência e permite ter fácil acesso a uma grande quantidade de informação detalhada acerca de uma PCR, englobando-se aqui causas, sintomas e tratamentos. A informação referida pode estar não só em texto como também em imagem, filmes ou outro tipo de animação [38]. Para além desta aplicação, existem outras com estrutura e um objetivo semelhantes, ou seja, apoiar os socorristas nas manobras relacionadas com o SAV [39]–[45].

A informação veiculada é baseada nas diretivas divulgadas pelas organizações que trabalham com a ressuscitação, podendo ser atualizadas caso estas efetuem alterações. Algumas organizações deste tipo lançaram as suas próprias aplicações, como é o caso da American Heart Association (AHA) [46]. Existem também *apps* que são dedicadas a protocolos específicos de SAV, tais como os utilizados numa criança em PCR [47]–[50].

Para além das aplicações ligadas ao SAV, existem *apps* que podem ser usadas para formação. Um bom exemplo disto são as aplicações para aprendizagem da realização de manobras como a RCP [51], [52].

2.3 *AppLS*: O sistema operativo

A aplicação móvel baseada no algoritmo de SAV aqui apresentada, ao contrário das aplicações citadas na secção anterior, tem uma componente de diagnóstico de pulso e ritmo cardíaco, conseguida com o auxílio dos dispositivos apresentados no capítulo 3, e uma componente de registo, o que permite guardar algumas informações acerca do processo de ressuscitação. O nome da *app* desenvolvida é *AppLS*, dando alusão à sigla deste protocolo para a designação inglesa (*Advanced Life Support - ALS*). O seu desenvolvimento foi em *Android*, sendo o motivo desta escolha a maior variabilidade de dispositivos móveis com este SO, com diversas características e preços ajustáveis.

Seguidamente apresenta-se o suporte teórico acerca do *Android*, bem como os materiais utilizados para o desenvolvimento da *AppLS*: o ambiente de desenvolvimento e os dispositivos móveis.

2.3.1 SO *Android*

Entre os sistemas operativos existentes no mercado para *smartphones* e *tablets*, destaca-se o *Android* (figura 2.1). Esta plataforma é uma prioridade para 40% dos profissionais que trabalham no desenvolvimento de aplicações móveis, posicionando-se acima da plataforma *iOS* (37%) e do *Windows Phone* (8%) [53], [54]



Figura 2.1 - *Android OS*: logótipo [54].

As aplicações *Android* são escritas em *Java* e são executadas com recurso à máquina virtual *Dalvik*, que é desenhada para ambientes com recursos limitados como os dispositivos móveis (unidades de processamento mais lentas, pouca memória e baterias com ciclos de vida curtos). É possível então correr a aplicação criada num dispositivo móvel mediante a sua instalação recorrendo a um ficheiro com extensão “.*apk*” [55].

A arquitetura do SO *Android* é ilustrada na figura 2.2. O *kernel Linux* é a camada que se encontra na base e contém todos os *drivers* de *hardware* essenciais e

mecanismos para gestão de memória, de processamento e energia. A segunda camada engloba o conjunto de bibliotecas *Android* usadas para desenvolvimento e a *Android Runtime*, que contém a máquina virtual *Dalvik* e um conjunto de bibliotecas que permite a criação de aplicações em *Android* usando *Java*. A terceira camada, denominada de *Application Framework*, fornece vários serviços de alto nível na forma de classes em *Java* que permitem o acesso a aplicações básicas do dispositivo móvel. A camada de mais alto nível contém as aplicações e funções básicas do dispositivo móvel (e.g. contactos telefónicos, jogos, *browsers*) [55], [56].



Figura 2.2 - Arquitetura do sistema operativo *Android* [56].

2.3.2 Ambiente de desenvolvimento

Utilizou-se como ambiente de desenvolvimento integrado (*Integrated Development Environment - IDE*) o *Eclipse* em detrimento do *Android Studio* [57], *IDE* oficial para *Android*, porque a versão oficial estável deste só saiu em Dezembro de 2014, período posterior ao início deste projeto. Utilizaram-se também as ferramentas de desenvolvimento *Android* (*Android Developer Tools*), *plugin* para o *Eclipse* que permite a compilação e execução da aplicação num emulador virtual ou diretamente no dispositivo *Android* [58].

2.3.3 Dispositivos móveis

A realização de testes em ambientes de simulação requereu a utilização de um dispositivo *Android*. Para tal escolheu-se um *tablet* pois o facto de possuir um ecrã maior permite uma organização adequada dos componentes, com boa visibilidade e sem sobreposições que possam conduzir a erros na utilização.

Os *tablets* utilizados durante este projeto são apresentados na figura 2.3. O *Samsung Galaxy Tab 2* (figura 2.3a) [59] corre o SO *Android 4.0 (Ice Cream Sandwich)* e possui um processador de 1 GHz *Dual-Core*, 1 GB de memória *RAM* e um ecrã de 7 polegadas. Já o *Asus Transformer Pad (TF103CG)* [60], apresentado na figura 2.3b, é equipado com um processador de 1.6 GHz *Dual Core*, 1 GB de memória *RAM* e um ecrã de 10.1 polegadas. A versão *Android* é a 4.4 (*Kit-Kat*), o que permite a comunicação utilizando o protocolo de *Bluetooth* de baixa energia (*Bluetooth Low Energy - BLE*) [61] e que está disponível para dispositivos *Android* com versão igual ou superior à 4.3 (*Jelly Bean*) [60], [61]. Também permite o acesso à *Internet* quer através do *WiFi* quer através da via 3G [60]. Estas características motivaram a aquisição e o uso deste *tablet* em detrimento do *Samsung Galaxy Tab 2*, sendo o protótipo final da *AppLS* implementado aqui.



Figura 2.3 – *Tablets* utilizados durante este projeto: a) *Samsung Galaxy Tab 2* [59]; b) *Asus Transformer Pad (TF103CG)* [60].

2.4 *AppLS*: Funcionamento e constituição

A *AppLS* foi desenvolvida tendo por base o algoritmo de SAV ilustrado na figura 1.6 do capítulo 1. O seu funcionamento é descrito pelo fluxograma apresentado na figura 2.4.

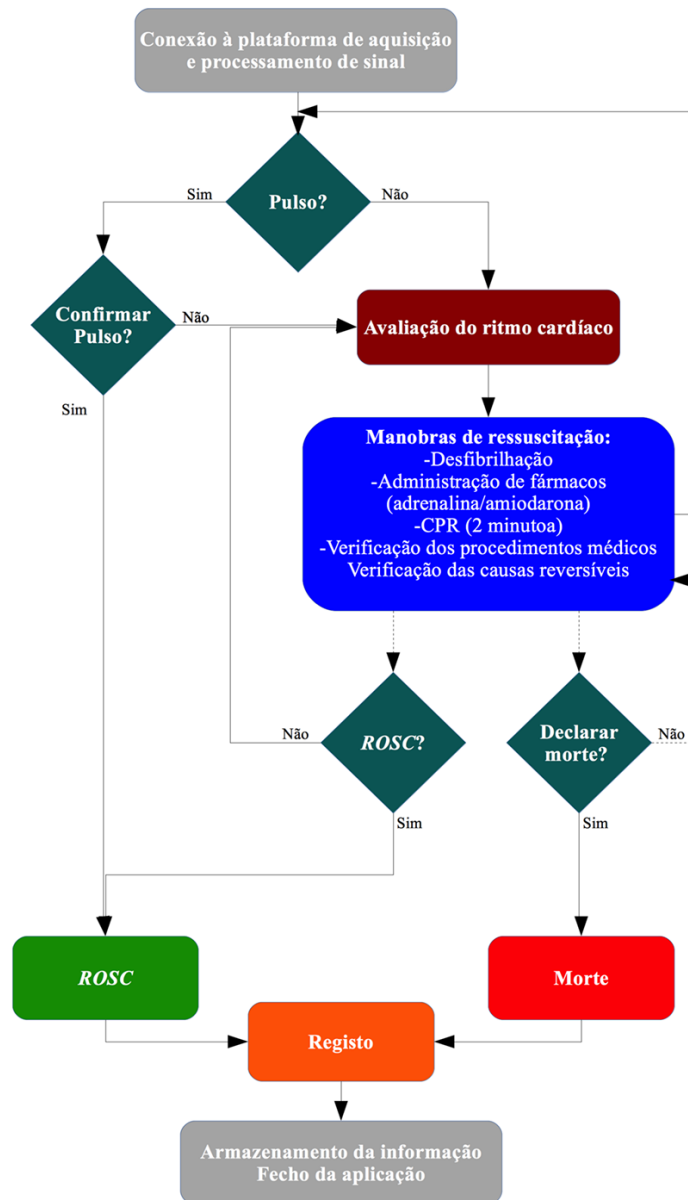


Figura 2.4 - Fluxograma do funcionamento da *AppLS*.

2.4.1 Interface Inicial

A interface aqui descrita e ilustrada na figura 2.5 é a primeira a ser apresentada ao utilizador aquando do uso da *AppLS*. Em termos de funcionalidade, os únicos elementos de interesse são o botão *Connect and Start* e a caixa de texto imediatamente abaixo. Ao clicar no botão, a aplicação vai tentar ligar-se à plataforma de aquisição e processamento de sinal a ser abordada no capítulo 3. A caixa de texto tem o papel de informar acerca do estado de conexão através de texto e cor. Quando esta conexão se estabelece, inicia-se imediatamente a primeira avaliação do pulso e do ritmo cardíaco, aspeto explorado na subsecção seguinte.

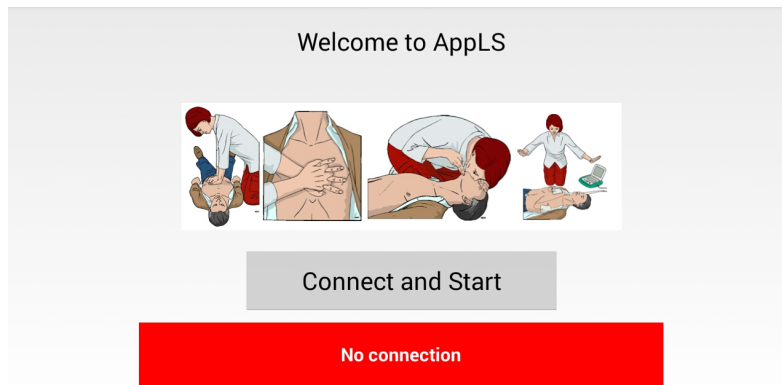


Figura 2.5 - *AppLS*: interface inicial.

2.4.2 Janela de avaliação do pulso carotídeo e do ritmo cardíaco

Na figura 2.6a apresenta-se o *layout* da interface ativa durante a avaliação do pulso carotídeo e do ritmo cardíaco. Esta interface foi criada utilizando a classe *Dialog* [62] que, tal como o próprio nome indica, permite a implementação de uma caixa de diálogo, objeto que não enche o ecrã e que é normalmente utilizado para divulgar informações críticas e exigir que os utilizadores tomem decisões antes de prosseguir com uma determinada tarefa. Neste caso, criou-se uma caixa de diálogo personalizada com um ambiente para visualização de sinais em tempo real enquanto a avaliação do pulso carotídeo e ritmo cardíaco é efetuada. Por defeito, o ambiente de visualização exibe o sinal de ECG, podendo alterar-se para a exibição do sinal de pulso através de um clique no botão *Pulse* e o retorno para o sinal inicialmente exibido usando o botão *ECG*.

O espaço entre os botões referidos anteriormente é preenchido por duas caixas de texto que têm o intuito de informar acerca da avaliação realizada ao ritmo cardíaco e pulso carotídeo. O seu conteúdo é inicialmente amarelo, mudando quando a avaliação termina no sentido de informar o socorrista qual é a decisão acerca das variáveis em análise. É nesta altura que o *layout* desta interface muda, surgindo componentes que vão permitir a confirmação, ou não, da decisão acerca do pulso e ritmo cardíaco presentes (figura 2.6b). Para esta tarefa, o socorrista pode consultar o sinal exibido no ambiente para visualização.

Caso não se confirme a decisão efetuada por parte do socorrista, ou caso haja uma desconexão da ligação com a plataforma de aquisição e processamento, a *app* pode perguntar a este se existe pulso e, caso não exista, se o ritmo é susceptível de ser desfibrilhado. Para o efeito utilizou-se a subclasse *AlertDialog* [63], pertencente à

classe *Dialog* enunciada anteriormente. A *AlertDialog* permite a implementação de caixas de diálogo simples que possuem apenas uma pergunta e dois botões com as opções *Yes* ou *No* [63].

A exibição da janela de avaliação do pulso carotídeo e do ritmo cardíaco é acompanhada por um alarme sonoro que permite chamar a atenção do socorrista para a ocorrência de uma avaliação, período no qual as manobras de ressuscitação são interrompidas. A classe *MediaPlayer* [64] é aqui utilizada para controlar a reprodução em *loop* deste alarme.

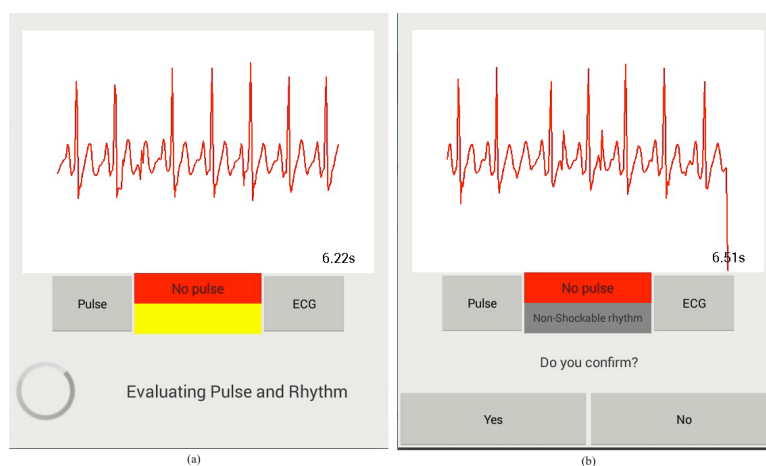


Figura 2.6 - Janela de avaliação do pulso e ritmo cardíaco: a) Durante a avaliação; b) Após a avaliação.

2.4.3 Interface principal: visão geral

Após a primeira avaliação do pulso e do ritmo cardíaco, a confirmação da ausência de pulso na vítima desencadeia a substituição da interface inicial apresentada na subsecção 2.4.1 pela que se apresenta na figura 2.7. É esta interface que se mantém ativa durante a realização das manobras de ressuscitação.

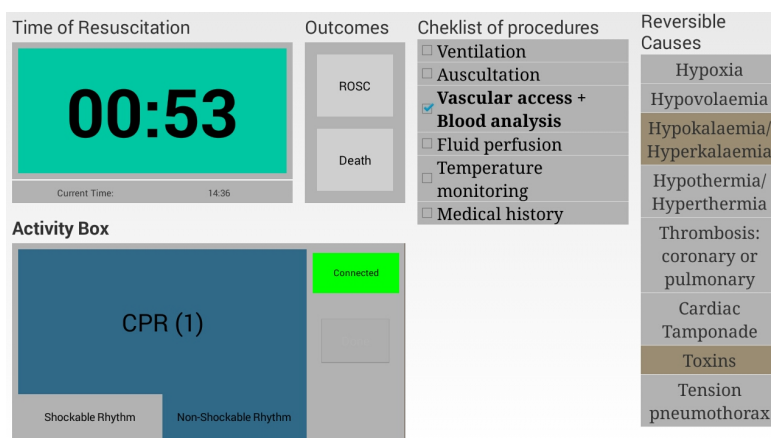


Figura 2.7 - Interface principal.

Desta interface realça-se a estrutura bem definida, com os componentes que a constituem devidamente distribuídos para promover uma fácil interação. É possível dividir o seu *layout* horizontalmente em duas metades com a mesma área. A metade esquerda é onde se define a ordem de manobras de reanimação de acordo com o algoritmo de SAV e possui mecanismos que permitem a sua interrupção. Já a metade direita é constituída por elementos que permitem acompanhar o socorrista na realização de procedimentos essenciais que também têm influência no tratamento de causas reversíveis.

O componente principal da metade esquerda é a *Activity Box*, que é essencialmente constituída por caixas de texto que informam, quer através de texto quer através de cores, acerca da manobra de reanimação a realizar e do tipo de ritmo cardíaco que despoletou tais manobras de reanimação. O botão *Done* é utilizado para confirmação da realização de desfibrilhação (vermelho) e da administração de adrenalina e/ou amiodarona (amarelo). O seu acionamento pode ser automático caso a manobra em vigor seja a administração de adrenalina, que pode ser detetada através da seringa instrumentada que será explorada no capítulo 3. A receção desta informação é dependente do estado de conexão com o dispositivo de aquisição e processamento e que cuja alteração se reflete noutra caixa de texto que se encontra acima do botão *Done*.

O *CPR*, de *Cardiopulmonary Resuscitation* (ressuscitação cardiopulmonar em inglês) é a única manobra que aparece na *Activity Box* e que cujo fim não necessita de confirmação do socorrista porque a sua duração é imposta pelo algoritmo de SAV. A monitorização do tempo de RCP é conseguida utilizando a classe *CountDownTimer* [65], que permite a implementação de uma contagem regressiva de 2 minutos. Finalizada esta contagem, um ciclo de manobras de ressuscitação termina e desencadeia-se automaticamente uma nova avaliação do pulso carotídeo e do ritmo cardíaco.

A metade esquerda da interface possui uma secção, denominada *Outcomes*, onde existem dois botões que permitem parar o processo de ressuscitação mediante uma de duas situações: quando o socorrista entende que as manobras de reanimação realizadas não surtem qualquer efeito (*Death*) ou quando a vítima mostra sinais de vida (*ROSC*).

A ocorrência de *ROSC* pode ser temporária, podendo a vítima entrar novamente em PCR. Esta reincidência motiva o reiniciar do algoritmo de SAV,

começando assim um novo episódio de ressuscitação. O primeiro elemento da interface aqui explorada que demonstra este reinício é o cronómetro que se encontra no canto superior esquerdo. Com a classe *Chronometer* [66] é possível utilizar métodos que permitem iniciar a contagem quando um novo episódio de ressuscitação começa e parar o cronómetro quando se verifica *ROSC* ou quando se confirma a morte da vítima.

A segunda metade da interface aqui retratada é composta por duas listas: a lista de procedimentos médicos a realizar durante uma PCR e a lista de possíveis causas reversíveis. A realização dos procedimentos enunciados interfere positivamente no diagnóstico e tratamento das causas reversíveis, o que faz com que haja uma interação entre as duas listas enunciadas. Na *app*, esta interação reflete-se no sombreamento de toda a causa reversível associada a um procedimento médico devidamente assinalado na *checklist* criada para o efeito. Na tabela 2.1 apresentam-se as possíveis interações entre os dois elementos.

Tabela 2.1 – Associação entre procedimentos médicos verificados e causas reversíveis a tratar.

	Ventilação	Auscultação	Acesso Vascular + Análise Sanguínea	Perfusão de fluidos	Monitorização da temperatura	Histórico Médico
Hipóxia	X					
Hipovolémia				X		
Hipo- /Hipercaliemia			X			X
Hipo- /Hipertermia					X	
Trombose				X		X
Tamponamento cardíaco		X				X
Toxinas			X			X
Pneumotórax Hipertensivo		X				X

2.4.4 Causas Reversíveis: secção de informação

Na interface principal é possível aceder a uma secção com informação relativa ao diagnóstico e tratamento de uma causa reversível, introduzindo-se aqui uma componente informativa na aplicação *AppLS*. A informação referida é acessível através de um simples toque na posição da lista da causa reversível que se quer consultar. Tal como se demonstra na figura 2.8a, este toque desencadeia o desaparecimento da lista de procedimentos médicos, surgindo no seu lugar uma

secção com a informação pretendida (assinalada a vermelho). Para voltar à lista de procedimentos basta deslizar o dedo na área referida com um movimento da esquerda para a direita. Em termos de programação, isto pode ser explicado recorrendo ao conceito de Fragmento, que é uma pequena porção dentro da atividade principal que tem o seu próprio ciclo de vida. Estas componentes possuem um funcionamento independente da atividade principal e podem ser inseridas ou removidas quando necessário [67].

Salvo algumas exceções, a informação exibida foi recolhida das publicações resultantes da conferência da ILCOR em 2010 [15], [16], [20]. A aplicação foi desenvolvida para que o acesso a esta informação seja feito de um modo integrado, não sendo necessário recorrer a aplicações externas que fariam desaparecer momentaneamente a interface principal da aplicação onde estão a ser registados os eventos associados ao processo de ressuscitação.

Como é possível ver através da figura 2.8a, a abertura do fragmento associado a uma determinada causa reversível promove o aparecimento de informação essencial acerca dessa. Caso o socorrista necessite de informação mais detalhada pode clicar no botão *More Information* e visualizar os ficheiros PDF correspondentes a extratos das publicações médicas referidas anteriormente. Com o clique, cria-se um ambiente de visualização que ocupa a segunda metade da interface (figura 2.8b). Para a integração deste ambiente na aplicação utilizou-se o *PDF.js*, visualizador desenvolvido em *JavaScript*, *HTML* e *CSS* pelo *Mozilla* [68], [69]. Para o caso específico das aplicações *Android*, este visualizador permite a consulta de um ficheiro PDF numa *WebView*. Este visualizador permite a ampliação do documento e a procura de palavras-chave. No entanto, é lento a carregar ficheiros PDF grandes [68], o que não é um problema aqui visto que os PDFs a serem visualizados não ultrapassam as nove páginas.

Existem outros recursos multimédia, como imagens (Hipóxia, Tamponamento Cardíaco [70]) e vídeos (Tamponamento Cardíaco [71]). Estes são recursos mais eficazes para demonstrar como se deve tratar as causas reversíveis uma vez que permitem mostrar qual o sítio preciso onde se deve atuar em cada passo do tratamento. No caso das imagens, um clique nesta permite a sua ampliação para o total da área do ecrã, enquanto que o seu desaparecimento pode ser manual ou automático, aquando da finalização do período de RCP. No Tamponamento Cardíaco, o vídeo começa a ser exibido quando se clica no botão *Video*, sendo a sua reprodução

conseguida graças à utilização da classe *MediaPlayer* [64] associada à classe *MediaController* [72]. Esta classe permite a implementação de controlos para pausar, andar para a frente ou para trás o vídeo e informar acerca da progressão deste [72]. Para ter uma tela de visualização adequada, toda a segunda metade da interface é removida, ficando a interface com o aspeto exposto na figura 2.8c. Para ter uma tela de visualização adequada, toda a segunda metade da interface é removida, ficando a interface com o aspeto exposto na figura 2.8c.

No caso das Toxinas, o acesso a páginas *Web* ([73], [74]) é permitido para obter informação organizada em bases de dados acerca das drogas que podem ter provocado a PCR. A página *Web* consultada é exposta numa *WebView* que também ocupa a segunda metade da interface principal.

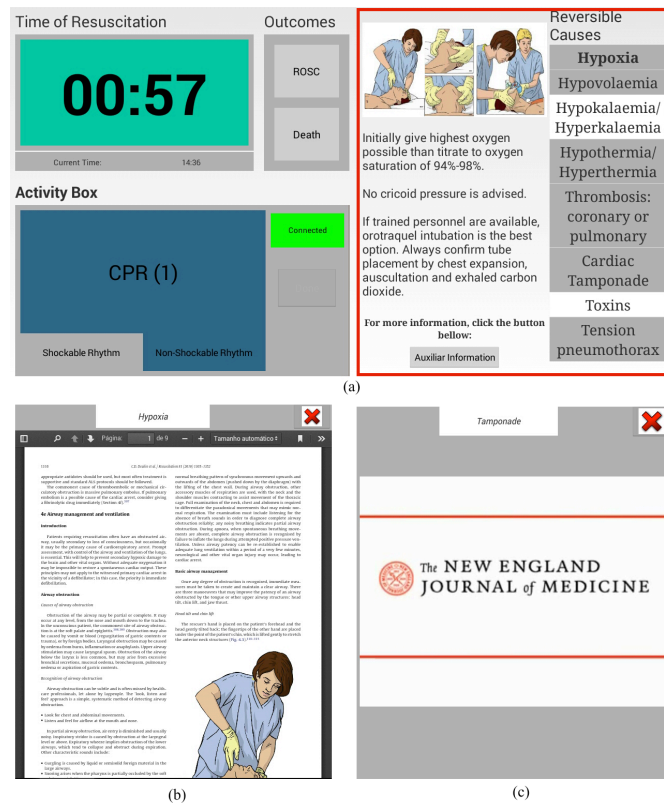


Figura 2.8 - Secção de informação da interface principal: a) Localização do fragmento (assinalada a vermelho); b) Visualizador de documentos PDF; c) Tela para visualização de vídeos.

2.4.5 Relatório geral

Após a finalização das manobras de ressuscitação, ocorre nova reposição do *layout* da *app*, aparecendo aquele que é demonstrado na figura 2.9. Esta interface

contém algumas informações relevantes e que foram registadas ao longo do processo de ressuscitação finalizado, constituindo o seu relatório geral.

Report	
Rescuer's ID <small>Click the button above!</small>	Number of cycles 3
Health Number <small>Click the button above!</small>	Number of cycles with defibrillation 1
Start of resuscitation process 30/9/2015, 14h 45m 7s	Number of cycles with adrenaline injection 1
Resuscitation process duration 0h 4m 58s 34ms, 1 episode(s)	Reversible Causes
Location Latitude: 41.5536275 Longitude: -8.4010799	<input type="checkbox"/> Hypoxia <input type="checkbox"/> Thrombosis <input type="checkbox"/> Hypovolaemia <input type="checkbox"/> Cardiac Tamponade <input type="checkbox"/> Hypokalaemia/Hyperkalaemia <input type="checkbox"/> Toxins <input type="checkbox"/> Hypothermia/Hyperthermia <input type="checkbox"/> Tension Pneumothorax
Cycle Report	End

Figura 2.9 - Interface com relatório geral acerca do processo de ressuscitação efetuado.

A cor do fundo deste *layout* depende do resultado final da reanimação efetuada, aparecendo a cor vermelha se a reanimação for mal sucedida ou a cor verde caso se obtenha *ROSC*. As outras cores dominantes são o cinzento e o laranja, e as caixas com estas cores têm características diferentes. As caixas com cor laranja são aquelas que exigem interação com o socorrista para a inserção e atualização de dados. Já as outras caixas possuem conteúdos estáticos relacionados com informações mais gerais acerca do processo de ressuscitação efetuado:

- Início do processo de ressuscitação
- Duração do processo de ressuscitação (com o número de episódios)
- Número de ciclos
- Número de ciclos com desfibrilhação
- Número de ciclos com injeções de adrenalina

A interação com o socorrista nesta interface começa com a inserção dos seu número de identificação (ID), número este com cinco dígitos. Outro número que deve ser inserido é o ID da vítima, ou seja, o número de utente, que tem nove dígitos. A inserção destes números é feita utilizando uma caixa de diálogo personalizada que possui uma

1	2	3
4	5	6
7	8	9
	0	
Cancel	Clear	Confirm

Figura 2.10 - *Keyboard* para inserção do ID do socorrista e da vítima.

keyboard simples (figura 2.10). Uma outra componente que exige a interação do socorrista é a identificação das causas reversíveis detetadas e tratadas no decorrer da

ressuscitação. Para isto basta selecionar aquelas que interessam na *checklist* que se encontra perto do canto inferior direito da interface em análise.

Para que seja possível a localização geográfica onde se deu a ocorrência da PCR, foi desenvolvido nesta *app* um mecanismo para a obtenção das coordenadas geográficas exatas (latitude e longitude) tendo em conta o sinal de *GPS* ou as redes locais. Durante o processo de ressuscitação, a localização é constantemente atualizada, apresentando-se nesta interface a localização final obtida. No caso de não se ter obtido as coordenadas geográficas do local, a caixa para esta característica aparece a laranja, o que obriga o socorrista a carregar no botão que se encontra no canto superior direito para promover uma atualização mais rápida dos mecanismos utilizados para a sua obtenção [75].

No fundo desta interface encontra-se o botão *End*, que permite o encerramento da aplicação e o armazenamento em memória de todas as ocorrências registadas. Ao lado deste botão encontra-se outro, o *Cycle Report*, que permite o acesso a um relatório mais pormenorizado de cada ciclo de avaliação de pulso e de ritmo cardíaco e de manobras de ressuscitação efetuadas.

2.4.6 Relatório detalhado de cada ciclo

Na figura 2.11 mostra-se a interface associada ao botão *Cycle Report* da interface descrita na secção anterior. A informação aqui disponibilizada é detalhada para cada ciclo dos episódios de ressuscitação registados, relatando quais as decisões efetuadas acerca do pulso carotídeo e ritmo cardíaco e quais as manobras de ressuscitação realizadas associadas ao tempo que demorou para as efetuar.

Cycle Report	
Episode 1, Cycle 1	
System Evaluation	No Pulse, Non-Shockable rhythm
Defibrillation?	No
Delay between rhythm avaluation and defibrillation	-
Adrenaline?	Yes
Time until first adrenaline injection in this episode:	2s 234ms
Amiodarone?	No
Observations	-

Figura 2.11 - Interface com relatório detalhado de cada ciclo.

O primeiro elemento a ser destacado é a decisão efetuada pelo sistema acerca do pulso e do ritmo cardíaco. Se a decisão efetuada não coincidir com as manobras de

ressuscitação realizadas no ciclo em questão, estamos perante um mau diagnóstico efetuado pela plataforma de aquisição e processamento de sinal ou pelo socorrista, que não confirmou o resultado da avaliação feita por tal plataforma.

As outras informações aqui registadas são referentes à aplicação da desfibrilhação e da administração de amiodarona e adrenalina. Se o socorrista aplicou a desfibrilhação num determinado ciclo, é porque este entendeu que o ritmo era desfibrilhável. Entre o reconhecimento deste tipo de ritmo e a desfibrilhação ocorre uma monitorização do tempo que também é exibida nesta interface. Estando perante a terceira desfibrilhação num episódio, é necessário a administração de amiodarona.

A administração de adrenalina em cada ciclo também é controlada, indicando-se se ocorreu tal administração, se esta foi a primeira do episódio e qual o tempo entre administrações de adrenalina para ver se confere com o tempo imposto pelo algoritmo de SAV (3-5 minutos).

Nas observações informa-se quando ocorreu a deteção de pulso e consequente paragem das manobras de ressuscitação (antes da desfibrilhação ou da administração de fármacos, durante o RCP ou durante a avaliação do pulso) e qual a forma da sua deteção (manual ou automática). No caso de se finalizar a ressuscitação sem *ROSC*, a informação que se passa aqui é a hora da confirmação da morte.

Para navegar ao longo da informação dos ciclos de ressuscitação efetuados utiliza-se os botões *Back* e *Next*. Abaixo destes encontra-se o botão *Report*, que permite regressar à interface de registo explicada na secção anterior.

2.4.7 Fecho da aplicação: armazenamento e envio da informação da ressuscitação

O fecho da aplicação ocorre quando se clica no botão *End* da interface com o relatório geral. Porém, este fecho só é concluído quando a informação acerca dos IDs do socorrista e vítima são inseridos. Verificando-se isto, e caso não haja dados atualizados acerca da localização geográfica, o socorrista pode avançar para o encerramento da *app*. Com isto gera-se um relatório com a informação relatada nas secções 2.4.5 e 2.4.6 e que é armazenado na memória do dispositivo móvel para que seja possível uma posterior consulta. Caso haja *Internet*, este pode ser enviado por *email*.

2.5 Avaliação da *AppLS*

Para a avaliação da aplicação *Android* criada elaborou-se o inquérito que é apresentado na íntegra no anexo I. Este teve como intuito avaliar os dois principais componentes da aplicação (Algoritmo de Suporte Avançado de Vida e Registo), bem como a estética e facilidade de utilização da mesma. Cada um destes componentes é avaliado separadamente através de um conjunto de itens que podem ser classificados com uma nota que vai de 1 a 5. A descrição desta avaliação é apresentada na tabela 2.2.

Tabela 2.2 – Descrição da avaliação que é possível dar a cada componente do inquérito.

Grau	Tipo	Sugestão de condições a verificar
1	Discordo Completamente	Desempenho fraco; problemas graves que devem ser reparados de qualquer forma
2	Discordo	Mau desempenho; problemas de alta prioridade (devem ser reparados)
3	Não concordo nem discordo	Desempenho medíocre; problemas de baixa prioridade
4	Concordo	Bom desempenho; problemas sem necessidade imediata de solução
5	Concordo Completamente	Desempenho excelente; ausência de problemas

Para além da componente de avaliação, também existe espaço para comentários mais aprofundados acerca de problemas detetados e para sugestões. Este inquérito constituiu uma ferramenta útil para a aproximação da *AppLS* das necessidades de quem trabalha com o SAV.

3 DISPOSITIVOS DE DIAGNÓSTICO E ADMINISTRAÇÃO DE DROGAS

Neste capítulo são apresentados os mecanismos utilizados para a monitorização e diagnóstico do pulso carotídeo e ritmo cardíaco e para a deteção da administração de fármacos. Este inicia-se com uma introdução à plataforma de desenvolvimento *RedBearLab nRF51822* que será utilizada para processamento dos sinais de pulso carotídeo, ECG e de administração de drogas, bem como o envio dos seus resultados para o dispositivo *Android* que contém a *AppLS*. Este envio é feito utilizando o protocolo *Bluetooth* de baixa energia que também é explorado neste capítulo. De seguida expõe-se os mecanismos que estão associados à plataforma, quer a *shield-EKG-EMG* da *Olimex* para aquisição de ECG quer o sensor de pulso e a seringa instrumentada desenvolvidos neste projeto. Associado ao sensor de pulso também se introduz o algoritmo de deteção de pulso implementado e a aplicação *Android* criada para visualização do sinal.

3.1 Plataforma de processamento do sinal e envio da informação: a *RedBearLab nRF51822*

Para permitir a comunicação com o dispositivo *Android* que contém a aplicação *AppLS* era necessário uma plataforma que possuísse a possibilidade de

efetuar uma comunicação sem fios. Por conseguinte, escolheu-se a *RedBearLab nRF51822* [76], que possui o *system-on-a-chip* (SoC) *nRF51822* [77]. Este sistema possui o protocolo de *Bluetooth* de baixa energia (BLE), e a sua tecnologia baseia-se num microcontrolador *ARM Cortex-M0* de 32 bits, um cristal externo de 16 MHz, uma memória *RAM* de 16 KB e uma memória *Flash* de 256 KB [76], [77].

Na figura 3.1 apresenta-se o *layout* da *RedBearLab nRF51822* acompanhado pelo seu diagrama de pinos. Como é possível ver, o *nRF51822* (representado pela letra A na figura) possui vários pinos de entrada e de saída reconfiguráveis que permitem interação com os periféricos, destacando-se aqui os pinos de entrada analógica, entradas e saídas digitais e aqueles que permitem trabalhar com interfaces de comunicação *I₂C*, *SPI*, *UART* e controlo de potência por pulso (*PWM*). A plataforma aqui descrita contém também quatro LEDs (representados por D), sendo o primeiro à esquerda o indicador de que o dispositivo está ligado, o segundo programável e os últimos dois indicadores da ocorrência de transferência de dados. Pela letra B está representado o *chip Freescale MK20*, que permite a interface USB essencial para programar a *RedBearLab nRF51822*. Para propósitos de depuração utiliza-se uma interface *Serial Wire Debug* (SWD), que se encontra representada pela letra E [76].

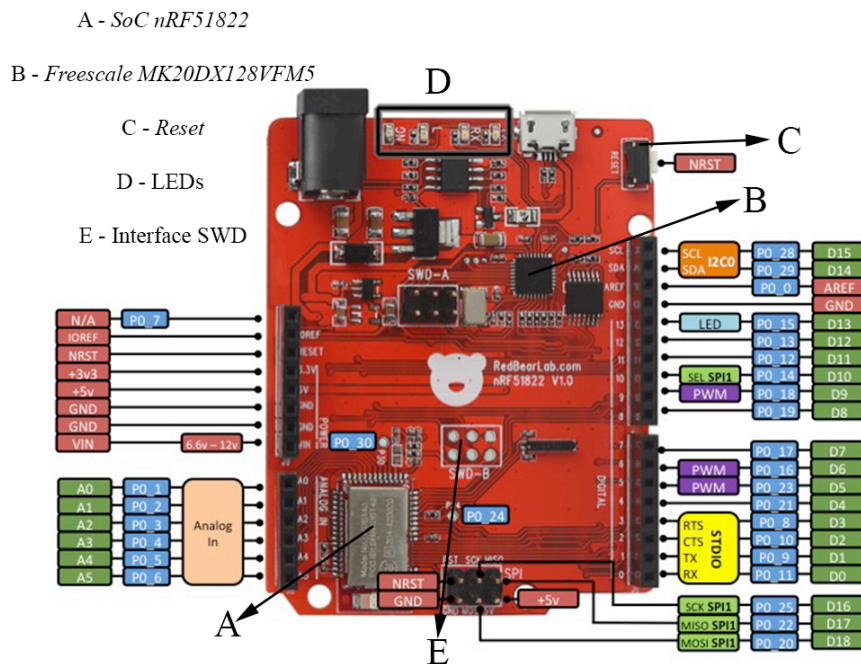


Figura 3.1 - *RedBearLab nRF51822*: *Layout* e diagrama de pinos (adaptado de [76]).

Para a programação da *RedBearLab nRF51822* é possível utilizar as ferramentas *Arduino* e *mbed*, sendo esta última considerada neste projeto. A *mbed* possui um *IDE online* que permite a edição e compilação dos códigos de *firmware*. O seu *SDK* é baseado nas linguagens de programação *C/C++* e possui as ferramentas necessárias para a criação do *firmware* dos microcontroladores *ARM Cortex-M*, destacando-se aqui as bibliotecas que permitem controlar os componentes destes dispositivos [78].

O envio de informação desta plataforma para qualquer dispositivo móvel é feito através do protocolo *BLE*. O funcionamento deste protocolo é explicado a seguir.

3.1.1 *Bluetooth Low Energy* (BLE)

O *BLE*, também denominado de *Bluetooth Smart* (figura 3.2), é um protocolo de *Bluetooth* projetado para ter um baixo consumo e, assim, permitir que pequenos dispositivos possam tê-lo e funcionar com uma autonomia aceitável. É um método simples de transferência de pequenas quantidades de dados entre dois dispositivos próximos: um dispositivo com, por exemplo, um sensor acoplado, e um telemóvel, *tablet* ou computador. Esta comunicação pode ser bidirecional, o que permite o envio de alguns comandos de volta para o dispositivo com o sensor após o processamento dos dados provenientes deste. Tem-se registado a utilização deste protocolo em dispositivos na área da saúde, segurança e bem-estar [79], [80].

O *BLE* utiliza dois termos para descrever as entidades que entram em conexão:

- *Servidor* - dispositivo que possui informação para partilhar e que normalmente é o periférico.



Figura 3.2 - *Bluetooth Smart*: Logótipo [80].

- *Cliente* – dispositivo que pretende receber a informação referida e que tipicamente é o dispositivo central, possuidor de mais recursos computacionais e energia (telemóveis, *tablets* e computadores).

O dispositivo central é responsável pelo início, controlo e fim da conexão. No entanto, o dispositivo periférico deve estar inicialmente em modo propagação (*Advertising Mode* – figura 3.3a), ou seja, deve enviar um conjunto de informação a uma taxa constante para a sua vizinhança. Assim, qualquer dispositivo na área próxima consegue a qualquer momento efetuar uma comunicação *BLE* com esse dispositivo. Para efetuar este processo é utilizado o *Generic Access Profile* (GAP), protocolo que controla a propagação e conexão no *Bluetooth*. Assim, o dispositivo central pode detetar o periférico e estabelecer uma conexão com ele, chegando-se então ao modo de conexão (*Connected Mode* – figura 3.3b) [79], [80].

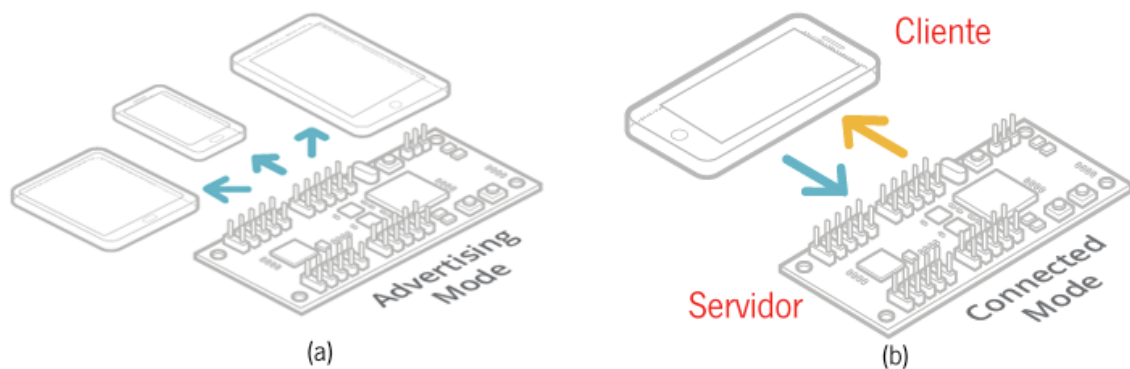


Figura 3.3 - Modos de funcionamento do *BLE* (adaptado de [79]): a) Modo propagação (*Advertising Mode*); b) Modo de conexão (*Connected Mode*).

Após o estabelecimento da conexão, os dois modos descritos no parágrafo anterior não podem coexistir. Isto quer dizer que não vai haver propagação por parte do dispositivo periférico, o que impede que outro dispositivo com características para ser central se possa conectar a ele [79], [80].

Para que a comunicação entre os dois dispositivos referidos anteriormente seja de baixo consumo, o *BLE* impõe uma estrutura específica de como os dados são transferidos no modo de conexão. Esta especificação é definida pelo *Generic Attribute Profile* (GATT) e trabalha nos dados que são transportados e armazenados pelo *Attribute Protocol* (ATT), no topo do qual o *GATT* é construído [81].

No *BLE*, as transações *GATT* entre um servidor e um cliente são baseadas em objetos de alto nível chamados de perfis, serviços e características e que constituem

atributos que são transportados pelo *ATT*. Um Perfil é uma coleção pré-definida de Serviços, que contêm conjuntos específicos de dados denominados de Características, o conceito de mais baixo nível aqui apresentado. Cada característica encapsula um determinado valor a transferir, um descritor que possui mais informação acerca da característica e, tal como os serviços, pode distinguir-se de outras características através de um número de identificação único denominado UUID com 16 ou 128 bits [79], [80]. Na figura 3.4 apresenta-se um exemplo de um perfil com dois serviços e características associadas.

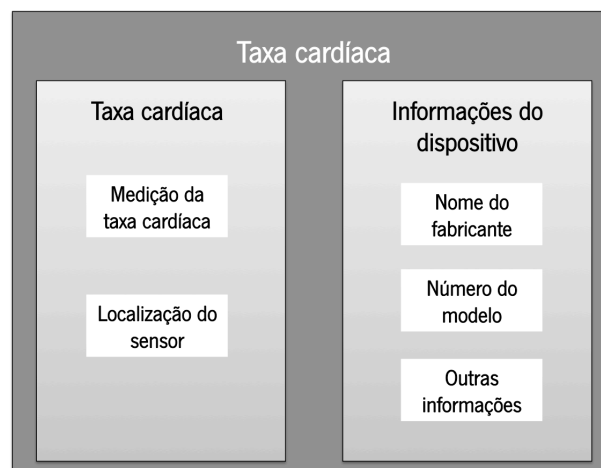


Figura 3.4 - Perfil *Taxa Cardíaca* com dois serviços associados: *Taxa Cardíaca* e *Informações do dispositivo* (adaptado de [79]).

O baixo consumo de energia é, sem dúvida, a maior vantagem deste protocolo de comunicação. Porém, este possui algumas limitações [79]:

- A comunicação só pode ser feita entre dispositivos *BLE* e telemóveis, *tablets* ou computadores, ainda não sendo possível a comunicação entre dois dispositivos *BLE*.
- O dispositivo *BLE* não tem acesso independente à *Internet*, sendo necessário *hardware* específico.
- Para que se cumpram verdadeiramente os requisitos de baixo consumo, o dispositivo tem que trabalhar o menos possível, enviando poucos dados e colocando-o no modo *sleeping* sempre que não haja dados a enviar.
- O alcance é limitado a, normalmente, 10 metros.
- Não pode ser usado com dispositivos *Android* antigos (versões anteriores ao *Android 4.3*).

3.2 Aquisição do sinal de ECG

Para a aquisição do sinal de ECG utilizou-se a *shield-EKG-EMG* da *Olimex* (figura 3.5a) que permite a aquisição não só de ECG como também de eletromiogramas (EMG) [82]. É possível o seu acoplamento com a *RedBearLab nRF51822*, já que a disposição dos conectores desta é compatível com a que a *shield-EKG-EMG* apresenta. Permite-se assim a sua alimentação e o envio do sinal de ECG por ela adquirido para a *RedBearLab nRF51822* para que esta possa fazer o seu processamento com vista à avaliação do ritmo cardíaco, aspeto explorado no capítulo 4. A *shield-EKG-EMG* também possui uma entrada à qual se liga um conector *jack* que se encontra ligado a três cabos de 80 centímetros de comprimento (figura 3.5b) que conduzem o sinal vindo de três elétrodos, dois da derivação de ECG que se está a adquirir e um de referência.

Os elétrodos utilizados são os elétrodos descartáveis H92SG da *Covidien* [83] (figura 3.5c), usados em grande escala em ambiente hospitalar. Estes elétrodos não invasivos ovais de baixo custo são fabricados em liga de prata com cloreto de prata (Ag/AgCl). São elétrodos passivos, requerendo por isso a utilização de um hidrogel que faça o ajuste de impedâncias entre a pele, que possui alta impedância, e o elétrodo, elemento de baixa impedância [8], [83].

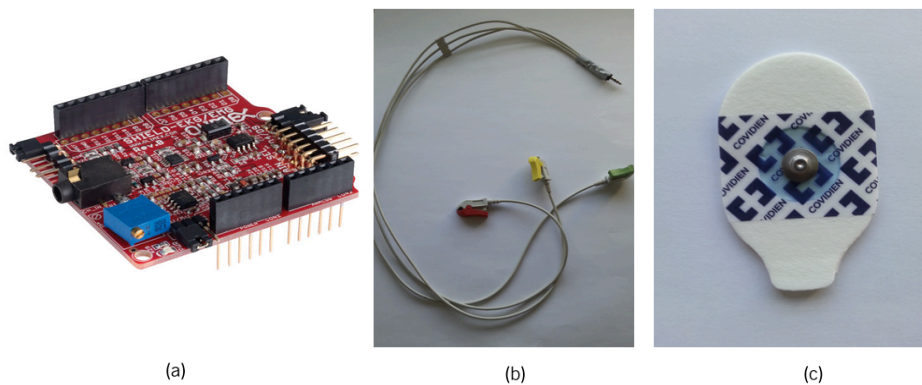


Figura 3.5 - Componentes utilizados para a aquisição do sinal de ECG: a) *shield-EKG-EMG* da *Olimex* [82]; b) Cabos; c) Elétrodo H92SG da *Covidien*.

O esquemático do circuito de acondicionamento de sinal da *shield-EKG-EMG* apresenta-se no anexo II. Daqui destaca-se que o sinal à saída possui dois filtros passa-alto passivos com uma frequência de corte de 0.16 Hz e um filtro ativo passa-baixo de terceira ordem do tipo *Bessel* com uma frequência de corte de 40 Hz. As fontes de ganho são o amplificador de instrumentação, com ganho de 10, e o filtro

passa-baixo, com ganho de 5,76. O amplificador que se encontra entre os dois filtros passa-alto possui ganho regulável externamente, sendo isto possível através de um potenciômetro que faz com que o ganho possa variar entre 5,76 e 101 [82].

3.3 Aquisição do pulso carotídeo

Conforme descrito no capítulo 1, a medição do pulso na carótida através de palpação depende em grande parte da experiência da pessoa que o está a efetuar, que pode não conseguir realizar um diagnóstico adequado dentro do período de tempo estipulado (5-10 segundos). Assim, a idealização e elaboração de um sensor para esta tarefa torna-se importante, pois um sistema automático tem a capacidade de eliminar a subjetividade inerente a um exame realizado manualmente.

De entre os métodos desenvolvidos para deteção de pulso na carótida encontrados destacam-se os sensores de pressão baseados na tonometria de aplanção [84]–[86], fibras óticas [87], *echo-tracking* [88] e indução eletromagnética [89]. Apesar de promoverem maiores sensibilidades na deteção de pulso, estes sensores são caros e requerem o manuseio de uma sonda ao longo da artéria carótida para que haja a aquisição de sinal adequada. Para além disto, podem revelar-se ineficazes em pessoas obesas, destacando-se este problema na tonometria de aplanção [90].

Nesta projeto explorou-se o uso da fotopletismografia (*photoplethysmography* - PPG) para a medição do pulso na carótida devido à sua maior acessibilidade. O desenvolvimento do sensor tendo por base este conceito é apresentado nesta secção, sendo precedido por uma breve abordagem à teoria que está por detrás do seu funcionamento.

3.3.1 Sensor de fotopletismografia

O sensor de fotopletismografia é um dispositivo médico não invasivo cujo princípio de funcionamento assenta na deteção ótica de variações do volume sanguíneo. O sistema que compõe este sensor é constituído por dois elementos essenciais: uma fonte de luz e um fotodetetor [91].

O sensor de *PPG* tem dois modos de funcionamento: transmissão e reflexão. Enquanto no primeiro a fonte de luz e o fotodetetor estão colocados em lados opostos, no segundo estes dois componentes estão no mesmo plano. Com o modo de

transmissão obtém-se um sinal com melhor qualidade, mas o seu uso é limitado a algumas partes do corpo como a ponta do dedo, orelha, língua, septo nasal e bochecha. De entre estas localizações, o dedo e a orelha são os mais acessíveis, mas ao mesmo tempo são mais suscetíveis a condições ambientais (temperatura, por exemplo) e têm perfusão sanguínea limitada. Todos estes problemas são resolvidos com o funcionamento no modo de reflexão. Porém, aqui entram outras adversidades relacionadas com o movimento e pressões inadequadas aquando da sua utilização [91].

O sinal de pulso obtido através de um sensor de *PPG* possui uma componente contínua (DC), que está associada à quantidade de luz refletida ou transmitida pelos tecidos e depende da estrutura destes e do volume médio de sangue arterial e venoso. Porém, a que mais interessa para o que se pretende é a componente pulsante (AC), uma vez que varia consoante as variações de volume sanguíneo nas várias fases do ciclo cardíaco, sendo a sua frequência dominante dependente da frequência cardíaca [91].

Quando a luz interage com um elemento biológico pode ocorrer reflexão, transmissão e absorção. Esta última interação pode ser analisada através de um espectro de absorção, apresentando-se na figura 3.6 aquele que caracteriza a absorção do sangue. Na região do visível (acima dos 400 nm), o sangue absorve mais do que os tecidos circundantes, registando os seus valores máximos na região do violeta/azul (430 nm) e no intervalo entre o verde (500 nm) e o amarelo/laranja (600 nm). Como a melanina apresenta grandes taxas de absorção para comprimentos de onda a rondar a luz azul, a utilização de fontes de luz na região verde-amarelo é mais adequada, destacando-se aqui o aumento da popularidade dos sensores com fonte de luz verde para a monitorização exclusiva da frequência cardíaca. Com o verde consegue-se a modelação de uma onda de pulso com maiores variações de intensidade devido às grandes variações de absorção, que se exprime numa maior ou menor quantidade de luz refletida ou transmitida [91], [92].

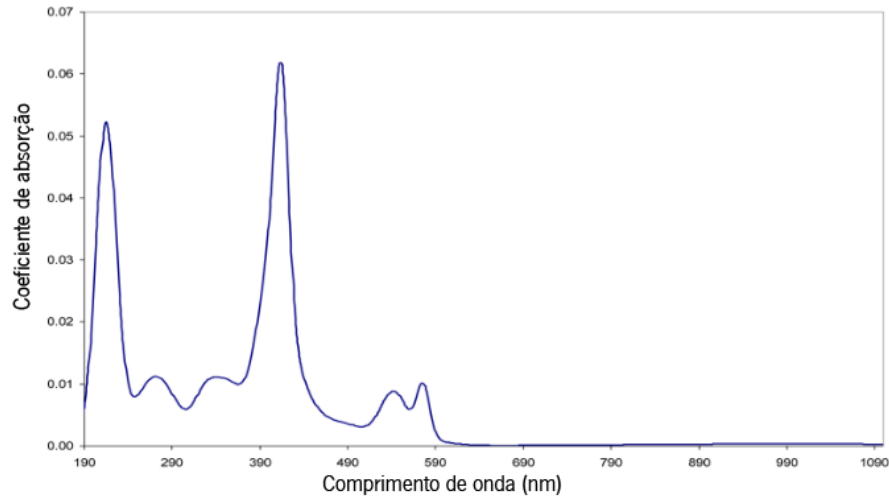


Figura 3.6 - Espectro de absorção de luz do sangue (adaptado de [92]).

3.3.2 Desenvolvimento do sistema para medição do pulso carotídeo

A utilização de sensores de *PPG* para a obtenção da onda de pulso na carótida exige que a fonte de luz e o fotodetector estejam no mesmo plano, devendo então utilizar-se a reflexão como modo de funcionamento. Porém, a sua colocação no pescoço é complicada por causa da falta de uma estrutura de suporte adequada e porque o utilizador pode não saber a localização exata da carótida.

O sensor criado, apresentado na figura 3.7, consiste numa banda de três sensores de *PPG* imobilizados numa estrutura de silicone. Este polímero sintético é utilizado em larga escala na Saúde por causa da sua biocompatibilidade e biodurabilidade inerentes a propriedades como a hidrofobicidade, a baixa tensão de superfície e estabilidade química e térmica. A estas características ainda se junta a fácil desinfeção, aspeto essencial para garantir a usabilidade deste sensor várias vezes [93]. Para o efeito, foi usado o silicone RTV-2, sendo a estrutura preparada através da junção das componentes A e B deste silicone. Estas componentes foram adquiridas na *HBQuimica* [94].

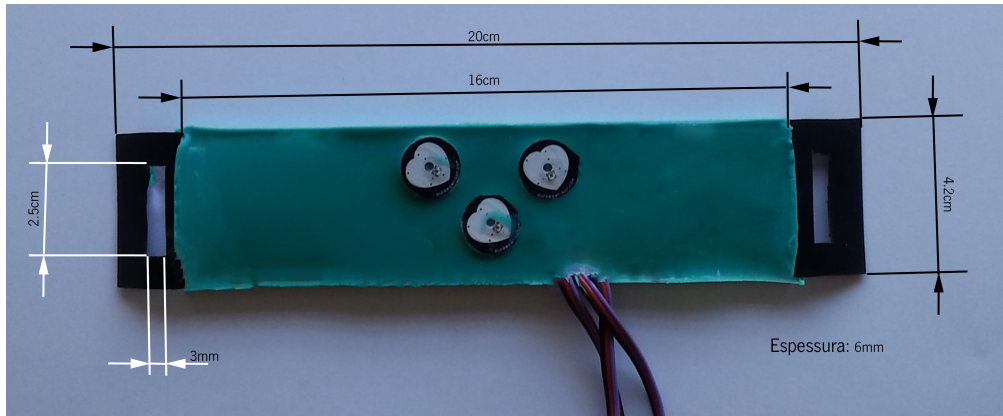


Figura 3.7 - Sensor de pulso criado com as respetivas dimensões.

O número de sensores e a sua configuração no centro do dispositivo permite uma maior margem de erro na localização da carótida. Estes são colocados sob uma tira de cartolina flexível de policloreto de vinilo normalmente utilizada para encadernação. Nas extremidades desta existem dois furos para fazer passar por eles uma fita de velcro de 75 centímetros (figura 3.8a) e que permite ao sensor criado tomar o conceito de colar. Porém, a sua morfologia também permite o suporte recorrendo a adesivo que é normalmente utilizado em contexto hospitalar. Para o efeito utilizou-se o adesivo da *Omnoplast* (figura 3.8b) [95], adesivo hipoalergénico de tecido têxtil e que se fixa à pele através de cola sintética, aderindo de forma segura e não deixando resíduos após a sua remoção [95]. Tendo em conta a largura do sensor criado (4.2 cm), utilizou-se a vertente de adesivo com uma largura de 5 cm.



Figura 3.8 - Suporte do sensor: a) Tira de velcro; b) Adesivo da *Omnoplast* [95].

3.3.2.1 *Pulse Sensor*

Para a implementação aqui relatada, tornava-se crucial a procura de sensores óticos com dimensões reduzidas e morfologia adequada. Juntando estas características ao seu custo reduzido, escolheu-se o *Pulse Sensor* (figura 3.9) [96].

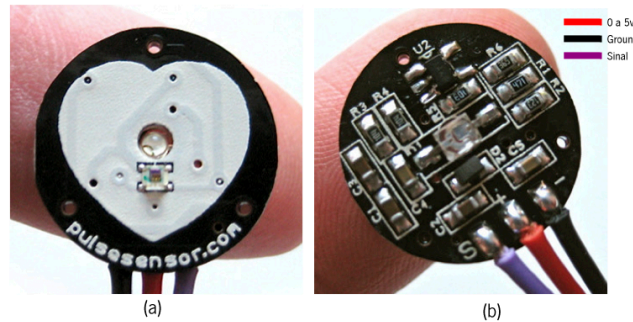


Figura 3.9 - *Pulse Sensor* (adaptado de [96]): a) Parte da frente, onde se destacam o LED e o fotossensor; b) Parte de trás, com o circuito de aquisição e acondicionamento de sinal.

O *Pulse Sensor* é um sensor pequeno de *PPG*, com cerca de 16 mm de diâmetro, 3 mm de espessura e três cabos de 609 mm, que permitem fornecer a alimentação ao circuito e obter o sinal de pulso. Foi construído para ter um uso fácil e, assim, permitir um rápido cálculo da frequência cardíaca. Este sensor pode ser utilizado na orelha, testa, palma da mão, nariz e lábios [96].

No anexo III apresenta-se o esquemático do circuito do *PulseSensor*. Este sensor de *PPG* possui um LED verde super-brilhante da *KingBright* [97] e um fotodetector da *Avago* [98] para detetar a luz refletida pelo sangue. Para que isto aconteça, o fotodetector deve ter uma boa responsividade para a luz verde, ou seja, deve produzir uma corrente elétrica maior para comprimentos de onda desta região. Este pressuposto verifica-se pois a responsividade do fotodetector é máxima para valores próximos do comprimento de onda de pico do *KingBright* (515 nm) [96]–[98]. No acondicionamento do sinal de pulso destaca-se o filtro ativo passa-alto com ganho igual a 330 que permite aumentar a amplitude da onda de pulso e normalizar o sinal em torno de um ponto de referência que, à custa do divisor de tensão composto pelas resistências R_3 e R_4 de igual valor (100 k Ω), é metade da tensão de alimentação ($V/2$) [99].

3.3.3 Algoritmo para deteção de pulso carotídeo

Para a deteção de pulso carotídeo implementou-se na *RedBearLab nRF51822* um método simples que tem por base a média dos sinais de pulso obtidos com os três sensores da banda criada. Este método é utilizado no período de avaliação de pulso, quando as manobras de reanimação estão interrompidas. Com isto pretende-se aumentar a eficácia na deteção de pulso, assim como poupar tempo aos socorristas durante uma situação de PCR.

Os sinais de pulso obtidos de cada um dos sensores de *PPG* são amostrados a 125Hz. Após isto, estes sinais são filtrados entre os 0.5 e os 30 Hz para a remoção do *baseline drift* e do ruído de alta frequência, preservando as componentes essenciais da onda de pulso [100]. O bloco de filtragem é constituído por filtros recursivos, sendo o filtro passa-alto um filtro de primeira ordem simples e o filtro passa-baixo do tipo *Butterworth* de ordem 5. No anexo IV apresentam-se as funções de transferência e as respostas em frequência dos filtros implementados obtidas utilizando a ferramenta *fdatool*, do *Matlab* [101].

A filtragem realizada permite obter o sinal apresentado na figura 3.10. Como é possível verificar, cada onda de pulso pode ser dividida em duas componentes, consoante as fases do ciclo cardíaco: fase sistólica, de contração cardíaca, e fase diastólica, de relaxamento ventricular. O entalhe dicrótico separa estas duas fases e associa-se ao recuo do fluxo sanguíneo para o ventrículo [102].

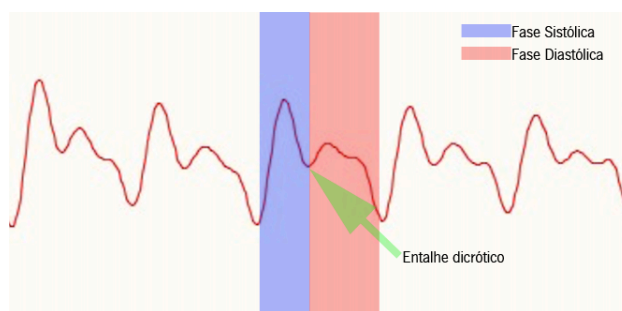


Figura 3.10 - Sinal de pulso obtido com o sensor de pulso criado.

O sinal de pulso apresentado na figura 3.10 é claramente associado a uma situação em que existe pulso carotídeo. Para o desenvolvimento do método para deteção automática de pulso é necessário perceber quais as diferenças para um sinal associado a uma situação em que não há pulso. A figura 3.11 ajuda a perceber esta diferença. Nela apresentam-se dois extratos de sinal obtidos com um sensor de *PPG* retirados da base de dados *MIMIC* [103]. Esta base de dados encontra-se disponível na *PhysioNet*, fórum *online* que permite o acesso a uma plataforma que contém vários sinais biomédicos chamada *PhysioBank*, bem como a visualização destes sinais associada a anotações feitas por especialistas [104].

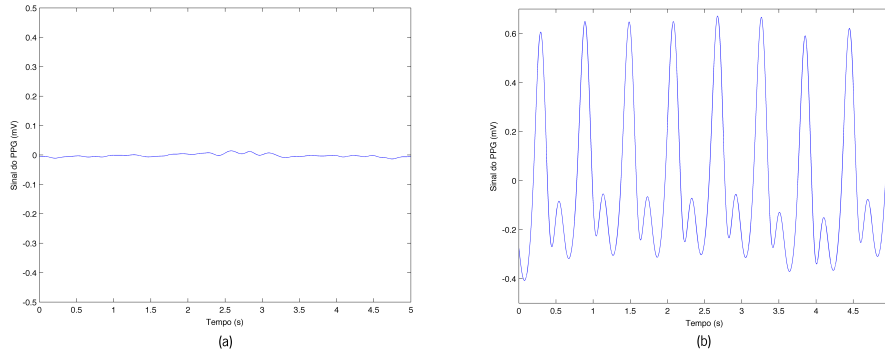


Figura 3.11 - Sinal obtido por um sensor PPG: a) Sem pulso; b) Com pulso.

A partir da análise destes sinais é possível verificar que o sinal numa situação onde não há pulso corresponde a uma linha isoeétrica, o que contrasta com o sinal obtido quando há pulso. Tendo em conta estas características, propõe-se aqui a utilização do valor eficaz (*root mean square* - rms), que representa a potência média do sinal [105]:

$$rms_{pulse} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N pp g_i^2} \quad (3.1)$$

onde N representa o número de amostras contidas na janela temporal a ser analisada que, para este caso, é de 5 segundos, o tempo mínimo recomendado para analisar a presença de pulso carotídeo [9].

O desenvolvimento do algoritmo aqui apresentado foi realizado em *Matlab* devido à facilidade de extração dos sinais da base de dados *MIMIC* recorrendo ao *software PhysioToolkit* [104].

3.3.4 Aplicação móvel para visualização do sinal de pulso carotídeo

Tendo em vista a realização de testes do sensor de pulso de uma maneira isolada em relação ao sistema de apoio ao SAV, foi criada uma aplicação móvel em *Android*, de nome *PulseGraph*. Esta aplicação, também a ser utilizada no *tablet Asus Transformer Pad (TF103CG)*, permite a exibição do sinal de pulso e da frequência cardíaca em tempo real e dá o *feedback* em relação à possível existência de pulso. Para a obtenção destas informações estabelece-se uma conexão *Bluetooth* entre a aplicação e o *RedBearLab nRF51822*, ao qual se encontra ligado o sensor de pulso. A interface da *PulseGraph* é apresentada na figura 3.12.

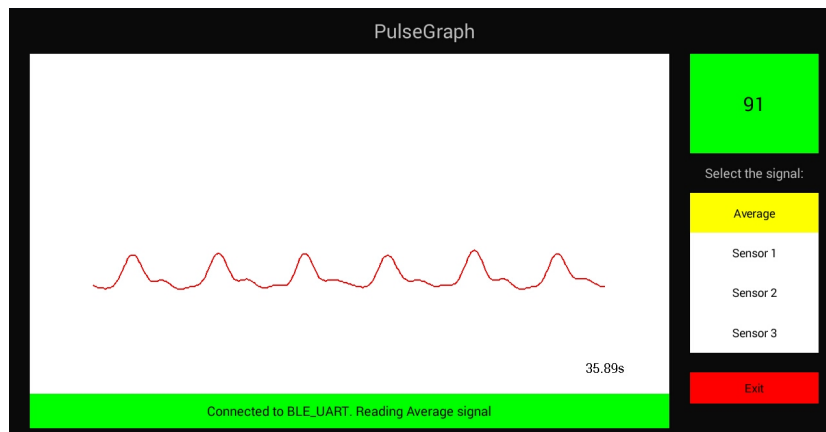


Figura 3.12 - Layout da *PulseGraph*.

A interface da figura 3.12 pretende apresentar o sinal de pulso em tempo real com uma janela de visualização de 4 segundos. Através do conjunto de botões que se encontra no painel do lado direito é possível escolher qual o sinal a exibir, podendo este ser de um sensor de *PPG* isolado (*Sensor 1*, *Sensor 2* ou *Sensor 3*, sendo os sensores numerados da esquerda para a direita – ver figura 3.7) ou a média de todos os sinais obtidos (*Average*).

Próximo do canto superior direito da interface encontra-se a caixa de texto *Pulse*. É aqui que é mostrada a frequência cardíaca do paciente que está a usar o sensor e que é calculada através do algoritmo *Walkthrough* que foi elaborado pelos criadores do *Pulse Sensor* [106]. A presença ou ausência de pulso também se mostra aqui através da cor de fundo, sendo verde se o sistema entender que existe pulso ou vermelha caso contrário. Neste último caso, não se exibe o valor da frequência cardíaca.

3.4 Detecção da administração de fármacos

Durante o processo de ressuscitação ocorre a administração de alguns fármacos, destacando-se a adrenalina e a amiodarona pela importância na obtenção de *ROSC*. Por conseguinte, é essencial a sua administração nos momentos descritos pelo algoritmo de SAV. Para o efeito, um mecanismo que detete a administração de fármacos e permita o conhecimento desta informação por parte da *AppLS* é adequado.

A administração de fármacos é feita através de um acesso intravenoso ou intraósseo previamente preparado. Como é possível verificar na figura 3.13, um

cateter permite ter acesso direto à veia, acoplando-se a este uma seringa para administração do fármaco.

A elaboração da seringa instrumentada teve por base a seringa de plástico descartável de 5 ml da *Terumo* (figura 3.14) [108]. Optou-se pela instrumentação do seu êmbolo, o que permitiu criar um mecanismo de deteção que não entra em contacto direto com o fármaco e que não acarreta alterações significativas ao funcionamento mecânico da seringa.



Figura 3.13 - Administração de fármacos através de um acesso intravenoso [107].

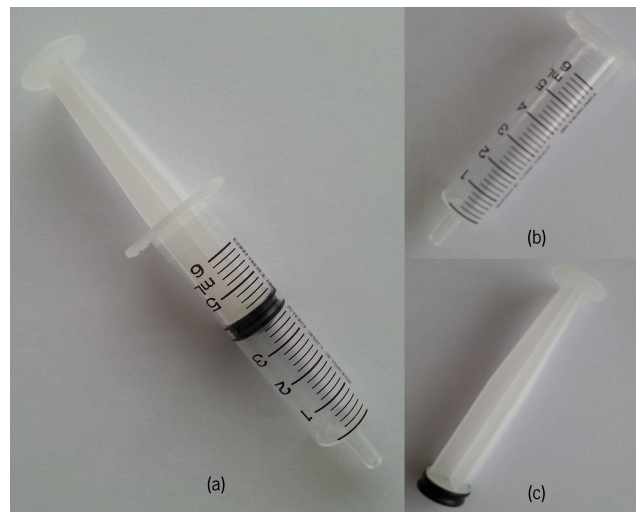


Figura 3.14 - *Terumo* 5ml: a) Sistema completo; b) Cânula; c) Êmbolo.

3.4.1 Êmbolo instrumentado

O êmbolo da seringa foi instrumentado de acordo com o desenho técnico da figura 3.15. A verde encontra-se assinalado o veio, que é feito de um material não condutor e tem a função de dar estrutura ao êmbolo criado. A sua construção permite o acoplamento da borracha de silicone do êmbolo original na sua extremidade inferior e a inserção fios condutores na extremidade superior. Estes fios ligam-se às borrachas condutoras, assinaladas a cor vermelha, permitindo a formação de um circuito elétrico. Os pequenos relevos que estas apresentam, numerados de 1 a 4, são marcadores para a administração de uma determinada quantidade de fármaco.

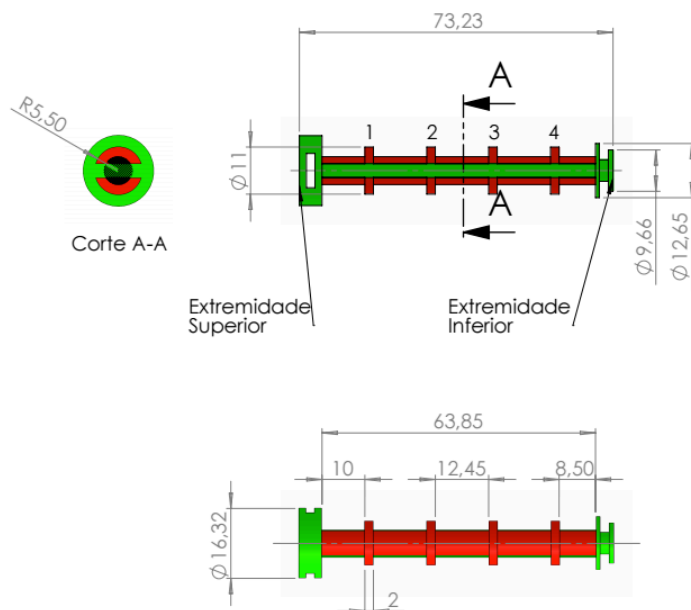


Figura 3.15 - Desenho técnico do êmbolo instrumentado. A verde encontra-se assinalado o veio, enquanto a vermelho estão as borrachas condutoras. As dimensões estão em milímetros.

3.4.2 Anel condutor e fixadores

A deteção da administração de fármacos tendo em conta os marcadores referidos é mediada por um elemento externo, também ele condutor, que fecha um circuito elétrico constituído pelos dois elementos condutores do êmbolo. Para o efeito, desenhou-se um anel condutor a acoplar à cânula da seringa, apresentando-se o desenho técnico com várias vistas deste na figura 3.16. Com vista à diminuição do atrito entre êmbolo e anel, a construção destes elementos permitiu uma folga entre eles, sendo esta compensada por dois pinos banhados em ouro retrácteis (figura 3.17) incorporados nos orifícios assinalados com a letra A no desenho técnico em 3.16. A conjugação destes elementos permite a deteção da administração de quantidades de fármaco iguais a 2 ml.

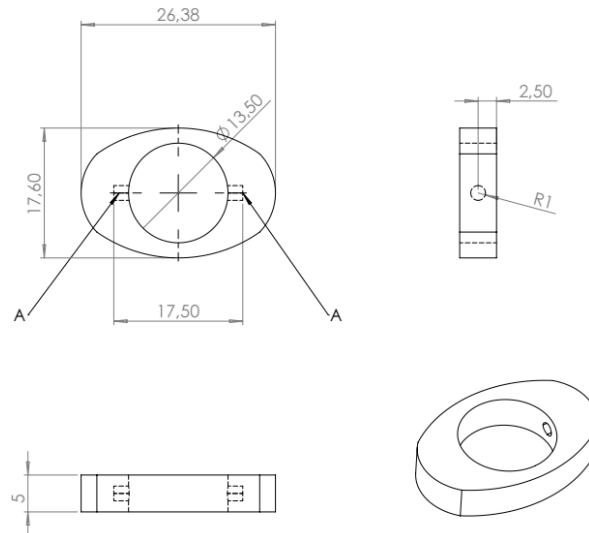


Figura 3.16 - Desenho técnico do anel condutor. A letra A na primeira vista assinala o orifício no qual se insere o pino de ouro retráctil. As dimensões estão em milímetros.

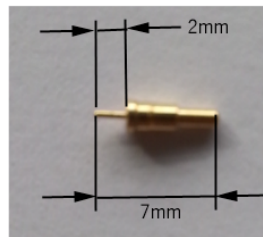


Figura 3.17 - Pino retráctil banhado em ouro com respetivas dimensões.

O acoplamento entre o anel condutor e a cânula da seringa é conseguido através de dois fixadores que aproveitam a aba da cânula para efetuar a sua tarefa de fixação. Este fixador foi dimensionado tendo em conta a espessura desta aba (1.39 mm) e do anel (5 mm), funcionando como uma mola que prende estes dois componentes um ao outro, impedindo assim os movimentos do anel durante o uso da seringa. O desenho técnico do fixador dimensionado é apresentado na figura 3.18.

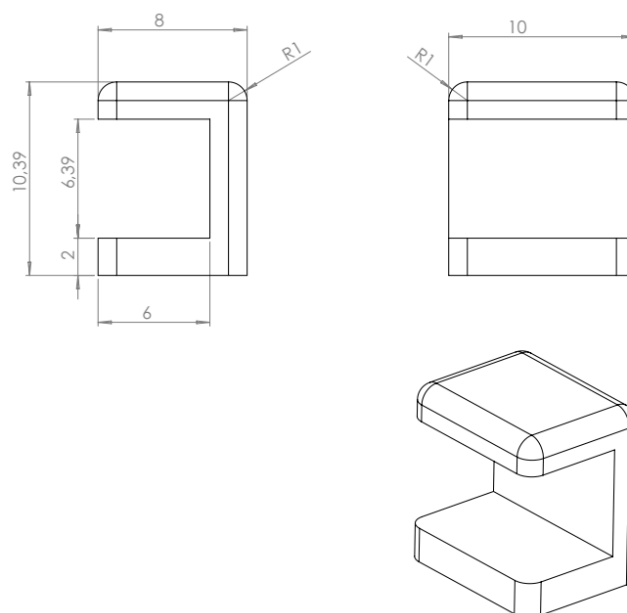


Figura 3.18 - Desenho técnico do fixador criado. As dimensões estão em milímetros.

3.4.3 Eletrônica associada à seringa instrumentada

Na figura 3.19 encontra-se o circuito criado para a detecção da administração de fármacos. Este é constituído pelos elementos condutores do êmbolo, pelo anel condutor e pela plataforma *RedBearLab nRF51822*. Uma saída digital desta que se encontra ligada por um fio condutor a um dos elementos condutores do êmbolo é ativada quando se pretende detetar a administração de fármaco, constituindo assim a alimentação de um circuito que só é fechado quando o anel condutor entra em contacto com os marcadores do êmbolo. Quando isto acontece, uma entrada analógica desta mesma plataforma ligada ao outro elemento condutor do êmbolo lê um valor de tensão próximo daqueles que se apresentam na tabela 3.1. De realçar que estas tensões não chegam aos 3.3 V porque as borrachas condutoras que formam o êmbolo e o anel condutor também aplicam quedas de tensão devido às suas resistências, estando os valores destas expostos na figura 3.19.

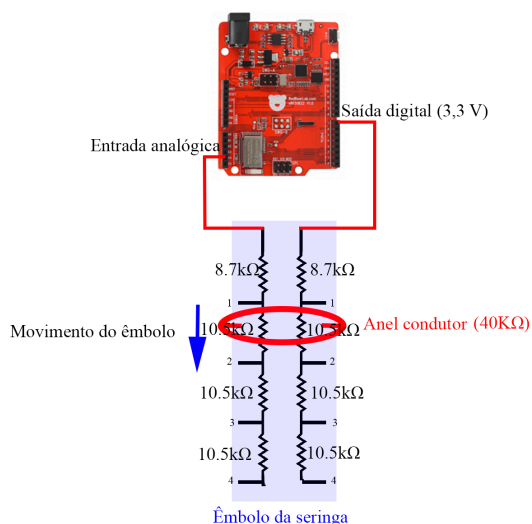


Tabela 3.1 - Tensões lidas pela RedBearLab nRF51822 em cada marcador do êmbolo.

Marcador	Tensão lida pela RedBearLab nRF51822
1	2,703V
2	2,628V
3	2,516V
4	2,325V

Figura 3.19 – Esquema elétrico da seringa instrumentada. A numeração dos marcadores (de 1 a 4) adotada é aquela que já é utilizada na figura 3.15.

3.4.4 Materiais utilizados

O material usado para a construção do veio do êmbolo e dos fixadores do anel condutor foi o ácido poliláctico (*Polyactic acid* – PLA), polímero biodegradável que possui características ótimas para estes constituintes, como a grande resistência mecânica (resistência à tração de 48-53 MPa e módulo de tensão de 3500 MPa) e a ausência de toxicidade comprovada pela sua utilização comum na indústria alimentar [109]. Este material é comercializado em bobinas de filamento com diâmetro de 1.75 mm, o que permite a sua utilização em impressoras 3D, como por exemplo a impressora BQ *Witbox*[®]. A temperatura ideal para impressão 3D com este material situa-se entre os 200 e os 220°C [110].

Para o desenvolvimento dos componentes condutores de corrente elétrica utilizou-se o *PI-ETPU*, que é uma mistura de poliamida (*Polyamide* – PI) e de poliuretano termoplástico com acabamento em epóxido (*Epoxide-terminated Thermoplastic Polyurethane* – ETPU). Caracteriza-se principalmente pelas sua flexibilidade e propriedades condutoras que são conseguidas graças à adição de nanotubos de carbono ao poliuretano termoplástico [111], [112]. Tal como o *PLA*, este é comercializado em bobinas com filamento de diâmetro igual a 1.75 mm, sendo a temperatura ótima de impressão pertencente a um intervalo compreendido entre os 210°C e os 230°C [111].

3.4.5 Obtenção dos componentes via impressão 3D

A obtenção de cada um dos constituintes da seringa foi conseguida através de uma impressora 3D, a *Witbox*[®] [113], estando esta apresentada na figura 3.20. A impressão de cada elemento é mediada por um ficheiro de formato *Gcode* gerado pelo *Cura* [114]. Este *software*, através da importação de um ficheiro de estereolitografia (*STereoLithography* – *STL*), codifica os movimentos da cabeça de impressão da *Witbox*[®] por camada, bem como outros parâmetros como a temperatura de aquecimento e o diâmetro de filamento. O ficheiro *STL* descreve a morfologia dos constituintes da seringa que foram obtidos através do *software Autodesk 123D* [115].

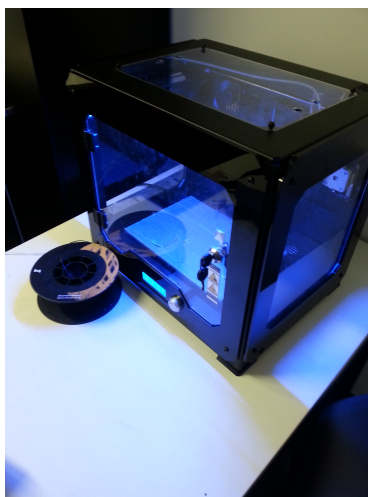


Figura 3.20 - Impressora *Witbox*[®], da BQ.

Na tabela 3.2 apresentam-se algumas características inerentes ao processo de impressão de cada um dos constituintes da seringa. A qualidade de impressão, ou resolução, é determinada pela espessura dada a cada camada. Como o aumento desta espessura promove uma maior visibilidade dos defeitos entre camadas, selecionaram-se espessuras baixas para a obtenção de peças com boa qualidade. Já as temperaturas de impressão estão dentro da gama sugerida pelos fabricantes referidas anteriormente. Um último aspeto a considerar é a velocidade de impressão, que é menor para os elementos condutores, conduzindo então a um maior tempo de impressão necessário para permitir um arrefecimento adequado destes materiais.

Tabela 3.2 – Características associadas à impressão dos constituintes da seringa.

Peça	Material	Temperatura de impressão (°C)	Espessura por camada (mm)	Velocidade de impressão (mm/s)	Tempo de impressão (min)
Êmbolo - veio	PLA	212	0.12	40	28
Êmbolo – parte condutora	PI-ETPU	218	0.12	15	14
Anel condutor	PI-ETPU	218	0.12	15	18
Fixador do anel condutor	PLA	212	0.12	40	9

3.4.6 A seringa instrumentada: produto final

Pegando em todos os componentes supramencionados e aproveitando a cânula e a borracha de silicone do êmbolo da seringa de 5 ml da *Terumo*, procedeu-se à montagem da seringa instrumentada pretendida. O resultado desta montagem é apresentado na figura 3.21.

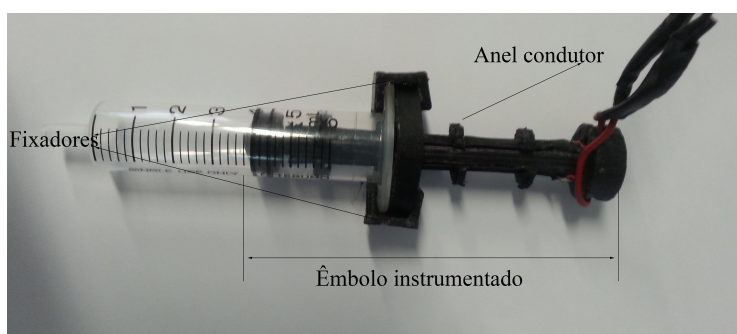


Figura 3.21 - Seringa instrumentada: produto final.

3.5 Integração e Alimentação

A alimentação do sistema é conseguida através de um sistema que engloba um gestor de alimentação, o *Lipo Rider Pro* [116] (figura 3.22a), e uma bateria recarregável de lítio [117] (figura 3.22b). O *Lipo Rider Pro* possui a capacidade de recarregar uma bateria de lítio através de um painel solar ou de uma porta mini USB [116]. Esta última característica é explorada para a criação de um sistema autónomo e recarregável.

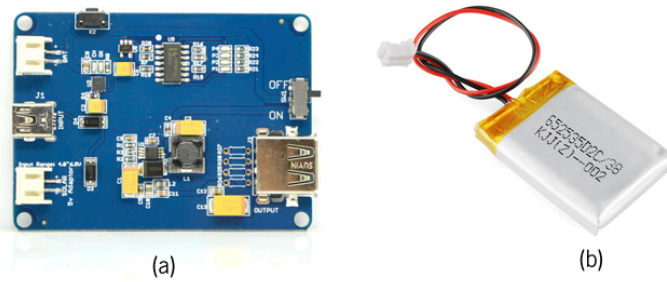


Figura 3.22 - Componentes utilizados para alimentação do sistema: a) *Lipo Rider Pro* [116]; b) Bateria recarregável de lítio [117].

O sensor de pulso e a *shield* para aquisição do sinal de ECG são alimentados a partir da *RedBearLab nRF51822* com uma tensão de 3,3 V. Esta plataforma é alimentada a 5V através da ligação de um cabo micro USB à *Lipo Rider Pro*, sendo esta ligação intercalada por um interruptor que permite interromper a alimentação do sistema sempre que se pretende desligá-lo.

Para acondicionamento do sistema foi construída uma caixa no *software Autodesk 123D* que posteriormente foi impressa na *Witbox*. Esta caixa possui uma abertura para a saída dos fios que se ligam ao êmbolo da seringa e dos fios que permitem a alimentação dos sensores do colar. Uma outra abertura é considerada para ligar o cabo micro USB que permite carregar a bateria. Já a sua tampa é construída para permitir a ligação do *jack* dos cabos utilizados para a aquisição do ECG e os fios dos sensores de pulso a partir dos quais a *RedBearLab nRF51822* obtém o sinal correspondente. O desenho técnico da caixa e tampa associada encontra-se no anexo V.

Após a obtenção da caixa, procedeu-se à integração de todos os componentes explorados neste capítulo, sendo as conexões destes à *RedBearLab nRF51822* realizadas de acordo com o diagrama apresentado no anexo VI. A figura 3.23 mostra o aspeto exterior do sistema após esta operação de integração.

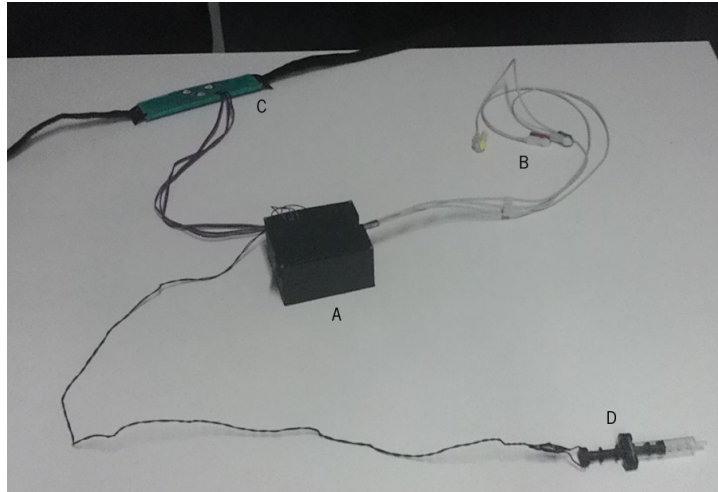


Figura 3.23 - Sistema integrado com todos os componentes explorados neste capítulo: A) Caixa com o sistema de alimentação, a *RedBearLab nRF51822* e *shield* para aquisição de ECG acoplada; B) Cabos para aquisição do ECG; C) Sensor de Pulso; D) Seringa instrumentada.

4 ALGORITMO PARA AVALIAÇÃO DO RITMO CARDÍACO

A decisão sobre o tipo de ritmo que se verifica pode ficar a cargo dos DEAs, que adquirem o sinal de ECG através dos seus elétrodos. Este sinal é posteriormente analisado através de um algoritmo que reconhece quando se deve aplicar ou não um choque elétrico. O algoritmo deve ser facilmente implantável, funcionar em tempo real e a sua eficácia deve ser elevada, devendo ser comprovada através da utilização de uma grande quantidade de sinais ECG que abrangem as várias situações que podem ocorrer durante uma PCR [23].

Este capítulo começa com uma introdução aos algoritmos implantáveis em DEAs, onde se apresentam os ritmos cardíacos analisados e o desempenho pretendido em situações de PCR. Segue-se a apresentação de várias contribuições existentes na literatura para a obtenção de características e posterior classificação dos ritmos cardíacos. Por fim, aborda-se a metodologia que permitiu criar e avaliar o algoritmo para avaliação dos ritmos cardíacos em situações de PCR.

4.1 Algoritmos de classificação dos desfibriladores externos automáticos

O aparecimento de desfibriladores externos automáticos facilitou a vida de quem realiza reanimação, sobretudo quem não tem competências médicas para avaliar o ritmo cardíaco existente através do sinal de ECG e decidir se aplica ou não um choque elétrico. O mecanismo que existe dentro dos DEAs que permite tomar tal decisão automaticamente é um algoritmo que, através da extração de várias características do sinal de ECG com grande

carácter discriminatório, efetua a classificação do sinal em um de dois grupos possíveis: ritmos desfibrilháveis e ritmos não desfibrilháveis.

Em 1997, uma comissão da AHA para os DEAs [118] atribuiu uma definição a cada um destes grupos. Considerou que os ritmos não desfibrilháveis são maioritariamente ritmos organizados acompanhados de pulso e nos quais não se deve aplicar o choque porque não promove nenhum benefício e pode até provocar deterioração [118]. A exceção à regra aqui são as assistolias, eventos sem pulso que são considerados neste grupo porque não há evidências de benefício em parar a RCP para aplicação de um choque [119]. As fibrilhações ventriculares com amplitude pico-a-pico superior a 200 μV e as taquicardias ventriculares rápidas são considerados ritmos desfibrilháveis, dando liberdade aos fabricantes de DEAs a definição da frequência cardíaca a partir da qual se aplica uma desfibrilhação para estes casos [118]. A maioria destas entidades define como limiar os 150 bpm [120], [121]. Está ainda definido um terceiro grupo dos ritmos intermédios, onde se incluem fibrilhações ventriculares de pequena amplitude e taquicardias ventriculares lentas, não havendo orientação específica para estes casos [118].

A avaliação do desempenho de um algoritmo de classificação é feita comparando a decisão efetuada por este com o diagnóstico realizado por especialistas. Com isto é possível calcular a proporção de ritmos corretamente identificados no total (exatidão), como desfibrilháveis (sensibilidade) e não desfibrilháveis (especificidade). Já o valor preditivo positivo dá a probabilidade de um choque ser necessário quando é recomendado pelo algoritmo, enquanto que o valor preditivo negativo dá a probabilidade da não necessidade de um choque quando este não é recomendado [118]. Uma compreensão mais aprofundada acerca da obtenção dos valores destas métricas é conseguida analisando a tabela 4.1.

Tendo em conta as métricas, os algoritmos de classificação podem ser validados considerando recomendações feitas por algumas entidades a nível internacional. Daqui destacam-se as recomendações da AHA para os DEAs [118] apresentadas na tabela 4.2 e as recomendações da norma publicada pela International Electrotechnical Commission (IEC), a *IEC 60601-2-4* [122]. Aqui defende-se que a sensibilidade deve ultrapassar os 90% e a especificidade os 95% [122]. Como é possível verificar, existe uma maior preocupação em torno da especificidade, ou seja, favorecendo classificações de observações como ritmos não desfibrilháveis ao qual não está associado choque em detrimento de classificações como ritmos desfibrilháveis que são mal classificados. Apesar de se querer também uma elevada sensibilidade, é muito importante ter em conta este aspeto para que se evite a aplicação de choques elétricos desnecessários.

Algoritmo para Avaliação do ritmo cardíaco

Tabela 4.1 – Métricas utilizadas para a avaliação do desempenho dos algoritmos de classificação [118].

Classificação do algoritmo	Classificação do ritmo		
		<i>Desfibrilhável</i>	<i>Não desfibrilhável</i>
	<i>Desfibrilhável</i>	Verdadeiros Positivos (VP)	Falsos Positivos (FP)
<i>Não desfibrilhável</i>	Falsos Negativos (FN)	Verdadeiros Negativos (VN)	
Exatidão (<i>Accuracy</i>)	<i>Acc</i>	$\frac{VP + VN}{VP + FN + VN + FP}$	
Sensibilidade (<i>Sensibility</i>)	<i>Se</i>	$\frac{VP}{VP + FN}$	
Especificidade (<i>Specificity</i>)	<i>Sp</i>	$\frac{VN}{VN + FP}$	
Valor preditivo positivo (<i>Positive Predictive Value</i>)	<i>PPV</i>	$\frac{VP}{VP + FP}$	
Valor preditivo negativo (<i>Negative Predictive Value</i>)	<i>NPV</i>	$\frac{VN}{VN + FN}$	

Tabela 4.2 - Estratégia de validação dos algoritmos de avaliação do ritmo cardíaco proposta pela AHA [118].

Grupo	Ritmo	Número mínimo de segmentos de ECG para validação	
			Desempenho (%)
Ritmos desfibrilháveis	Fibrilhação Ventricular (FV) ($V_{pp}^1 > 200 \mu V$)	200	<i>Se</i> > 90
	Taquicardia Ventricular (TV)	50	<i>Se</i> > 75
Ritmos não desfibrilháveis	Ritmo normal sinusal	100	<i>Sp</i> > 99
	Bradicardia		
	Fibrilhação auricular (FA)		
	Taquicardia		
	Supraventricular (TSV)	30	<i>Sp</i> > 95
	Bloqueio		
	Ritmo idioventricular		
	Contração ventricular prematura (CVP)		
	Assistolia	100	<i>Sp</i> > 95

¹ Amplitude pico-a-pico

4.2 Estado da arte

Os algoritmos de avaliação do ritmo em DEAs analisam o sinal de ECG adquirido com uma derivação [118]. A partir daqui obtém-se um conjunto de características que descrevem as arritmias ventriculares, sendo a classificação feita tendo por base os valores destas.

Embora os algoritmos dos DEAs comerciais não sejam publicados na literatura científica, a análise de *datasheets* [123]–[127] permite constatar que o funcionamento destes algoritmos baseia-se na extração de múltiplas características do sinal de ECG, onde se incluem a frequência, amplitude, inclinação e morfologia das ondas [123]–[127]. A decisão é normalmente efetuada através da análise de vários segmentos de ECG que variam entre os 2 e os 4 segundos, podendo a avaliação do ritmo demorar entre 5 a 15 segundos na maioria dos casos [127], [128]. Os DEAs apresentam excelentes desempenhos de classificação devido aos testes exaustivos que são realizados quer com bases de dados de ritmos cardíacos quer em ensaios clínicos. Os poucos erros devem-se a falhas no reconhecimento de alguns ritmos desfibrilháveis e a procedimentos errados efetuados pelos operadores [127].

Nas subsecções seguintes pretende-se apresentar uma importante revisão sobre as características e os métodos para as obter existentes na literatura, bem como os algoritmos de classificação que pegam nestas características e decidem acerca da aplicação ou não de um choque elétrico.

4.2.1 Aquisição de características

Após uma filtragem adequada, a primeira etapa do algoritmo é a aquisição de características que descrevem o sinal de ECG quer perante ritmos não desfibrilháveis quer perante ritmos desfibrilháveis. As características podem retirar-se diretamente do sinal no domínio temporal ou podem exigir a transformação deste para o domínio da frequência. Podem também ser extraídas através de técnicas que exploram estes dois domínios em simultâneo. Por último, a análise dinâmica não-linear permite a extração de características que quantificam a complexidade do sinal de ECG. A seguir são exploradas estas formas de aquisição das características, dando-se especial realce aos métodos que foram encontrados com maior frequência na literatura e que são alvo de revisões efetuadas por Clayton *et al.* (1993) [129], por Jekova (2000) [130] e por Amman *et al.* (2005) [131]. Estes artigos de revisão são explorados no fim desta subsecção.

4.2.1.1 Domínio do tempo

Os ritmos desfibrilháveis diferenciam-se dos outros ritmos por serem mais rápidos e por apresentarem alguma irregularidade, verificada principalmente em situações de fibrilhação ventricular. Como características do domínio do tempo temos a média de amplitudes ([132], [133]), a sua variância [134], a inclinação média ([132], [135]) e o conteúdo isoelétrico ([135]–[138]).

Existem características que se baseiam na similaridade do sinal de ECG com outros sinais. A característica *VF-filter leakage*, proposta por Kuo e Dillman [139] e da qual se apresenta uma explicação detalhada na secção A, é um exemplo pois considera que as fibrilhações ventriculares apresentam uma morfologia semelhante à de uma senoide.

A frequência cardíaca é outra característica que permite inferir acerca do ritmo presente, sendo esta maior em ritmos desfibrilháveis. O algoritmo de Pan e Tompkins [140] é o método mais antigo para obter este valor através da procura de complexos QRS com limiares adaptativos. Em 1990, Thakor *et al.* [141] propuseram a medida *Threshold Crossing Intervals* (TCI), medida que mede o inverso da frequência cardíaca, ou seja, o intervalo médio entre batimentos. Este algoritmo foi refinado mais tarde, por Chen *et al.* [142], para considerar o período refratário dos ventrículos. O método para a obtenção do TCI é explicado detalhadamente na secção B. Mais recentemente, em 2005, Amman *et al.* [131] apresentaram dois algoritmos que se baseiam na utilização de funções exponenciais para também obter a frequência cardíaca (*Standard Exponential Algorithm* - STE e *Modified Exponential Algorithm* - MEA). Os mesmos autores também propuseram o *Signal Comparison Algorithm* (SCA), que consiste na comparação do sinal de ECG obtido com quatro sinais de referência (três ritmos normais sinusais e uma fibrilhação ventricular) [131].

A análise de periodicidades dentro do sinal de ECG através da função de autocorrelação (*Autocorrelation Function* - ACF) foi inicialmente proposta por Chen *et al.* [143] em 1987. Este método apoia-se na ideia de que as fibrilhações ventriculares são aperiódicas. A ACF também é abordada detalhadamente na secção C.

A modelação temporal do sinal de ECG também tem sido uma opção para obter algumas características que posteriormente permitem auxiliar no processo de classificação. Esta tarefa foi implementada em alguns algoritmos tendo por base modelos autorregressivos [144], de Markov [145] e de Prony [146].

Mais recentemente, Arafat *et al.* [147] propuseram um algoritmo que se baseia no método de decomposição de modo empírica (*Empirical Mode Decomposition* - EMD) que é usado para decompor o sinal numa soma de funções de modo intrínsecas que são ortogonais

em fibrilhações ventriculares. A utilização desta característica também é promovida em [133] e em [148].

A. *VF filter*

Em 1978, Kuo e Dillman [139] introduziram uma técnica para detecção de fibrilhações ventriculares que assenta na ideia básica de que o sinal de ECG destas se aproxima de uma senoide e que pode ser cancelada por um filtro passa-banda estreito em torno da frequência fundamental. A partir daqui retira-se uma característica (*leakage*) que quantifica os resíduos após a filtragem [139].

O filtro passa-banda é simulado através da combinação do segmento de ECG em análise com uma cópia desfasada por meio período. A partir daqui calcula-se o valor de *leakage* (l) para um segmento com m amostras, V_i , tendo em conta a equação (4.1):

$$l = \frac{\sum_{i=1}^m |V_i + V_{i-T/2}|}{\sum_{i=1}^m (|V_i| + |V_{i-T/2}|)} \quad (4.1)$$

onde T , o número de amostras num período, é calculado de acordo com a equação (4.2) e assumindo uma onda sinusoidal [8], [139]:

$$T = 2\pi \frac{\sum_{i=1}^m |V_i|}{\sum_{i=1}^m |V_i + V_{i-1}|} \quad (4.2)$$

As ondas sinusoidais e, neste caso, as fibrilhações ventriculares, apresentam baixo valor de l porque as amostras separadas por meio período cancelam-se idealmente [139].

B. *Threshold Crossing Intervals*

A característica aqui relatada foi introduzida em 1990 por Thakor *et al.* [141] e mede o intervalo médio entre batimentos num sinal de ECG (*TCI*). Este valor será baixo para arritmias ventriculares rápidas [141].

O processamento do sinal de ECG consiste numa binarização através da sua comparação com um limiar. Após isto, ocorre a localização temporal dos batimentos cardíacos através da procura de pulsos ao longo do sinal binarizado obtido. O *TCI* é calculado a cada segundo utilizando a equação (4.3):

$$TCI = \frac{1000}{(N-1) + \frac{t_2}{t_1+t_2} + \frac{t_3}{t_3+t_4}} (ms) \quad (4.3)$$

A figura 4.1 ilustra este cálculo para um segmento de um segundo S . Aqui, N é o número de pulsos presente nesse segmento. t_1 é o intervalo de tempo entre o início do segmento S e o fim do último pulso do segmento anterior. t_2 é o intervalo de tempo entre o início do segmento S e o início do primeiro pulso do segmento em análise. t_3 é o intervalo de tempo entre o último pulso do segmento S e o fim deste segmento. Por fim, t_4 é o intervalo de tempo entre o fim do segmento S e o início do primeiro pulso do segmento seguinte [131], [141].

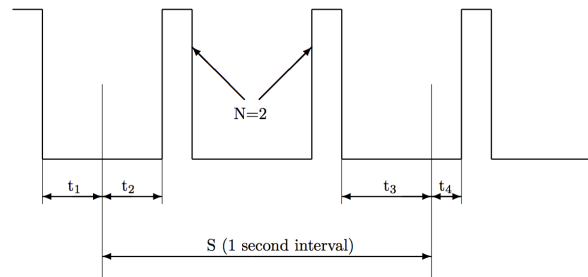


Figura 4.1 - *TCI*: sinal de ECG binarizado com dois pulsos. Adaptado de [131].

C. Função de autocorrelação

A *ACF*, quando aplicada num sinal periódico, tem picos com amplitude decrescente separados por múltiplos do período. Foi com base nesta ideia que, em 1987, Chen *et al.* [143] propuseram a *ACF* como ferramenta para discriminar sinais de ECG periódicos de sinais mais irregulares, principalmente as fibrilhações ventriculares.

Os autores referidos efetuaram a ordenação dos picos que resultam da *ACF* pela sua amplitude. Após isto, eles efetuaram uma análise de regressão linear, verificando se existia uma relação linear entre o número de ordem do pico e o atraso da *ACF* associado. No caso não existir é porque se estava perante uma fibrilhação ventricular [143].

4.2.1.2 Domínio da frequência

Os ritmos associados à atividade normal do coração apresentam um espectro com componentes que podem ir até aos 25 Hz maioritariamente concentradas em torno da frequência cardíaca [129]. As larguras de banda e o número de harmónicos são aqui maiores por causa das rápidas deflexões dos complexos QRS. Durante uma arritmia ventricular, o sinal torna-se aproximadamente sinusoidal, o que faz com que os componentes espectrais se concentrem numa banda estreita entre os 4 e os 7 Hz [149]. É neste suporte teórico que se baseia, por exemplo, o *SPEC* (*Spectral algorithm*) proposto por Barro *et al.* [149], apresentado detalhadamente a seguir. Com metodologias semelhantes destaca-se o método proposto por Clayton *et al.* [150], que combina o *SPEC* com o *TCI*, por Minami *et al.* [151], que analisa os espectro dos complexos QRS e promove a decisão acerca do ritmo através de 5

componentes espectrais, e por Irusta *et al.* [152], que faz uso da informação espectral para distinguir as taquicardias ventriculares das taquicardias supraventriculares.

As técnicas de análise espectral de ordem elevada também são utilizadas para a detecção de ritmos desfibrilháveis, destacando-se aqui o método proposto por Khadra *et al.* [153], em 2005, que sugere a elaboração e análise de um biespectro para medição do acoplamento da fase entre as várias frequências que compõem o espectro normal e que diminui com o aparecimento de arritmias ventriculares. No mesmo ano, Amman *et al.* [154] propuseram um algoritmo baseado na transformada de Hilbert através do qual se obtém um gráfico do qual se retira a área, que é maior em fibrilhações ventriculares.

A. Algoritmo Espectral

O *SPEC* é um algoritmo para detecção de fibrilhações ventriculares que permite a análise do conteúdo energético em diferentes bandas de frequências. Para transformar o sinal de ECG amostrado a 200 Hz no domínio das frequências, este foi primeiramente multiplicado por uma janela de Hamming, sendo ao resultado aplicada a transformada rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* – FFT). A partir daqui, os autores obtiveram quatro características espectrais [149].

Em primeiro lugar, a frequência de referência F , que é a frequência na gama 0.5-9Hz onde a amplitude da *FFT* é máxima, é identificada. Todas as componentes com amplitudes inferiores a 5% da amplitude de pico são anuladas. Com isto permite-se a obtenção das características de interesse na gama de frequências entre os 0.5 Hz e o mínimo entre $20F$ e 100 Hz. A primeira característica é a *FSMN*, que mede a concentração energética em torno de F [149]:

$$FSMN = \frac{1 \sum Amp_i f_i}{F \sum Amp_i} \quad (4.4)$$

onde f_i é a i ésima frequência da *FFT* e Amp_i a amplitude correspondente. As outras características são enunciadas a seguir [149]:

- A_1 – razão entre a soma das amplitudes entre 0.5 e $F/2$ Hz e a soma das amplitudes entre 0.5 e $20F$ Hz.
- A_2 – razão entre a soma das amplitudes entre $0.7F$ e $1.4F$ Hz e a soma das amplitudes entre 0.5 e $20F$ Hz.

- A_3 – razão entre a soma das amplitudes em bandas de 0.6 Hz em volta dos segundos-oitavos harmônicos ($2-8F$) e a soma das amplitudes entre 0.5 e $20F$ Hz.

4.2.1.3 Domínios tempo-frequência

A análise nestes domínios permite aproveitar simultaneamente as características dos dois domínios relatados anteriormente. Tal como Afonso e Tompkins dizem em [155], deve haver um compromisso entre a resolução temporal e a resolução nas frequências para que se retire daqui algumas características interessantes para a classificação. Para medir com eficácia o conteúdo espectral é necessário um maior número de amostras, o que faz com que se saiba pouco acerca dos eventos que se verificam no domínio temporal. Por conseguinte, foi proposta a utilização de alguns métodos que transformam um sinal numa distribuição bidimensional que fornece uma medida da intensidade das frequências ao longo do tempo (*Time-Frequency distribution* – TFD). No fim concluíram que técnicas que têm por base este conceito, como a distribuição de Wigner-Ville (*Smoothed Wigner-Ville* – SWD) e a distribuição com *kernel* em forma de cone (*cone-shaped kernel distributions*), são superiores à transformada de Fourier de curto termo (*Short-time Fourier Transform* – STFT). Devido às boas indicações da *SWD* aqui demonstradas, Clayton e Murray [156] exploraram esta técnica na deteção de fibrilhações ventriculares.

Dentro deste domínio, a técnica mais explorada é sem dúvida a transformada de *Wavelet*. Com este método de processamento é possível detetar pequenos sinais transitórios mesmo que estejam escondidos em grandes ondas [157]. É com base nisto que Li *et al.* [158], em 1995, promovem a separação dos vários componentes do ECG (complexos QRS, ondas P e T, ruído, *baseline drift* e outros artefactos). Mais tarde, em 1997, Khadra *et al.* [157] usaram *wavelets* contínuas (*Continuous Wavelet Transform* - CWT) para diferenciar ritmos sinusais de fibrilhações ventriculares, taquicardias ventriculares e fibrilhações auriculares, demonstrando facilmente a separabilidade entre estas arritmias. Esta demonstração também foi feita em 1999, por Al-Fahoum e Howitt [157], utilizando quer *wavelets* contínuas quer discretas (*Discrete Wavelet Transform* - DWT). Este último tipo também é utilizado por Korurek e Nizam [159]. Por fim, em 2005, Amman *et al.* [131] propuseram dois métodos baseados em *wavelets*, um deles associado ao algoritmo *SPEC* introduzido na subsecção anterior.

4.2.1.4 Análise dinâmica não linear

O sistema de condução elétrico cardíaco é um sistema complexo com comportamento dinâmico não linear e possibilidade de ocorrência de caos determinístico [160]. Isto torna

interessante a possibilidade de efetuar análise dinâmica não linear sobre o sinal de ECG, que tem em conta alguns aspetos do desempenho cardíaco não considerados pela análise linear, como as interações subtis entre os vários mecanismos que regulam a função cardíaca [161]. Por conseguinte, vários métodos neste âmbito foram propostos para a deteção de arritmias ventriculares, avaliando a complexidade do sinal de ECG que aumenta com o seu surgimento [162].

A dimensão de correlação, explorada em [152], [155] e [159], é uma técnica amplamente utilizada que consiste na medição da dimensionalidade do espaço ocupado por um determinado sistema e que cujo valor é tanto maior quanto maior for a complexidade do sinal avaliado [156], [160], [163]. Os expoentes de Lyapunov, utilizados por Owis *et al.* [160], permitem a discriminação entre sinais caóticos e periódicos, sendo estes caóticos se houver expoentes positivos. Já a reconstrução do espaço de fase, procedimento base nas análises dinâmicas não lineares, foi proposta por Amman *et al.* [164] para a obtenção de um diagrama de espaço de fase que possui uma área proporcional ao risco de arritmia. A entropia, medida relevante da ordem e desordem de um sistema dinâmico, é proposta para a deteção de arritmias em [153], [165], [166] e [167], estando este conceito associado à transformada de *wavelet* na última implementação referida. Este tipo de transformação também é utilizado por Sun *et al.* [168] para obtenção dos índices de Hurst, valores que permitem quantificar o comportamento não linear do sinal de ECG (como a rugosidade e irregularidade).

A. Algoritmo da complexidade

Em 1999, Zhang *et al.* [169] introduziram o método mais conhecido para quantificar a complexidade (*CPLX*) das arritmias ventriculares e que tem por base a medida complexa de Lempel-Ziv [170]. Este método permite inferir acerca da ocorrência de novos padrões dentro da sequência binarizada criada, sendo esta ocorrência maior nas arritmias ventriculares, ritmos cardíacos mais complexas [169].

Em primeiro lugar, o sinal de ECG é normalizado, através da subtração do valor médio, e binarizado através da sua comparação com um limiar adequado e que é calculado tendo em conta o número de amostras positivas e o número de amostras negativas. Após este processamento, a medida de complexidade é calculada através da análise da sequência binarizada da esquerda para a direita. O contador de complexidade, $c(n)$, é iterado cada vez que surge uma nova subsequência da sequência binarizada. No fim, a medida de complexidade normalizada é calculada para uma janela com n amostras através da equação (4.5):

$$C(n) = \frac{c(n)}{b(n)} \quad (4.5)$$

onde $b(n)$ dá o comportamento assintótico de $c(n)$ para uma sequência aleatória:

$$b(n) = \frac{n}{\log_2^n} \quad (4.6)$$

Uma descrição mais detalhada deste método pode ser encontrada em [169].

4.2.1.5 Artigos de revisão

Os artigos de revisão publicados por Clayton *et al.* (1993) [129], Jekova (2000) [130] e Amman *et al.* (2005) [131] formam uma base de comparação dos métodos de extração de características mais conhecidos e apresentados com detalhe nas subsecções anteriores. Neste grupo inclui-se os algoritmos *VF-filter*, *TCI*, *ACF*, *SPEC* e *CPLX*, que são testados em bases de dados mais extensas do que daquelas utilizadas pelos autores originais. Na tabela 4.3 são apresentadas as sensibilidades e as especificidades obtidas.

Tabela 4.3 - Desempenhos obtidos para os algoritmos avaliados pelos artigos de revisão referidos.

	Clayton <i>et al.</i> [129]		Jekova [130]		Amann <i>et al.</i> [131]	
	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)
<i>VF-filter</i>	77	55	94	91	19	100
<i>ACF</i>	67	38	78	32	50	49
<i>SPEC</i>	46	72	79	93	29	100
<i>TCI</i>	53	93	98	75	75	84
<i>CPLX</i> ²	-	-	66	75	59	92

Os resultados apresentados são geralmente muito mais baixos do que aqueles reportados pelos autores dos algoritmos aqui avaliados. Por exemplo, Chen *et al.* (*ACF*) [143] e Zhang *et al.* (*CPLX*) [169] fazem referência a sensibilidades e especificidades a rondar os 100%. Segundo os autores das revisões, estas grandes diferenças devem-se à forma como os métodos foram validados. Em primeiro lugar, os autores dos algoritmos utilizaram um conjunto de segmentos de ECG para validação reduzido e com pouca variabilidade em termos de ritmos cardíacos. Para além disto, o *TCI* [141] e o *CPLX* [169] foram desenvolvidos e testados com o mesmo conjunto de segmentos de ECG.

Conclui-se aqui que é necessária uma validação adequada, com um conjunto de teste extenso e diverso e completamente separado do conjunto utilizado para o desenvolvimento. No seguimento desta necessidade refere-se a importância das recomendações da AHA [118]

² Devido ao ano de publicação do artigo de revisão de Clayton *et al.* [129], este não inclui o *CPLX*.

já introduzidas na secção 4.1 e que constituem um padrão útil para a validação de algoritmos para avaliação do ritmo cardíaco.

4.2.2 Algoritmos de classificação

No DEA, os valores correspondentes a cada característica alimentam um algoritmo de decisão que vai definir um determinado ritmo como desfibrilhável ou não desfibrilhável. Os algoritmos de classificação baseados numa só característica recorrem normalmente à comparação do seu valor com limiares (*thresholds*) definidos durante o desenvolvimento do método ([131], [139], [154], [169]) ou encontrados através de testes estatísticos, como o *F-test* [143]. Também se aplicam testes de hipóteses a valores consecutivos da característica em questão para a classificação do ritmo cardíaco ([141], [142], [171]).

No entanto, e como as características descritas não discriminam por si as várias arritmias ventriculares, várias características diferentes são utilizadas pelos DEAs. Neste caso, utilizam-se algoritmos de classificação mais elaborados como árvores de decisão ([149], [121], [157], [172]), vizinhos mais próximos (*k Nearest Neighbors* -kNN) ([138], [159], [160], [173]), análise linear discriminativa (*Linear Discriminant Analysis* - LDA) [134], modelos lineares generalizados (*Generalized Linear Models* - GLM) [144], redes neuronais ([150], [151], [174]–[176]), modelos de regressão logística ([135], [152]) e máquinas de vetores de suporte (*Support Vector Machines* – SVM) ([177]–[179]). Como é possível constatar, tem-se verificado um aumento da utilização dos algoritmos de *machine learning* para os propósitos de classificação.

4.2.3 Estado da arte: sumário

Para uma fácil distinção entre os grupos de técnicas de aquisição de características explorados anteriormente, apresenta-se na tabela 4.4 um resumo geral das vantagens e limitações das técnicas de cada um destes grupos: domínio do tempo, domínio da frequência, domínios tempo-frequência e análise dinâmica não linear.

Tabela 4.4 - Comparação das técnicas de aquisição de características do sinal de ECG.

	Vantagens	Limitações
Domínio do tempo	Implementações simples; Normalmente são simples computacionalmente; Detecção eficaz de Fibrilhações Ventriculares;	Não detetam as Taquicardias Supraventriculares; Pouco poder de discriminação de características como a média e a variância; Métodos suscetíveis a artefactos (p.ex. <i>ACF</i> , <i>TCI</i> e <i>VF-filter</i>);
Domínio da frequência	Informação espectral; Detecção de Taquicardias Supraventriculares; Maior robustez perante a presença de ruído;	Perda de resolução temporal com o aumento da resolução espectral; Não permitem saber em que momento ocorre a arritmia;
Domínios tempo-frequência	Boa resolução temporal e espectral; Separação dos vários componentes do sinal de ECG;	Métodos mais complexos; Tirando a <i>DWT</i> , são pesados computacionalmente;
Análise dinâmica não linear	Tem em conta fenómenos não lineares associados ao sistema de condução elétrico cardíaco; Avaliação da complexidade do sinal de ECG;	Muito dependente da escolha de parâmetros adequados; Por vezes é necessário uma grande quantidade de amostras; Pesados computacionalmente.

A análise das vantagens e desvantagens dos vários modos de obtenção de características apresentadas permite constatar que não há uma característica que capte toda a variabilidade morfológica que as arritmias demonstram. Por conseguinte, o que é mais aconselhável é a combinação de várias características, obtidas de preferência através da utilização de técnicas que envolvam o domínio do tempo, da frequência, estes dois últimos domínios em simultâneo e a não linearidade do sinal de ECG. Foi este aspeto que motivou a criação de algoritmos mais generalizados, como aqueles apresentados em [121], [134], [135], [138], [177] e [178].

4.3 Algoritmo para avaliação do ritmo cardíaco a implementar na *RedBearLab nRF51822*

Na figura 4.2 apresenta-se o diagrama de blocos do algoritmo para avaliação do ritmo cardíaco.

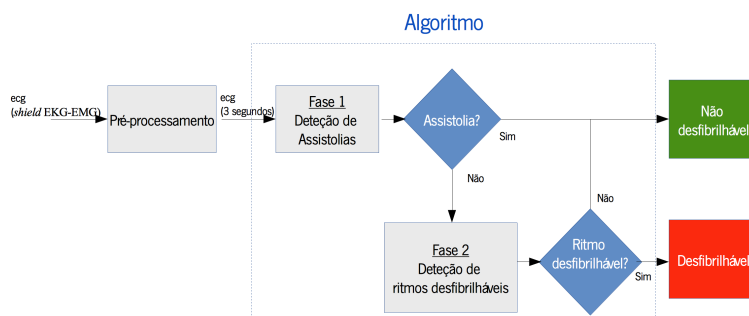


Figura 4.2 - Diagrama de blocos do algoritmo para avaliação do ritmo cardíaco presente num segmento de ECG.

O algoritmo implementado encontra-se dividido em duas fases, correspondendo a primeira à deteção de assistolias, ou seja, ritmos que possuem pouca ou nenhuma atividade elétrica cardíaca. Caso não se detete assistolia, o algoritmo avança para uma segunda fase, na qual se efetua a extração de características que visam diferenciar os ritmos associados à atividade elétrica normal das arritmias ventriculares que são desfibrilháveis.

O diagrama de blocos apresentado representa o processamento de um sinal de ECG adquirido durante 3 segundos. Isto quer dizer que cada segmento é classificado isoladamente em desfibrilhável ou não desfibrilhável. A decisão final é feita avaliando a classificação de vários segmentos de 3 s consecutivos. Um choque será aplicado quando pelo menos 3 em cada 4 segmentos avaliados consecutivamente são classificados como desfibrilháveis. Esta estratégia de confirmação permite evitar desfibrilhações desnecessárias e que podem provocar a deterioração de um ritmo normal. Para além disso, dá tempo para preparar o desfibrilhador enquanto a confirmação do ritmo ocorre, o que permite uma desfibrilhação imediata logo após o final da avaliação. Considerando um número máximo de 4 segmentos analisados, esta avaliação pode demorar até 12 segundos, aproximadamente.

Nesta secção apresenta-se toda a metodologia associada à implementação deste algoritmo. Descreve-se o pré-processamento realizado ao sinal de ECG, as características extraídas nas duas fases, os classificadores e os métodos de seleção de características utilizados. Conclui-se com a apresentação das bases de dados públicas exploradas e com a apresentação das ferramentas de *software* utilizadas durante o desenvolvimento e validação do algoritmo.

4.3.1 Pré-processamento dos sinais de ECG

O sinal de ECG é adquirido pela *RedBearLab nRF51822* a uma frequência de amostragem de 125Hz. Este sinal já vem com uma largura de banda compreendida entre os 0.16 e os 40 Hz e conseguida graças à filtragem analógica entre os 0.16 e os 40 Hz efetuada pela *shield-EKG-EMG* [82]. É efetuada posteriormente a sua filtragem digital para que fique com uma largura de banda típica dos DEAs e que se define entre os 0.5 e os 30 Hz [180]. A filtragem passa-alto tem o propósito de remover o *baseline drift* causado pelas mudanças no sinal de ECG que não têm origem cardíaca e que são devidas, principalmente, a movimentos do corpo, respiração e mudança da impedância dos elétrodos causada pela transpiração. Já a filtragem passa-baixo permite a remoção de componentes de alta frequência, como o ruído devido à atividade elétrica muscular [181].

O filtro digital passa-alto é um filtro de primeira ordem simples que atenua uma pequena gama de frequências em torno da componente contínua, enquanto que o filtro digital passa-baixo é um filtro *Butterworth* de ordem 10. Este filtro permite também a atenuação das componentes associadas à frequência da rede de alimentação (50Hz). No anexo VII apresentam-se as funções de transferência e as respostas em frequência dos filtros implementados obtidas utilizando a ferramenta *fdatool*, do *Matlab* [101].

4.3.2 Características extraídas

Na tabela 4.5 descreve-se sucintamente o modo de obtenção das características que foram extraídas do sinal de ECG para o processo de classificação e que se baseiam em implementações apresentadas no estado da arte. A análise do comportamento destas características pode ser complementada pelo anexo VIII, onde se apresenta exemplos de sinais de ECG e as transformações realizadas a estes para a obtenção das características.

As características foram extraídas quer do domínio temporal de cada segmento do sinal de ECG quer do domínio da frequência. Obteve-se um conjunto de características de fácil extração, que não exigem processamentos complexos, o que permite responder às baixas capacidades de processamento da *RedBearLab nRF51822*.

A análise no domínio da frequência foi feita tendo em conta o método proposto por Barro *et al.* [149], sendo efetuada sobre o segmento previamente decimado por um fator 2. O segmento resultante é depois multiplicado por uma janela de Hamming para minimizar as descontinuidades causadas pela segmentação do sinal de ECG. De seguida efetua-se a *FFT* de 256 pontos do segmento. A partir da transformada de *Fourier* obtida $\hat{X}_{ecg}(f)$, a função de

densidade de probabilidade (*Probability Density Function* - PDF) $P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$ é obtida através da equação (4.7):

$$P_{\hat{x}\hat{x}}(f) = \frac{|\hat{X}_{ecg}(f)|^2}{\sum_0^{f_s/2} |\hat{X}_{ecg}(f)|^2} \quad (4.7)$$

A primeira fase do algoritmo possui duas características extraídas do domínio da frequência: a percentagem de potência na banda 0-2Hz ($P_{<2Hz}$) e a variância da frequência ($VarFreq$). Estas características complementam o valor eficaz (rms_{ecg}) na deteção do tipo de assistolias apresentado no anexo VIII.2. Estas assistolias caracterizam-se pela existência de picos associados a atividade ectópica ventricular isolada que não é suficiente para arrecadar a classificação de fibrilhação ventricular, onde os focos ectópicos são múltiplos [7]. Analisando os gráficos da função de densidade de probabilidade apresentados nos anexos VIII.1, VIII.2, VIII.3, VIII.4 e VIII.5, é possível constatar que a $P_{<2Hz}$ é maior nas assistolias. Porém, a frequência dominante dos ritmos normais pode por vezes incidir nesta gama, o que é comum quando as frequências cardíacas são muito baixas. Por conseguinte, a $VarFreq$, que é visivelmente maior em ritmos normais devido à maior dispersão dos seus harmónicos, é também calculada. É este comportamento que, contrastando com a também menor dispersão espectral apresentada pelos ritmos desfibrilháveis, motivou a aquisição das seguintes características para a segunda fase do algoritmo:

- Percentagem de potência em torno da frequência dominante (P_{f0}), que é maior para ritmos desfibrilháveis (ver área sombreada a verde nos gráficos da função de densidade de probabilidade dos anexos VIII.1, VIII.2, VIII.3, VIII.4 e VIII.5).
- $DispFreq$, medida normalizada da dispersão no domínio espectral e que é maior em ritmos normais.
- Largura de banda (BW), que é maior em ritmos normais.

Na segunda fase do algoritmo efetua-se a extração de nove características do domínio temporal. As mais simples são a média ($MeanECG$) e a variância ($VarECG$) do sinal de ECG normalizado. A $MeanECG$ será maior para ritmos desfibrilháveis, uma vez que o sinal de ECG associado a estes ritmos raramente se aproxima da linha isoeletrica, ou por ter complexos QRS largos ou por causa da caoticidade associada. Já a variância é uma medida da dispersão do sinal, sendo maior em ritmos desfibrilháveis, principalmente em fibrilhações ventriculares. A $SinSobrep$ também é obtida a partir do sinal de ECG normalizado e tem por base o pressuposto de Kuo e Dillman, que assume que os sinais de fibrilhações ventriculares se aproximam de sinusoides [139]. O valor desta característica será tanto maior quanto maior

for a similaridade do ritmo avaliado com uma senoide, uma vez que haverá sobreposição do sinal original com o mesmo desfasado de um período.

As características *SobrepBin*, *VarBin*, *AreaBin* e *FreqBin* trabalham com o sinal de ECG que sofreu binarização de acordo com o procedimento apresentado em [169]. Com este é possível ter uma ideia da distribuição das amostras acima ou abaixo de um determinado limiar, sendo esta distribuição mais difusa para sinais mais caóticos como os ritmos desfibrilháveis. Para estes, as características *VarBin* e *FreqBin* serão maiores. Já a característica *AreaBin*, tendo em conta o seu método de cálculo e os exemplos de binarizações apresentados nos anexos VIII.3, VIII.4 e VIII.5, será menor para ritmos desfibrilháveis. A característica *SobrepBin*, que é calculada a partir do sinal binarizado do segmento analisado com os níveis -1 e 1 , tem também o mesmo modo de cálculo da característica *SinSobrep* só que, neste caso, considera-se o comportamento aproximadamente periódico do sinal binarizado para ritmos desfibrilháveis.

A extração das características *Slope* e *Baseline* é efetuada tendo em conta os sinais ecg_{slope} e $ecg_{baseline}$ apresentados nos anexos VIII.3, VIII.4 e VIII.5. A primeira característica quantifica o número de amostras que estão abaixo de um limiar Th_s e será maior para ritmos normais, uma vez que estes apresentam longos intervalos com pouca variação de sinal só interrompidos pelos complexos QRS estreitos. Já a *Baseline* reflete o conteúdo isoeletrico, sendo este menor para ritmos desfibrilháveis. Isto faz com que para estes ritmos uma maior gama de amplitudes seja necessária para englobar uma percentagem α das amostras que totalizam o segmento em análise. A obtenção da *Baseline* envolve uma filtragem passa-alto com uma frequência de corte de 6.5 Hz que permite eliminar as componentes P e T do sinal de ECG, realçando os complexos QRS dos ritmos normais. Em relação aos ritmos desfibrilháveis, promove uma maior degradação destes devido à proximidade da frequência de corte da frequência dominante que caracteriza estes ritmos (4-7Hz) [135]. O filtro implementado é do tipo *Butterworth* de ordem 5, estando a sua função de transferência e a sua resposta em frequência no anexo VII.3.

• Tabela 4.5 - Descrição das características extraídas do sinal de ECG constituído por N amostras.

Característica	Métodos de base	Fase do algoritmo	Domínio	Método de Cálculo
rms_{ecg}	-	Fase 1	Tempo	$rms_{ecg} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ecg(i)^2}$
$P_{<2Hz}$	[149]	Fase 1	Frequência	$P_{<2Hz} = \sum_{f=0}^2 P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$
$VarFreq$	[149]	Fase 1	Frequência	$VarFreq = \int_0^{30} (f - \mu_{freq})^2 P_{\hat{x}\hat{x}}(f) df$
$MeanECG^3$	[132], [133]	Fase 2	Tempo	$Mean = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N ecg_n(i)$
$VarECG^3$	[134]	Fase 2	Tempo	$VarECG = \frac{1}{N-1} \sqrt{\sum_{i=1}^N ecg_n(i) - \mu_{ecg_n} ^2}$
$SinSobrep^{3,4}$	[139]	Fase 2	Tempo	$SinSobrep = \frac{\sum_{i=1}^N ecg_n(i) + ecg_n(i-T) }{\sum_{i=1}^N (ecg_n(i) + ecg_n(i-T))}$
$SobrepBin^{4,5}$	[134]	Fase 2	Tempo	$SobrepBin = \frac{\sum_{i=1}^N ecg_{bin}(i) + ecg_{bin}(i-T) }{\sum_{i=1}^N (ecg_{bin}(i) + ecg_{bin}(i-T))}$
$VarBin^5$	[134]	Fase 2	Tempo	$VarBin = \frac{1}{N-1} \sqrt{\sum_{i=1}^N ecg_{bin}(i) - \mu_{ecg_{bin}} ^2}$
$AreaBin^5$	[134]	Fase 2	Tempo	Máximo entre a soma do binário do sinal e a soma do binário do sinal invertido dividido pelo número de amostras do sinal.
$FreqBin^5$	[134]	Fase 2	Tempo	Quociente entre o número de transições no binário do sinal e o número de transições máximo ($N/2$)
$Slope^6$	[135]	Fase 2	Tempo	Proporção do número de pontos abaixo de um limiar Th_s
$Baseline^7$	[135]	Fase 2	Tempo	Gama de amplitudes central que contém α % das amostras.
$P_{f_0}^8$	[149]	Fase 2	Frequência	$P_{f_0} = \sum_{f=f_0-1}^{f_0+1} P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$
$DispFreq$	[149]	Fase 2	Frequência	$DispFreq = \frac{\sqrt{VarFreq}}{\mu_{freq}}$
BW	[135], [149]	Fase 2	Frequência	$BW = f_H - f_L$ $\frac{1+\gamma}{2} = \sum_{f=0}^{f_H} P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$ $\frac{1-\gamma}{2} = \sum_{f=0}^{f_L} P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$

³ Trabalha com o sinal de ECG normalizado entre -1 e 1 (ecg_n).

⁴ T - número de amostras num período, calculado de acordo com a expressão apresentada em [139].

⁵ Sinal sofre binarização de acordo com o método apresentado em [169] dando origem a ecg_{bin} .

⁶ Trabalha com a primeira diferença do sinal de ECG elevada ao quadrado (ecg_{slope}).

⁷ Trabalha com o sinal filtrado passa-alto com uma frequência de corte de 6.5 Hz e posteriormente normalizado ($ecg_{baseline}$).

⁸ f_0 - frequência dominante, para a qual a potência é máxima.

4.3.3 Métodos de Classificação

Para o propósito da classificação foram utilizados os seguintes classificadores lineares baseados numa aprendizagem supervisionada⁹: análise linear discriminativa (*linear discriminant analysis* – LDA) e máquinas de vetores de suporte (*support vector machines* – SVM) lineares. Uma breve descrição destes métodos é apresentada a seguir.

4.3.3.1 Análise linear discriminativa

A LDA é um método de classificação originalmente desenvolvido por R. A. Fisher em 1936 [182]. É levada a cabo através de uma ou mais combinações lineares (y_i) das variáveis independentes (x_j) utilizadas. Cada uma destas combinações constitui uma *função discriminante*:

$$y_i = a_{i0} + a_{i1}x_1 + a_{i2}x_2 \dots + a_{iP}x_P \quad (4.8)$$

em que os a_{ij} são coeficientes de ponderação e os x_j são as variáveis discriminantes não-normalizadas que, no problema de classificação, constituem as características que cujo número é aqui representado por P . A determinação dos coeficientes de ponderação deve visar a minimização da variância de y_i para amostras pertencentes ao mesmo grupo e a maximização da variância de y_i para amostras pertencentes a grupos diferentes [183], [184].

Antes de efetuar a análise discriminante é necessário que se verifique alguns pressupostos essenciais:

- Os grupos em análise deverão ser retirados de populações que seguem uma distribuição normal multivariada para as P variáveis discriminantes;
- Dentro dos grupos a variabilidade deverá ser idêntica, ou seja, as matrizes de variância e covariância internas devem ser iguais.

Após isto, e considerando o problema de classificação, a definição de um conjunto de características que descrevem cada grupo é seguida pela escolha prévia do critério discriminatório adequado para obter a função discriminante y_i em função das variáveis discriminantes. Com esta pretende-se maximizar a separabilidade dos grupos em jogo [183]. Entre as várias abordagens existentes, o critério de Fisher é frequentemente utilizado, pretendendo-se com este maximizar a diferença entre as médias dos grupos relativamente à variância dentro dos grupos [182]. Este critério discriminatório é definido pelo quociente apresentado na equação (4.9):

$$\lambda_i = \frac{a^T B a}{a^T W a} \quad (4.9)$$

⁹ Um conjunto de etiquetas é fornecido para que se saiba antecipadamente a que grupo pertence cada observação.

onde o numerador representa a variância entre grupos numa combinação linear y_i de variáveis aleatórias, o denominador a variância dentro dos grupos e λ_i o valor próprio associado ao vetor próprio a partir do qual se vão obter os coeficientes de ponderação a .

Uma maneira de avaliar a qualidade na separação dos grupos promovida pela função discriminante y_i é a estatística de *Wilks*, que analisa os valores próprios associados a esta (λ_i). A estatística referida é obtida através da equação (4.10):

$$W = e^{-\frac{LLRS}{N}} \quad (4.10)$$

onde *LLRS* (*log likelihood ratio*) corresponde ao quociente de probabilidade logarítmico:

$$LLRS = N \sum_{i=1}^c \ln(1 + \lambda_i) \quad (4.11)$$

Quanto maiores forem os valores próprios λ_i , menor será W , promovendo a função discriminante uma boa discriminação [183], [184].

O cálculo do erro de classificação também permite avaliar a separabilidade entre grupos. Numa classificação supervisionada baseada na teoria de Bayes, o classificador calcula a probabilidade *a posteriori*, que é a probabilidade de uma nova amostra pertencer a um determinado grupo dado o resultado alcançado no vetor transformado y . Esta probabilidade é calculada tendo em conta a probabilidade *a priori*, que é uma estimativa da probabilidade de cada amostra pertencer a um grupo quando não é conhecida qualquer informação adicional, e a função de densidade normal multivariada $f(y)$. Cada amostra é classificada no grupo para o qual apresenta uma menor probabilidade *a posteriori* [183].

4.3.3.2 Máquinas de vetores de suporte (SVM)

O método de classificação baseado em vetores de suporte foi introduzido inicialmente por Vapnik [185] e promove a definição de um hiperplano linear que permite a separação dos grupos em análise, assumindo que estes são linearmente separáveis. Considerando um problema de classificação que envolve dados pertencentes a duas classes (figura 4.3), existe um hiperplano dado pela equação (4.12):

$$f(x) = wx + b \quad (4.12)$$

onde x representa o vetor de P características, w o vetor normal ao hiperplano, também denominado vetor de pesos, e b o vetor de termos independentes. Este modelo é construído durante a fase de aprendizagem com N exemplos de treino e tendo em conta o conceito de margem de separação, que consiste na distância entre o hiperplano e os pontos mais próximos dos grupos (vetores de suporte). O hiperplano ideal será encontrado quando esta margem de separação for máxima, havendo a criação de modelos com boa capacidade de generalização,

ou seja, capazes de identificarem corretamente a que grupo pertence os novos dados. A maximização referida é conseguida minimizando a seguinte expressão:

$$\|w\|^2 + r \sum_{n=1}^N \xi_n^2 \quad (4.13)$$

sujeita a

$$y_i(w_n + b) \geq 1 - \xi_n \quad (4.14)$$

Aqui, $n \in [1, N]$ representa o exemplo de treino, y a etiqueta que o identifica como pertencente a um determinado grupo. As variáveis “fracas” ξ_n (*slack variables*) garantem que o problema tenha solução no caso dos grupos não serem totalmente separáveis. Já a variável r é um parâmetro de regularização que controla o compromisso entre um erro de treino baixo e uma margem de separação tão grande quanto possível [185], [186]. Uma discussão mais detalhada deste método pode ser encontrada em [185].

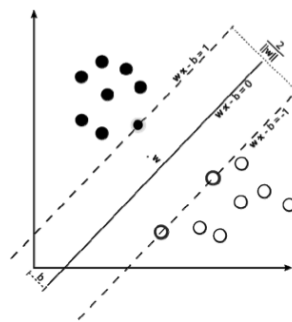


Figura 4.3 - Definição do hiperplano ideal que permita a separação de dois grupos em análise [186].

4.3.4 Métodos de seleção de características

Os algoritmos de seleção de características constituem soluções computacionais que visam encontrar o melhor subconjunto de características em relação ao conjunto inicial [187]. A sua utilização antes do processo de classificação é útil porque permite a redução do número de características a utilizar e, por conseguinte, dos tempos de processamento e treino associados. Permite evitar também o *overfitting*, que causa maus resultados aquando da classificação de amostras diferentes do conjunto usado durante o treino. Em relação aos métodos utilizados para este fim baseados em *rankings* de características, os métodos de seleção são mais credíveis uma vez que uma característica, por muito mau desempenho que tenha isoladamente, pode promover bons desempenhos quando associada a outras características [188].

Os algoritmos de seleção de características são geralmente categorizados tendo em conta o método de classificação utilizado. Os algoritmos compostos são usados em conjunto com o método de classificação específico associado ao classificador a criar, utilizando a precisão de predição ou outra medida do desempenho deste para aferir acerca da qualidade de uma determinada característica. Já os algoritmos do tipo filtro não têm esta restrição pois consideram a seleção e a classificação como dois processos distintos [187].

Anteriormente foram propostos outras implementações que incluíam um algoritmo de seleção de características. A seleção iterativa de características (tipo *stepwise*) [134], a análise de componentes principais (*Principal Component Analysis* – PCA) [179], o algoritmo genético (*Genetic Algorithm* – GA) [178] e a combinação de alguns tipos de métodos do tipo filtro (critério de correlação, critério de Fisher e critério mRMR) [180] são algoritmos de seleção usados na presença de um número considerável de características inicialmente extraído do sinal de ECG. É este o problema que motivou à também utilização de métodos de seleção neste projeto, na segunda fase do algoritmo apresentado, sendo os três que foram utilizados apresentados a seguir.

Seleção Iterativa Discriminante

O método da seleção iterativa discriminante (SID) foi proposto por Dias *et al.* [189] e baseia-se na utilização da análise linear discriminativa. É do tipo composto uma vez que procura a característica p a adicionar a um subconjunto i que maximiza a função discriminante, minimizando a estatística de *Wilks* (W_i) associada. Como esta estatística usa os valores próprios da matriz de transformação de um classificador *LDA*, as características selecionadas levam a uma função discriminante com maior variância entre grupos e menor variância dentro dos grupos [189], [190].

A seleção da primeira característica é feita não considerando os coeficientes de ponderação mas sim os coeficientes estruturais, que representam o poder discriminativo de cada característica sem a influência das outras $P-1$ características. Estes coeficientes correspondem aos valores de correlação entre cada coluna de matriz $X_{N \times P}$ ¹⁰ e o vetor de dados transformado y obtido para as P características. A característica com o maior valor absoluto para o coeficiente estrutural é selecionada. Nas iterações seguintes, a característica candidata a ser selecionada é aquela que, juntamente com a(s) característica(s) selecionada(s) anteriormente, alcança a discriminação de grupos mais elevada (W_i mais baixo, significativo para um nível de confiança de 95%). Este processo continuado de seleção é interrompido

¹⁰ Matriz com N observações, cada uma caracterizada por P variáveis ($X_{N \times P}$).

antes das $P-1$ iterações, quando nenhuma das características por selecionar aumenta o poder de discriminação, ou seja, não é capaz de promover uma redução do valor de W_i face ao calculado na iteração anterior [189], [190].

Across-Group Variance

O *Across-Group Variance* (AGV) é um método do tipo filtro também proposto pelos autores do método anterior [190], [191]. Este método baseia-se na análise de componentes principais para a redução da dimensionalidade dos dados. Em primeiro lugar, a matriz $X_{N \times P}$ é decomposta em 3 matrizes através da decomposição dos valores singulares (*Singular Value Decomposition* - SVD): U (matriz de componentes ortogonais), S (matriz diagonal de valores singulares) e V (matriz ortogonal de vetores próprios). A equação (4.15) mostra como o conjunto de dados original X pode ser recuperado através dos produtos da SVD:

$$X = U \times S \times V^T \quad (4.15)$$

Embora as componentes principais, extraídas das colunas da matriz U , já estejam organizadas por ordem decrescente de variação total, esta ordem só faz sentido no contexto da descrição ortogonal dos dados e não como meio para promover a discriminação entre grupos. Por conseguinte, os componentes devem ser organizados não tendo em conta os valores próprios λ_c , extraídos da diagonal de S^2 para cada vetor próprio c , mas sim considerando uma medida da distância entre grupos, dada pela componente principal c normalizada pela sua variação total. Esta medida é denominada de AGV e é calculada de acordo coma equação (4.16):

$$AGV = \frac{v_c^T B v_c}{\lambda_c} \quad (4.16)$$

onde $v_c^T B v_c$ é uma função da distância entre as médias dos grupos. As componentes são então organizadas por ordem decrescente desta medida. Tendo como critério de corte uma percentagem da soma cumulativa dos valores de AGV , a dimensionalidade do conjunto de dados é reduzida, voltando-se ao espaço original de características através de uma propriedade de decomposição espectral. A partir daqui obtém-se como medida do poder discriminativo para cada característica a sua variância com o espaço de componentes principais truncado [190], [191]. Para uma descrição mais detalhada aconselha-se a consulta das publicações feitas pelos autores ([190], [191]).

Recursive Feature Elimination

Por último, o *Recursive Feature Elimination* (RFE) é um método do tipo composto introduzido inicialmente por Guyon *et al* [192]. Este algoritmo permite a eliminação recursiva de características tendo em conta os seus pesos (w) resultantes do processo de treino dum

classificador *SVM*. Em cada iteração, a característica que contribuir menos para a separação entre grupos tem o mais baixo peso, o que a leva à sua remoção seguida por novo treino do classificador no novo conjunto de dados formado [192].

4.3.5 Validação cruzada de resultados

A estratégia de validação cruzada visa avaliar os modelos de predição. Esta estratégia consiste na divisão de forma aleatória e proporcional das observações dos dois grupos em $X_{N \times P}$ em b blocos iguais. Considerando que $b-1$ blocos são usados para treino e o outro para a validação, esta partição permite o teste do modelo de predição para b conjuntos de dados diferentes. Como o desempenho varia entre estes devido à aleatoriedade associada à partição treino/teste dos dados, procede-se à repetição do processo de validação cruzada 10 vezes, conseguindo-se $10b$ validações do modelo de predição. O desempenho global é posteriormente estipulada através da média dos resultados obtidos em cada iteração. O valor de b utilizado para o desenvolvimento da fase do algoritmo para deteção de assistolias foi de 5. Escolheu-se este valor tendo em conta o reduzido número de segmentos de ECG com assistolia encontrados. Para a segunda fase do algoritmo, considerou-se um b igual a 10.

O esquema de validação cruzada incorporado nos algoritmos de seleção engloba 2 ciclos independentes. O ciclo interno acrescentado promove novamente a divisão dos dados de treino em b blocos de tamanho igual, sendo os desempenhos obtidos aqui úteis para a otimização de alguns parâmetros, como o número de características ótimas a utilizar.

4.3.6 Bases de dados de sinais de ECG exploradas

Para desenvolvimento e validação dos métodos para detetar ritmos desfibrilháveis é necessário usar sinais de ECG correspondentes aos vários ritmos. As amostras a utilizar devem ser livres de artefactos e a sua obtenção ocorrer durante uma PCR e com a derivação equivalente ao posicionamento dos elétrodos do desfibrilhador (derivação II) [118].

A maioria dos investigadores nesta área utilizam bases de dados públicas que foram criadas exatamente com o intuito de impulsionar o desenvolvimento de algoritmos e a evolução do desempenho. As três bases de dados mais comuns são as seguintes:

- Massachusetts Institute of Technology-Boston's Beth Israel Hospital (MIT-BIH), que é constituída por vertentes específicas que incluem ritmos sinusais, arritmias no geral, arritmias ventriculares malignas, fibrilhações/*flutter* auriculares e arritmias supraventriculares.
- Creighton University ventricular tachyarrhythmia (CU).

- American Heart Association.

Para o desenvolvimento e validação do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco resolveu-se explorar as bases de dados supramencionadas, conseguindo-se obter as informações disponibilizadas na tabela 4.6 [104], [193].

Tabela 4.6 – Bases de dados: número de sinais e características de aquisição [104], [193].

Base de dados	Número de sinais	Duração (min)	Parâmetros de aquisição			
			$f_s(\text{Hz})^{11}$	Resolução (μV)	BW (Hz)	
Ritmos sinusais	18	Longa duração	128	2.4	0.1-100	
Arritmias no geral	48	30min	360	2.4	0.1-100	
MIT-BIH	Arritmias ventriculares malignas	22	35min	250	2.4	0.1-100
	Fibrilhações/Flutter auriculares	25	Longa duração	250	5	0.1-40
	Arritmias supraventriculares	78	30min	128	2.4	0.1-100
CU	35	8.5min	250	2.4	0-70	
AHA	80	Versão curta	Versão longa	250	2.4	0.05-100
		35min	2.5h			

Em relação à base de dados da AHA, a *PhysioBank* só possui dois ficheiros. A tutela da totalidade da base de dados é da *Emergency Care Research Institute (ECRI)*, a qual exige o pagamento da licença permitir o acesso ao seu DVD com os sinais de ECG [194]. Por conseguinte, não se decidiu inclui-la neste projeto.

4.3.7 Softwares utilizados durante o desenvolvimento

Para a implementação de toda a metodologia exposta nesta secção utilizou-se a linguagem de programação *Python*, usando-se como *IDE* o *Eclipse*, e o *Matlab*. A utilização destas duas ferramentas visou o aproveitamento das vantagens que cada uma podia trazer em cada uma das etapas deste processo.

O *Matlab* foi utilizado essencialmente para o processo de extração de características. Para além da grande variedade de ferramentas que permitem auxiliar nesta tarefa, a extração dos sinais pode ser feita diretamente via *Matlab*, utilizando o *software PhysioToolkit* e que se encontra disponível na *PhysioNet* [104].

¹¹ Frequência de amostragem

Para a criação dos modelos de classificação utilizou-se o *Python* que contém uma biblioteca específica para esta tarefa: a *scikit-learn* [195]. Com esta permitiu-se a implementação dos classificadores *LDA* e *SVM* através das funções *LDA()* [196] e *SVC()* [197], sendo que neste último caso utilizou-se o *kernel* linear. Como é possível verificar, estas funções possuem ferramentas que permitem a manipulação de parâmetros específicos dos classificadores, bem como a obtenção das funções de decisão.

5 RESULTADOS

Neste capítulo começa-se por apresentar os resultados obtidos durante o desenvolvimento e teste do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco. Estes são seguidos pelos que foram obtidos durante o desenvolvimento do algoritmo de deteção do pulso carotídeo e pelos relatos dos profissionais de saúde aquando da utilização do sensor em contexto clínico. Encerra-se este capítulo com a apresentação dos resultados alcançados nos testes realizados ao sistema de apoio *AppLS*, constituído pela aplicação móvel com este nome associada à avaliação do ritmo cardíaco e deteção da administração de adrenalina.

5.1 Algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco

5.1.1 Desenvolvimento

Nesta etapa do desenvolvimento pretendia-se definir o melhor conjunto de características e os parâmetros adequados para que o algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco obtivesse o melhor desempenho possível. Para este fim, utilizou-se o conjunto de desenvolvimento apresentado na tabela 5.1. Como é possível verificar, estes dados (compostos por segmentos de ECG de 3 segundos) foram extraídos das bases de dados CU e MIT-BIH, bases de dados apresentadas na subsecção capítulo 4.3.6. A seleção de segmentos

teve o cuidado de englobar todos os ritmos cardíacos realçados pela AHA [118] e apresentados na tabela 4.2 do capítulo 4.

Tabela 5.1 - Conjunto de desenvolvimento do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco.

Grupo	Ritmo	CU	MIT-BIH	Total
Ritmos desfibrilháveis	FV	542	103	645
	TV (>150bpm)	20	623	643
	Ritmo sinusal	455	587	1042
Ritmos não desfibrilháveis	FA, Bradicardia, TSV, bloqueio, ritmo ideoventricular, CVP	33	390	423
	Assistolia	-	134	134

Tendo em conta que a frequência de amostragem dos sinais das bases de dados referidas são diferentes da frequência de amostragem que é utilizada na aquisição do sinal de ECG pela *RedBearLab nRF51822* e para que os segmentos utilizados tivessem a mesma frequência de amostragem (125Hz) utilizou-se a função *resample*, do *Matlab* [198].

5.1.1.1 Detecção de assistolias (fase 1)

Para o desenvolvimento desta componente do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco, e tendo em conta o reduzido número de segmentos de ECG associados a esta arritmia, procedeu-se a uma seleção de 140 segmentos com outros ritmos, formando um grupo constituído quer por outros ritmos não desfibrilháveis de vários tipos quer por ritmos desfibrilháveis (fibrilhações e taquicardias ventriculares). Isto permite que o classificador tenha em conta os vários tipos de ritmos cardíacos e, assim, consiga promover a separação destes do grupo formado pelas assistolias. Para efeitos de avaliação do desempenho, todos os ritmos avaliados corretamente neste grupo foram considerados como verdadeiros negativos.

Apresenta-se na figura 5.1 as curvas *ROC* (*Receiver Operating Characteristic*) para as três características avaliadas nesta fase do algoritmo. A curva *ROC* é uma representação da proporção de verdadeiros positivos (*True Positive Rate* - TPR, que é igual a *Se*) em função da proporção de falsos positivos (*False Positive Rate* - FPR, que é igual a $1 - Sp$). Esta representação é conseguida variando o limiar de deteção da característica em análise e constitui uma maneira simples de chegar a um único parâmetro de avaliação da desempenho através do cálculo da área abaixo da curva (*Integrated Receiver Operating Curve* – IROC) [199]. O valor deste parâmetro para cada característica encontra-se na tabela 5.2.

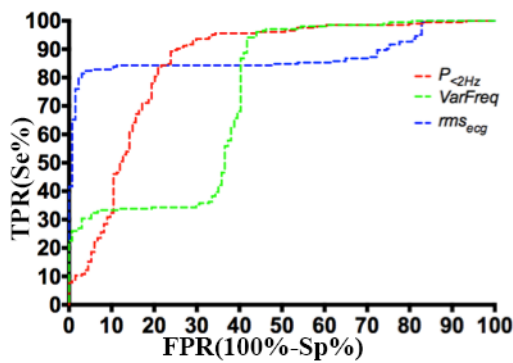


Figura 5.1 - Curvas ROC das características utilizadas na detecção de assistolias.

Tabela 5.2 - Valores da área abaixo da curva ROC.

Característica	IROC
<i>rms_{ecg}</i>	87.47
<i>P<2Hz</i>	85.02
<i>VarFreq</i>	73.37

Utilizando os métodos de classificação *LDA* e o *SVM*, e tendo em conta a estratégia de validação cruzada apresentada anteriormente, obtiveram-se os desempenhos médios da classificação com as três características apresentadas na tabela 5.3. Também se apresenta a significância do melhor desempenho obtido com o classificador *SVM* relativamente ao obtido pelo classificador *LDA*. Este valor obteve-se através do teste não paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*, considerando como hipótese nula (H_0) a igualdade de desempenho para os classificadores testados em 50 iterações de validação cruzada.

Tabela 5.3 – Desempenho dos classificadores testados e a probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p). A verde encontra-se a melhor classificação.

Classificador	Acc(%)	Se(%)	Sp(%)	PPV(%)	NPV(%)	K-S p
<i>LDA</i>	81.46	85.5	77.24	79.69	83.6	5.00×10^{-19}
<i>SVM</i>	93.69	93.5	93.88	94.1	93.25	-

Como é possível verificar na tabela 5.3, a utilização do classificador *SVM* apresenta resultados significativamente melhores ($p \leq 0.05$). Considerando que este utiliza um *kernel* linear, é possível otimizar o modelo através do parâmetro de regularização r que, por omissão, é igual a 1 na função *SVC()*¹². Tal como foi referido na secção 4.3.3.2, este parâmetro corresponde a uma penalização na função objetivo por observações mal distribuídas [185]. Na tabela 5.4 apresentam-se os valores indicadores de desempenho obtidos para classificações onde se variou o parâmetro r , bem como os valores obtidos para o teste de *Kolmogorov-Smirnov* que testa a significância da melhor classificação obtida com as outras classificações.

¹² Nesta função, o parâmetro r é representado pela letra C [197].

Tabela 5.4 – Desempenho do classificador SVM para diferentes valores de r e a probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p). A verde encontra-se a melhor classificação. A itálico está a classificação obtida com o valor do parâmetro r da função SVC() por omissão.

r	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	K-S p
0.01	92.48	92.36	92.61	92.89	92.06	0.017144
0.50	93.5	93.43	93.58	93.83	93.16	0.15463
0.10	93.98	93.86	94.1	94.33	93.62	-
<i>1</i>	<i>93.8</i>	<i>93.86</i>	<i>93.73</i>	<i>93.99</i>	<i>93.59</i>	<i>0.84095</i>
10	93.25	93.21	93.28	93.55	92.94	0.095096
20	93.57	93.36	93.81	94.03	93.11	0.84095
50	93.65	93.86	93.43	93.72	93.57	0.67794
100	93.94	93.86	94.03	94.26	93.61	0.99584

Como é apresentado na tabela 5.4, os melhores desempenhos são atingidos para um valor de r igual a 0,10. Porém, e tal como o teste não paramétrico realizado o demonstra, não é possível rejeitar a hipótese nula, que avalia se os desempenhos obtidos para as classificações da tabela 5.4 são iguais em 50 iterações de validação cruzada. Isto demonstra que a melhoria do desempenho não é estatisticamente significativa.

5.1.1.2 Detecção de ritmos desfibrilháveis (fase 2)

Esta fase englobou um conjunto de desenvolvimento mais amplo: 2753 segmentos de ECG dos quais 1288 eram associados a ritmos desfibrilháveis e 1465 associados a ritmos não desfibrilháveis onde já não se inclui as assistolias. Para além disto, esta fase englobou também um conjunto considerável de características, o que justificou a necessidade de recurso a métodos de seleção de características. De seguida apresentam-se os resultados deste processo de seleção, bem como os resultados que foram obtidos durante o desenvolvimento do modelo de classificação com um conjunto reduzido de características.

Seleção de características

Tendo em conta a matriz a $X_{N \times P}$, formada no processo de extração realizado para as N amostras do conjunto de desenvolvimento, testou-se os três métodos de seleção referidos na subsecção 4.3.4: SID, AGV e RFE. Os primeiros dois métodos foram testados com um classificador LDA, enquanto que para o RFE utilizou-se o classificador SVM. Na figura 5.2 apresenta-se os erros de classificação médios associados a cada método utilizado, bem como o número médio de características que estes selecionaram. Na tabela 5.5 apresentam-se os valores que deram origem aos gráficos apresentados na figura 5.2 e a significância do erro de

classificação médio mais baixo relativamente aos erros alcançados por outros algoritmos de seleção.

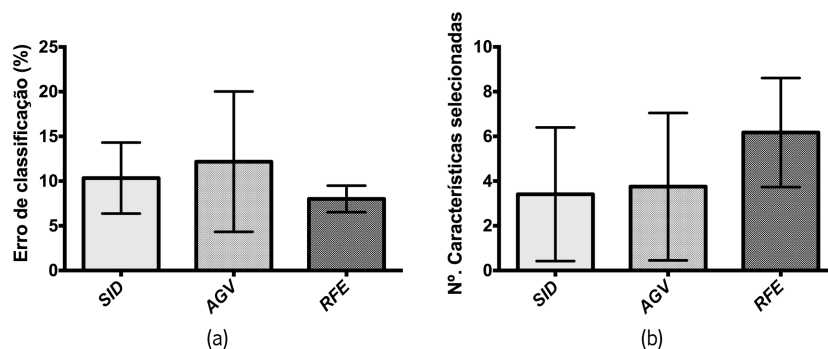


Figura 5.2 - Resultados médios obtidos em 100 validações por cada algoritmo de seleção de características: a) Média dos erros de validação; b) Média do número de características selecionadas.

Tabela 5.5 – Erro de classificação médio, desvio padrão, número de características médio selecionado, probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p) e o tempo de execução ($T_{\text{execução}}$) para cada método de seleção testado. O erro de classificação mais baixo está impresso a negrito.

	SID	AGV	RFE
Erro médio (%)	10.34	12.17	8.01
σ_{erro}	3.97	7.85	1.48
$C_{\text{médio}}(\sigma)^{13}$	3(4)	4(3)	6(2)
K-S p	9.12×10^{-9}	2.17×10^{-10}	-
$T_{\text{execução}} (s)$	556	86	719

O *RFE* foi o método que apresentou melhor desempenho, sendo os seus resultados significativamente melhores do que os apresentados pelos outros algoritmos. Por ordem ascendente de erros de classificação médios seguem-se o *SID* e o *AGV*. Quanto ao número de características selecionadas, estes selecionam em média um menor número por cada iteração do processo de validação cruzada.

Para estudar com mais detalhe a variação do erro médio de classificação de acordo com o número de características, apresenta-se na figura 5.3b os perfis de variação para os algoritmos *SID*, *AGV* e *RFE*, respetivamente. Os perfis obtidos são comparados com o perfil ideal apresentado na figura 5.3a. Aqui, as características estão ordenadas consoante o seu poder discriminativo, sendo o número de características ótimo atingido quando o erro mínimo é alcançado através da adição de características relevantes ou remoção de irrelevantes.

¹³ Número médio de características selecionadas ao longo de 100 validações para cada algoritmo de seleção, estando entre parêntesis o desvio padrão associado.

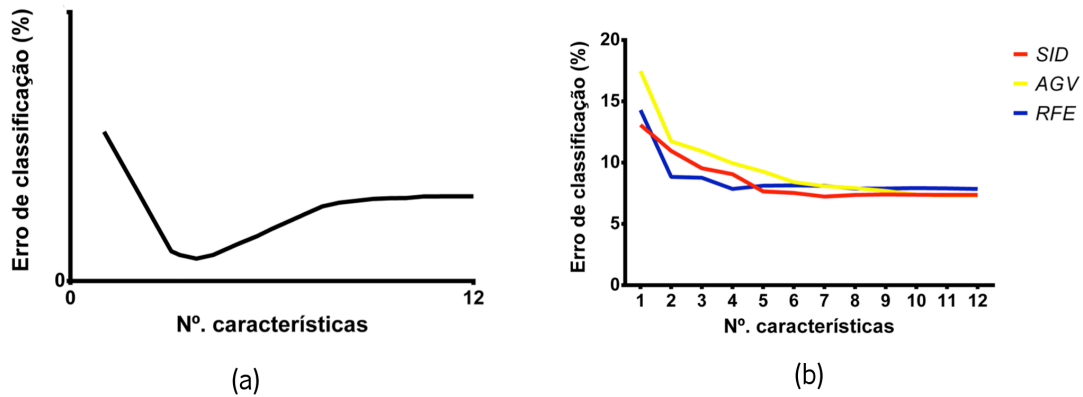


Figura 5.3 - Variação do erro de classificação médio com o número de características selecionado: a) no caso ideal; b) para os três algoritmos de seleção testados.

Na figura 5.4 apresenta-se um gráfico com a frequência de seleção para cada característica em cada um dos algoritmos de seleção testados sob as condições referidas anteriormente. Este aspeto é indicativo do poder discriminativo de cada característica, sendo este tanto maior quanto maior for o número de vezes que a característica é considerada relevante para o processo de classificação. Outro método utilizado para verificar o poder discriminativo de cada característica é o seu desempenho quando atuando isoladamente, sendo isto avaliado através das curvas *ROC* (figura 5.5) e valores da *IROC* (tabela 5.6).

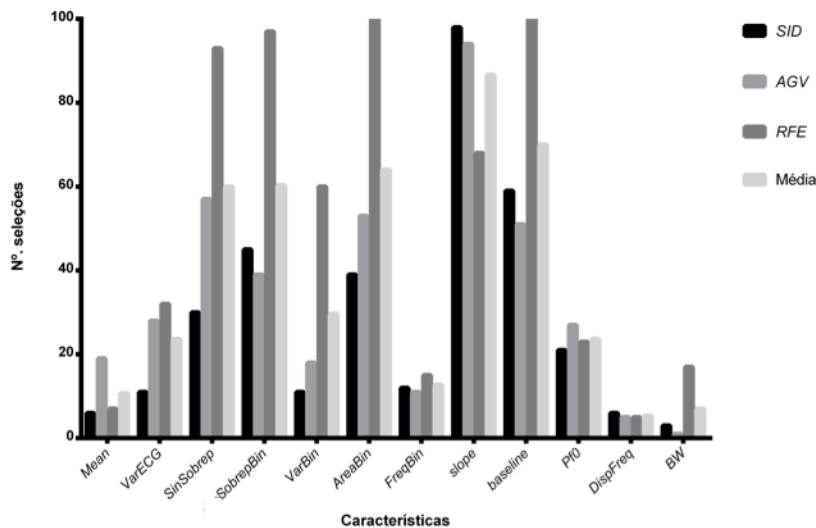


Figura 5.4 - Número de seleções para cada uma das características em cada um dos métodos de seleção e número de seleção médio.

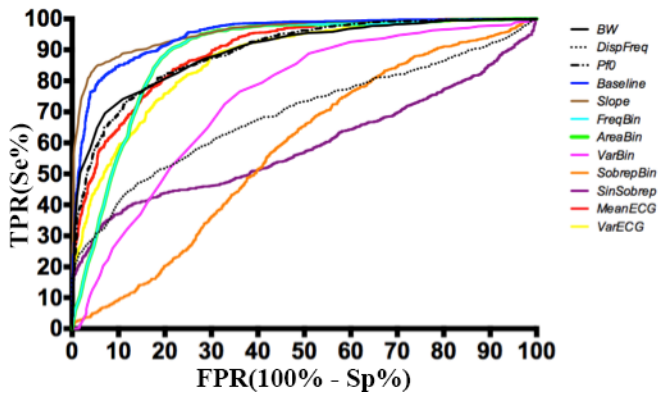


Figura 5.5 - Curvas ROC das características utilizadas na detecção de ritmos desfibrilháveis.

Tabela 5.6 - Valores da área abaixo da curva ROC.

Característica	<i>IROC</i>
<i>Slope</i>	95.61
<i>Baseline</i>	94.81
<i>BW</i>	89.61
<i>MeanECG</i>	89.40
<i>P_{j0}</i>	89.39
<i>AreaBin</i>	88.68
<i>FreqBin</i>	88.00
<i>VarECG</i>	86.70
<i>VarBin</i>	74.25
<i>DispFreq</i>	69.23
<i>SinSobrep</i>	58.98
<i>SobrepBin</i>	57.83

Otimização do modelo de classificação

Após a utilização dos métodos de seleção para facilitar a procura do melhor subconjunto de características em relação ao conjunto inicial, procedeu-se ao desenvolvimento do modelo de classificação correspondente à segunda fase do algoritmo. Tendo em conta os *rankings* de características obtidos através dos métodos *SID*, *AGV* e *RFE*, bem como um *ranking* conseguido através da média de seleção de cada característica, efetuou-se um conjunto de classificações com o *SVM* e *LDA* para um número variável de características. A validação de cada subconjunto testado é conseguida através da estratégia de validação cruzada utilizada nos algoritmos de seleção, sem considerar o ciclo interno de otimização de parâmetros. Analisando os resultados obtidos (anexo IX), escolheu-se a utilização do classificador *SVM* com o conjunto das 4 características mais selecionadas pelo algoritmo *RFE*: *Baseline*, *AreaBin*, *SobrepBin* e *SinSobrep* (por ordem decrescente de seleção).

Utilizando o teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov* testou-se a significância desta classificação relativamente às outras que foram obtidas. Tendo em conta os valores de *K-S p* para exatidões maiores do que a do classificador *SVM* (sombreados a vermelho nas tabelas do anexo IX), foi possível constatar que só para classificações com mais de 7 características é que os desempenhos foram significativamente melhores. Para além disto, a classificação com as características *Baseline*, *AreaBin*, *SobrepBin* e *SinSobrep* e classificador

SVM permite atingir uma especificidade mais alta, aspeto importante no desenvolvimento de algoritmos para avaliação do ritmo cardíaco em situações de PCR.

Aos pontos salientados anteriormente, ainda se junta a possibilidade de otimizar o valor de r . Na tabela 5.7 apresentam-se os desempenhos médios obtidos para classificações onde se variou este parâmetro. Também se apresenta a probabilidade de se aceitar como hipótese nula a igualdade de desempenhos entre valores de r para as 100 iterações subjacentes ao esquema de validação cruzada e que foi obtida recorrendo ao teste de *Kolmogorov-Smirnov*.

Tabela 5.7 - Desempenho do classificador *SVM* para diferentes valores de r e a probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p). A verde encontra-se a melhor classificação. A itálico está a classificação obtida com o valor do parâmetro r da função *SVC()* por omissão.

r	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	K-S p
0.01	60.38	15.39	99.93	99.5	57.33	1.5510 ⁻⁴⁸
0.1	91.36	89.99	92.56	91.4	91.32	0.0050427
0.5	92.16	90.37	93.73	92.68	91.72	0.44313
1	<i>92.13</i>	<i>90.35</i>	<i>93.7</i>	<i>92.65</i>	<i>91.7</i>	<i>0.44313</i>
5	92.29	91.01	93.41	92.39	92.2	0.89375
10	92.37	91.16	93.43	92.43	92.32	-
15	92.33	91.1	93.41	92.4	92.27	0.89375
20	92.32	91.09	93.41	92.39	92.27	0.89375
100	92.32	91.13	93.37	92.36	92.29	0.99948

Apesar da melhoria registada não ser significativa, consegue-se um aumento da sensibilidade do classificador, sendo este acompanhado por uma pequena diminuição da especificidade. Porém, esta ainda se mantém mais alta quando comparada com outras classificações com exatidões significativamente melhores.

5.1.2 Validação do algoritmo na *RedBearLab nRF51822*

Após o seu desenvolvimento, o algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco foi implementado na *RedBearLab nRF51822*. Procedeu-se à realização de testes para verificar a adequabilidade do algoritmo criado a esta plataforma.

Para a geração de sinais utilizou-se a *Teensy 3.1* (figura 5.6). Esta plataforma possui um

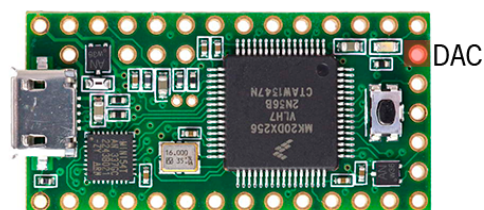


Figura 5.6 - *Teensy 3.1* (Adaptado de [200]). A vermelho encontra-se assinalada a saída digital correspondente ao *DAC*.

processador *ARM Cortex M4* de 32 bits funcionando a uma frequência de 72 MHz. A memória *RAM* é de 64 KB e a memória *Flash* de 256 KB. O desenvolvimento com esta plataforma é suportado pelo *IDE Arduino* através da utilização da *Teensyduino*. Possui também um conversor digital-analógico (*Digital-to-Analog Converter* - DAC), com uma resolução de 12 bits. Esta funcionalidade permite gerar um sinal de ECG analógico para ser adquirido pela *RedBearLab nRF51822* [200].

A validação do algoritmo envolveu duas etapas. Primeiramente verificou-se quais eram os desempenhos obtidos quando a decisão acerca da aplicação de um choque elétrico envolvia a classificação isolada de segmentos de ECG de 3 segundos. Numa segunda etapa, esta decisão era efetuada considerando a estratégia de confirmação envolvendo, no máximo, 4 segmentos consecutivos. Por conseguinte, criou-se o conjunto de teste apresentado na tabela 5.8, onde se apresenta o número de segmentos total utilizado para cada ritmo e o respetivo número de grupos de 4 segmentos entre parêntesis. Para além das bases de dados CU e MIT-BIH, recorreu-se também aos sinais de ECG gerados pelo *phantom SimMan® 3G* [201] utilizado durante as simulações de SAV a serem exploradas na secção 5.3.

Na tabela 5.9 apresentam-se os desempenhos obtidos quando a decisão do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco considerava os segmentos de ECG em isolado. Já a tabela 5.10 apresenta os desempenhos obtidos quando se considerou a avaliação de segmentos consecutivos. Os desempenhos apresentados para cada tipo de ritmo (terceira coluna) são comparados com as recomendações da AHA [118], enquanto que os desempenhos obtidos para os grupos de ritmos desfibrilháveis e não desfibrilháveis (quarta coluna) são comparados com as recomendações da norma *IEC 60601-2-4* [122].

Tabela 5.8 - Conjunto de teste do algoritmo na *RedBearLab nRF51822*. Entre parêntesis está o número de conjuntos de 4 segmentos.

Grupo	Ritmo	CU	MIT-BIH	<i>SimMan® 3G</i>	Total
Ritmos desfibrilháveis	FV	144(36)	56(14)	40(10)	240(60)
	TV (>150bpm)	12(3)	88(47)	36(9)	136(34)
	Ritmo sinusal	104(26)	96(24)	56(14)	256(64)
Ritmos não desfibrilháveis	FA, Bradicardia, TSV, bloqueio, ritmo	12(3)	92(23)	144(36)	248(62)
	ideoventricular, CVP				
	Assistolia	-	60(15)	40(10)	100(25)

Tabela 5.9 – Desempenho do algoritmo implementado na *RedBearLab nRF51822* quando se considerou a avaliação dos segmentos de ECG em isolado. A cor vermelha estão assinalados os desempenhos que não obedecem às recomendações da AHA [118] e da norma IEC 60601-2-4 [122].

Grupo	Ritmo	Desempenho obtido (ritmo)(%)	Desempenho obtido (grupo) (%)
Ritmos desfibrilháveis	FV	97.08	95.48
	TV (>150bpm)	92.65	
	Ritmo sinusal	92.96	
Ritmos não desfibrilháveis	FA, Bradicardia, TSV, bloqueio, ritmo ideoventricular, CVP	87.77	90.79
	Assistolia	92.72 ¹⁴	

Tabela 5.10 - Desempenho do algoritmo implementado na *RedBearLab nRF51822* quando se considerou a avaliação consecutiva de segmentos de ECG. A cor vermelha estão assinalados os desempenhos que não obedecem às recomendações da AHA [118].

Grupo	Ritmo	Desempenho obtido (ritmo)(%)	Desempenho obtido (grupo) (%)
Ritmos desfibrilháveis	FV	95	92.55
	TV (>150bpm)	88.24	
	Ritmo sinusal	98.44	
Ritmos não desfibrilháveis	FA, Bradicardia, TSV, bloqueio, ritmo ideoventricular, CVP	96.15	97.74
	Assistolia	100	

Em relação a tempos de execução do algoritmo de avaliação verifica-se que, para um segmento de ECG de 3 segundos, o algoritmo implementado na *RedBearLab nRF51822* demora em média 85 ms para decidir se esse segmento pertence a uma assistolia (fase 1). Já a fase 2 é mais demorada, tendo um tempo de execução médio de 255 ms.

5.1.3 Exemplos de segmentos mal classificados

Nesta subsecção apresentam-se alguns exemplos de classificações erradas obtidas durante o teste ao algoritmo. Nas figuras 5.7 e 5.8 são apresentados dois segmentos classificados erradamente na fase 1 do algoritmo, onde se pretende detetar assistolias,

¹⁴ Dos segmentos bem classificados como não desfibrilháveis, 3 destes foram classificados na segunda fase do algoritmo.

Resultados

enquanto nas figuras 5.9, 5.10 e 5.11 apresentam-se três segmentos mal classificados na fase 2. Estes exemplos são devidamente acompanhados pelas transformações necessárias para a obtenção das características utilizadas.

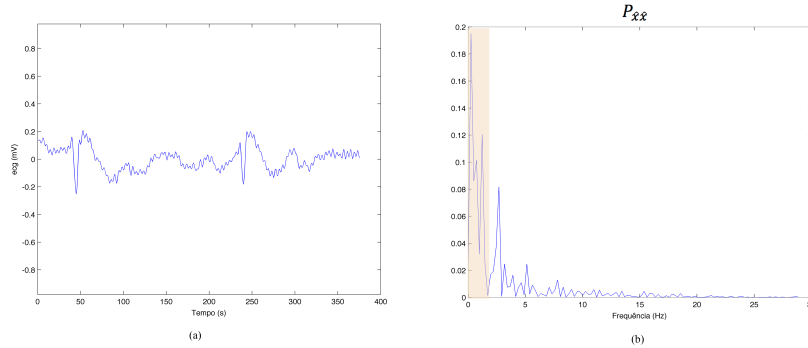


Figura 5.7 - Bradicardia mal classificada como assistolia: a) Sinal original; b) Densidade de probabilidade $P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$.

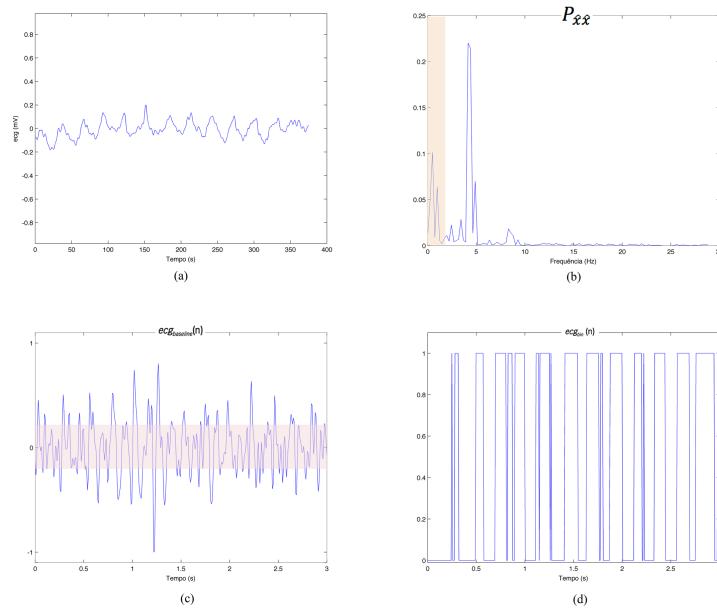


Figura 5.8 - Assistolia mal classificada como FV: a) Sinal original; b) Densidade de probabilidade $P_{\hat{x}\hat{x}}(f)$; c) Sinal processado para obter *Baseline* ($ecg_{baseline}$); d) Sinal binarizado (ecg_{bin}).

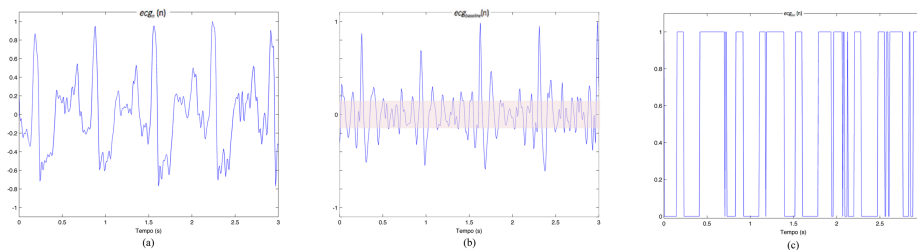


Figura 5.9 - Ritmo normal sinusoidal mal classificada como ritmo desfibrilhável: a) Sinal normalizado (ecg_n); b) Sinal processado para obter a característica *Baseline* ($ecg_{baseline}$); c) Sinal binarizado (ecg_{bin}).

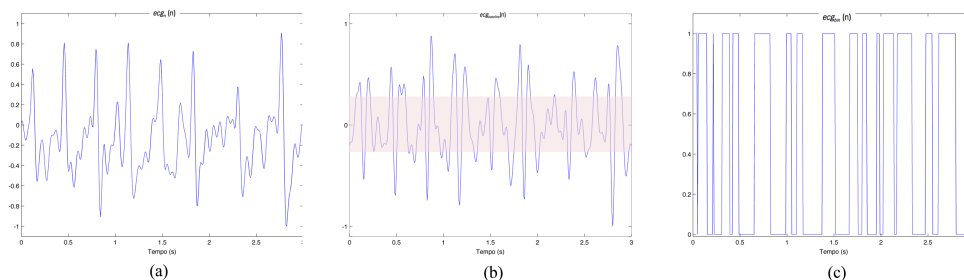


Figura 5.10 - Fibrilhação auricular (150bpm) mal classificada como ritmo desfibrilhável: a) Sinal normalizado (ecg_n); b) Sinal processado para obter a característica *Baseline* ($ecg_{baseline}$); c) Sinal binarizado (ecg_{bin}).

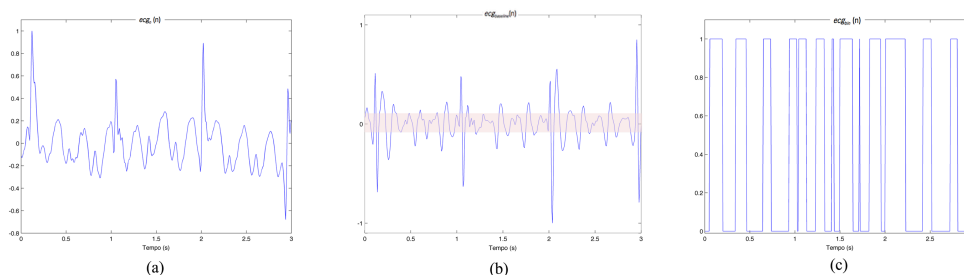


Figura 5.11 - Taquicardia ventricular mal classificada como ritmo não desfibrilhável: a) Sinal normalizado (ecg_n); b) Sinal processado para obter a característica *Baseline* ($ecg_{baseline}$); c) Sinal binarizado (ecg_{bin}).

5.2 Sensor de Pulso

5.2.1 Desenvolvimento do algoritmo de detecção do pulso carotídeo

O algoritmo para detecção de pulso foi desenvolvido utilizando o conjunto de desenvolvimento apresentado na tabela 5.11 composto por segmentos de sinal extraídos da base de dados *MIMIC*. O grupo de sinais com pulso foi constituído essencialmente por sinais obtidos por sensores de *PPG* correspondentes a situações de hipotensão, onde o pulso era fraco.

Tabela 5.11 - Conjunto de desenvolvimento do algoritmo detecção do pulso carotídeo.

Classificação	Número de segmentos
Com Pulso	162
Sem Pulso	85

Na figura 5.12 encontra-se apresentada a curva *ROC* obtida variando o limiar de detecção de rms_{pulse} . Foi a partir daqui que se encontrou o limiar de detecção ótimo que permitiu uma separação perfeita dos dois grupos em análise, uma vez que há uma classificação para a qual a sensibilidade e a especificidade são de 100% (ponto de coordenadas (0,100)).

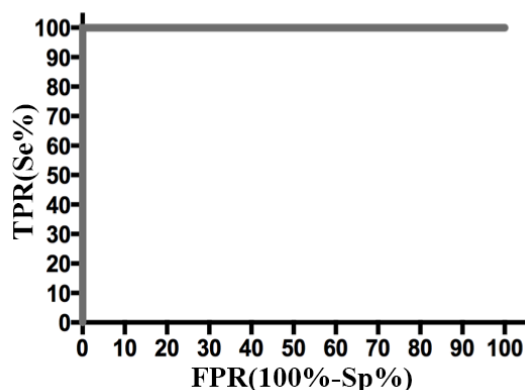


Figura 5.12 - Curva *ROC* do algoritmo de detecção do pulso carotídeo.

5.2.2 Testes do sensor de pulso em ambiente hospitalar

O sensor de pulso, em conjunto com a aplicação móvel *PulseGraph*, foi testado em ambiente hospitalar, em pacientes da unidade de cuidados intensivos e do bloco operatório. Os testes realizados foram divididos em duas fases: os testes com a fita de velcro, e os testes com a fita adesiva. Estes permitiram obter indicações acerca da usabilidade e eficácia na detecção de pulso.

1ª fase

Nesta primeira fase, os testes foram realizados com a finalidade de avaliar a usabilidade por parte dos profissionais de Saúde. O sensor foi utilizado como um colar, em pacientes sob o efeito de anestesia geral (figura 5.13).



Figura 5.13 - Colocação do sensor de pulso tendo a tira de velcro como suporte.

Na tabela 5.12 apresentam-se algumas características anatómicas do pescoço e os estados clínicos dos pacientes que testaram o colar de sensores, bem como as pressões arteriais médias (PAM) registadas após colocação e estabilização do sensor.

Tabela 5.12 – Características dos pacientes onde o sensor de pulso foi usado na 1ª fase de testes.

Paciente	Anatomia do pescoço	PAM ¹⁵	Estado clínico
1	Curto	93	Choque séptico ¹⁶
2	Normal	95	Choque séptico
3	Normal	100	Traumatismo Crânio-encefálico ¹⁷
4	Normal	NR ¹⁸	Normal (após PCR)
5	Normal	65	Ataxia Espinocerebelar ¹⁹ , Instabilidade hemodinâmica ²⁰ , fibrilhação auricular com resposta rápida ventricular
6	Curto e espesso	88, 61, 43	Anestesia geral
7	Curto	97, 39	Anestesia geral
8	Normal	82, 90	Anestesia geral
9	Normal	NR	Anestesia geral
10	Normal	-	PCR

No geral, a colocação do colar foi feita sem dificuldades, mesmo em pacientes que possuíam um pescoço com uma anatomia difícil. Porém, o profissional de saúde que usou o sensor no paciente 2 relatou demoras na sua colocação, referindo também que eram necessárias duas pessoas para este procedimento, uma para levantar a cabeça e a outra para o ajustar na posição correta.

Os profissionais de saúde que usaram o sensor nos pacientes 3 e 6 relataram a necessidade de o colocar muito justo ao pescoço para permitir uma visualização do sinal adequada. Desta situação pode originar complicações, como por exemplo o aumento da pressão intracraniana (PIC), evento que foi efetivamente registado no paciente 3. Os valores normais para este indicador situam-se entre os 7 e os 15 mmHg [202]. Antes da colocação do sensor, o seu valor era de 12 mmHg, aproximadamente. Com a colocação do sensor, este valor aumentou para 21 mmHg.

Em todos os casos, os profissionais de saúde conseguiram a visualização da onda de pulso na aplicação *PulseGraph*, o que lhes permitiu fazer um diagnóstico imediato através da sua análise e, assim, saber se existia ou não pulso. Destaca-se aqui a deteção de pulso em

¹⁵ Calculada tendo em conta a seguinte expressão: $PAM = PAD + \frac{1}{3} \times (PAS - PAD)$, onde PAS representa a pressão arterial sistólica e PAD a pressão arterial diastólica [7].

¹⁶ Sepsis severa que se deve à entrada de um agente infeccioso no organismo, provocando inflamação e hipotensão [7].

¹⁷ Traumatismo craniano que se deve à aplicação de uma força externa e que causa um ferimento traumático no cérebro [7].

¹⁸ Não registada

¹⁹ Doença genética caracterizada pela perda neuronal em algumas regiões do cérebro e que conduz essencialmente à perda de algumas capacidades motoras [7].

²⁰ Pressão arterial instável

Resultados

situações de hipotensão (PAM < 65mmHg [7]) nos pacientes 6 e 7, mesmo estes possuindo uma anatomia do pescoço complicada. Destaca-se também a detecção de pulso no paciente 4, que se encontrava em *ROSC* após uma situação de PCR. Porém, para a confirmação de diagnóstico acerca do pulso carotídeo, os profissionais de saúde referiram a necessidade de ter um lado do pescoço livre para um fácil acesso à artéria carótida, o que é difícil considerando que o sensor foi desenhado em forma de colar.

2ª fase

A segunda fase de testes incluiu a utilização da fita adesiva como suporte do sensor (figura 5.14), bem como o algoritmo específico para a detecção de pulso.



Figura 5.14 - Colocação do sensor de pulso tendo a fita adesiva como suporte.

Na tabela 5.13 apresentam-se as características associadas a cada paciente onde foi colocado o sensor.

Tabela 5.13 - Características dos pacientes onde o sensor de pulso foi usado na 2ª fase de testes.

Paciente	Anatomia do pescoço	PAM	Estado clínico
11	Normal	70	Choque hipovolêmico
12	Curto	64	Anestesia Geral
13	Normal	80	Anestesia Geral
14	Normal	38	Choque hipovolêmico, Fibrilhação auricular
15	Normal	55	Anestesia Geral
16	Curto e espesso	65	Traumatismo Crânio-encefálico

A partir dos relatos obtidos dos profissionais de saúde, verificou-se que a utilização da fita adesiva para suporte do sensor promove uma colocação mais fácil e rápida, não

envolvendo as complicações associadas à utilização do sensor como colar, como por exemplo a necessidade de recorrer a um segundo profissional de saúde para a sua colocação. Outro aspeto salientado foi a facilidade de acesso ao lado livre do pescoço para palpação do pulso carotídeo.

Em relação à deteção de pulso que, nesta fase, é promovida principalmente pelo algoritmo de deteção desenvolvido, conseguiu obter-se diagnósticos corretos deste para todos os casos apresentados. Destaca-se aqui a hipotensão dos pacientes 12, 14 e 15, estando o paciente 14 em choque hipovolémico, condição clínica associada à perda de volume sanguíneo.

A raridade de paragens cardiorrespiratórias requereu a necessidade de outros testes para a validação do algoritmo para deteção de pulso carotídeo. Por conseguinte, o sensor foi colocado sob a artéria radial em cinco voluntários diferentes e utilizou-se uma braçadeira de tensões no braço (figura 5.15). Com o auxílio



Figura 5.15 - Colocação da braçadeira de tensões no braço [203].

da bomba de insuflação, aumentou-se a pressão que esta braçadeira exercia sobre o braço imobilizado. Quando a pressão ultrapassa a tensão arterial sistólica, ocorre a interrupção momentânea de pulso radial [203]. A desinsuflação da bomba permitia o retorno do pulso. Em várias medições efetuadas com este procedimento, o algoritmo implementado detetou corretamente a ausência de pulso conforme esperado, demorando em média 8 segundos para apresentar a deteção de ausência de pulso. Quando se permitia o retorno do pulso, o algoritmo detetava a presença de pulso em 5 segundos.

A realização dos testes do sensor de pulso quer com o adesivo quer com a tira de velcro permitiu constatar que este é suscetível a artefactos causados por movimentos bruscos. Estes artefactos, constituídos por componentes de alta amplitude, afetam o desempenho do algoritmo. Outro aspeto comumente referido pelos profissionais de saúde foi a existência de fios que, para além de tornarem mais complicada a colocação do sensor, afetam também a aquisição do sinal.

5.3 Sistema de apoio *AppLS*

Para avaliar a usabilidade e a adequabilidade do sistema de apoio *AppLS* criado, foi realizado um conjunto de testes com profissionais de saúde que aplicam regularmente o SAV. Os profissionais de saúde foram divididos em dois grupos durante uma simulação de SAV com o *phantom SimMan*[®] 3G: o grupo 1 utilizou o SAV com o auxílio do sistema de apoio *AppLS* e o grupo 2 aplicou o SAV normalmente sem ajuda. Nestes testes foi considerada a aplicação móvel *AppLS* associada à seringa instrumentada e ao *software* de avaliação do ritmo cardíaco. O sensor de pulso foi deixado de fora porque o pulso simulado pelo *phantom SimMan*[®] 3G é mecânico, não havendo variações de volume sanguíneo que pudessem ser detetadas pelo sensor desenvolvido.

Para a avaliação da aplicação móvel *AppLS* utilizou-se o inquérito enunciado na secção 2.5. A avaliação da seringa instrumentada, usada para simular a administração de adrenalina, foi feita tendo em conta os relatórios gerados pela aplicação móvel após o fim de cada simulação em que se utilizou o sistema de apoio *AppLS*.

Antes de se apresentarem os resultados obtidos para os testes efetuados ao sistema de apoio ao SAV, faz-se uma breve descrição do ambiente de simulação e da situação de PCR simulada.

Ambiente de Simulação

O ambiente de simulação, apresentado na figura 5.16a, é constituído por equipamentos de monitorização e tratamento de pacientes. Destacam-se os mecanismos de ventilação, de administração de fármacos e de desfibrilhação. Para simular uma situação de PCR utilizou-se o *SimMan*[®] 3G (figura 5.16b). Este *phantom* é um simulador humano completamente controlado sem fios que pode manifestar sintomas fisiológicos e neurológicos. A sua alimentação é feita através de duas baterias que permitem fornecer uma tensão nominal de 14.8 V a uma taxa de transferência de 4.6 Ah. É simples de operar e possui um leque de características ótimas para aprendizagem (um sistema de reconhecimento de administração de fármacos, mecanismos para inserção de ventilação e vias aéreas avançadas, permissão de acessos vasculares intravenosos e intraósseos, manifestações cardíacas e respiratórias variadas, secreções e movimentos oculares). Permite também a realização de tarefas mais específicas, destacando-se as simulações de PCR [201].



Figura 5.16 - Simulação de uma situação de PCR: a) Sala de simulação; b) *Phantom SimMan*[®] 3G.

Situação de paragem cardiorrespiratória simulada

Considera-se então o ambiente de simulação referido como a sala de emergência onde se encontra um doente (*phantom SimMan*[®] 3G) que colapsou na sala de espera. Este doente é um indivíduo do sexo masculino de 62 anos que entrou no hospital pálido e com dor epigástrica. Tem como antecedente um enfarte agudo do miocárdio que, em 2013, o levou a ser submetido a uma angioplastia²¹. Desde então se tem revelado assintomático. Para além disto, relatam-se hábitos tabágicos frequentes.

Quando o sujeito de teste chega à sala de emergência, este encontra um enfermeiro e o paciente que colapsou, não se verificando a ocorrência de manobras. Inicia-se então a reanimação, sendo o primeiro ritmo avaliado uma fibrilhação ventricular, ritmo para o qual se simula a aplicação de uma desfibrilhação. Esta situação mantém-se irreversível nos primeiros três ciclos, devendo efetuar-se a administração de amiodarona e adrenalina após a terceira desfibrilhação. Aquando da avaliação do ritmo no quarto ciclo, verifica-se a passagem para uma situação de assistolia, ritmo não desfibrilhável. No quinto ciclo acontece *ROSC*.

5.3.1 Suporte Avançado de Vida: análise comparativa do desempenho com e sem o sistema de apoio *AppLS*

Para a realização dos testes no ambiente de simulação descrito, nove profissionais de saúde voluntariaram-se, sendo posteriormente divididos de forma aleatória pelos dois grupos experimentais. Na tabela 5.14 são apresentados os sujeitos de teste utilizados neste estudo, bem como uma descrição da frequência do uso dos protocolos de SAV no último ano.

²¹ Tratamento das obstruções das artérias coronárias para aumentar o fluxo de sangue para o coração [12].

Resultados

Tabela 5.14 – Sujeitos de teste utilizados no estudo.

Sujeito de teste	Número de utilizações do SAV no último ano	Utilização do sistema <i>AppLS</i> ?
1	>12	Sim
2	0	Sim
3	>12	Sim
4	4-12	Sim
5	>12	Sim
6	4-12	Não
7	>12	Não
8	4-12	Não
9	1-3	Não

A avaliação de cada sujeito de teste foi feita recorrendo a três simulações, permitindo assim a análise da sua evolução. Em cada uma das simulações, a sua avaliação foi feita de acordo com a realização ou não de ações/decisões essenciais, também denominadas *learner events*, por uma pessoa devidamente formada em SAV e com utilização frequente deste protocolo. Por cada *learner event* considerado corretamente em cada ciclo de reanimação, o sujeito de teste recebia um ponto. Transversalmente a esta avaliação também se verificava se o sujeito de teste tinha em conta os procedimentos médicos a realizar para diagnóstico e tratamento das causas da PCR, atribuindo-se também um ponto para cada *learner event* deste género. Na tabela 5.15 apresentam-se as ações que foram contabilizadas nesta pontuação.

Tabela 5.15 – Sistema de pontuação.

	<i>Learner events</i>	Pontuação máxima
1º ciclo (FV)	Avaliação de pulso; Monitorização; Identificação do ritmo; Desfibrilhação; RCP.	5
2º ciclo (FV)	Interrupção do CPR; Identificação do ritmo; Desfibrilhação; RCP.	4
3º ciclo (FV)	Interrupção da RCP; Identificação do ritmo; Desfibrilhação; Administração de adrenalina; Administração de amiodarona; RCP.	6
4º ciclo (Assistolia)	Interrupção do RCP ; Identificação do ritmo; Não administração de adrenalina; RCP.	4
5º ciclo (ROSC)	Interrupção do RCP; Identificação do ritmo; Avaliação do pulso.	3
Procedimentos médicos	Ventilação; Auscultação; Acesso Vascular + Análise sanguínea; Perfusão de fluídos; Monitorização da temperatura; Histórico Médico.	6

Se o sujeito de teste cumprisse o algoritmo de SAV sem falhas, recebia uma bonificação de 2 pontos. Por conseguinte, a pontuação máxima com a qual se poderia acabar uma simulação era de 30 pontos.

No total, foram efetuadas 27 simulações, estando os resultados detalhados para cada uma destas no anexo X. A média de desempenhos para cada grupo de teste são apresentadas na figura 5.17. Foi realizado o teste *Kolgomorov-Smirnov* para verificar se o desempenho dos dois grupos apresentava uma distribuição normal. Obteve-se um valor de p menor que 0.05 (2.529×10^{-13}) logo recorreu-se a testes não paramétricos para comparar a média de desempenho entre os dois grupos. Utilizando o teste de *Mann-Whitney* (M-W), verificaram-se diferenças significativas no desempenho dos dois grupos em análise ($p = 0.0059$).

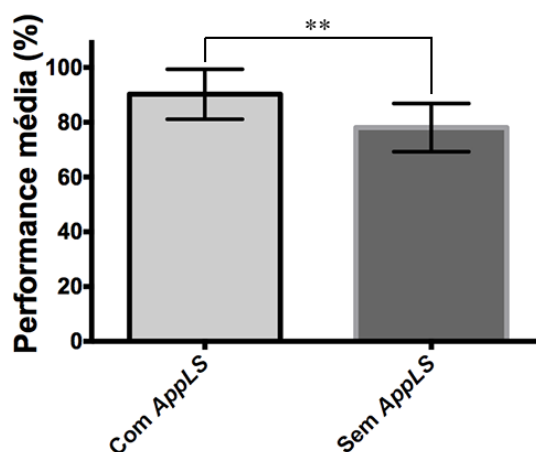


Figura 5.17 - Desempenho média para cada grupo de teste.

Estudou-se também o desempenho dos dois grupos em cada um dos conjuntos de *learner events* apresentados na tabela 5.15. Cada grupo obteve os desempenhos médias apresentadas na figura 5.18. Para cada conjunto de *learner events* realizou-se o teste *Kolgomorov-Smirnov* para verificar se o desempenho dos dois grupos apresentava uma distribuição normal. Como todos os valores de p eram menores que 0.05, realizou-se o teste de *Mann-Whitney* para comparar a média de desempenho entre os dois grupos. Analisando os valores apresentados na tabela 5.16, percebe-se que só há diferenças significativas (M-W $p < 0.05$) para os conjuntos de *learner events* do quarto ciclo de ressuscitação (assistolia) e da verificação dos procedimentos médicos.

Resultados

Tabela 5.16 - Probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de normalidade (K-S p) e no teste de significância (M-W p) para cada conjunto de *learner events*.

	K-S p	M-W p
1º ciclo (FV)	3.41×10^{-12}	0.3623
2º ciclo (FV)	2.89×10^{-15}	0.9144
3º ciclo (FV)	2.734×10^{-14}	0.7120
4º ciclo (Assistolia)	2.89×10^{-15}	2.4408×10^{-4}
5º ciclo (ROSC)	2.74×10^{-14}	0.2517
Procedimentos	6.98×10^{-9}	0.0109

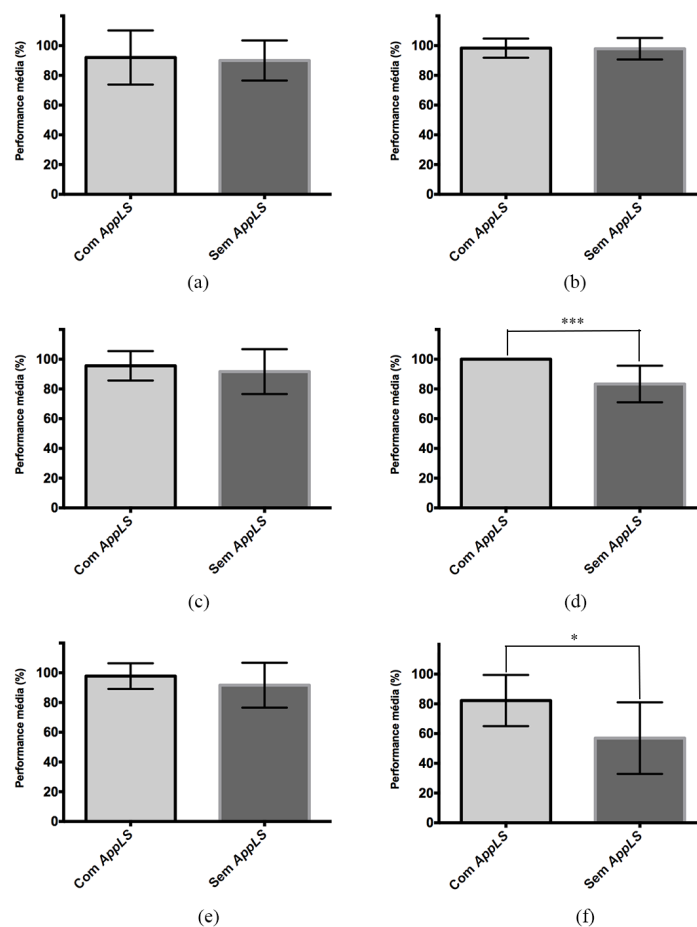


Figura 5.18 - Desempenho médio para cada grupo de teste nos conjuntos de *learner events*: a) 1º Ciclo (FV); b) 2º Ciclo (FV); c) 3º Ciclo (FV) d) 4º Ciclo (Assistolia); e) 5º Ciclo (ROSC); f) Verificação dos procedimentos médicos.

Com este estudo também se pretendia avaliar a evolução dos desempenhos dos sujeitos dos dois grupos ao longo das simulações realizadas. Para tal, apresenta-se na figura 5.19a a evolução do desempenho médio dos dois grupos, enquanto nas figuras 5.19b e 5.19c regista-se a evolução de cada sujeito de teste de cada grupo.

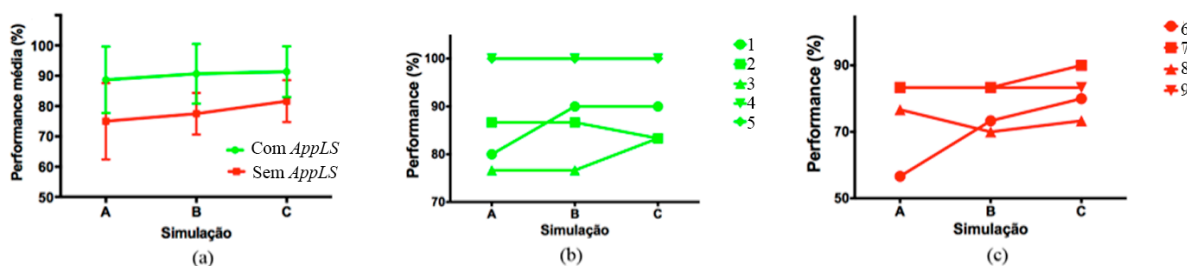


Figura 5.19 - Evolução do desempenho com as simulações: a) Evolução média para cada grupo; b) Evolução dos indivíduos que utilizaram a *AppLS*; c) Evolução dos indivíduos que não utilizaram a *AppLS*.

5.3.2 Avaliação da aplicação móvel *AppLS*

O inquérito para avaliação da aplicação móvel *AppLS* (anexo I) foi preenchido pelos profissionais de saúde após a utilização desta em simulações de paragens cardiorrespiratórias. Para além dos inquéritos dos 5 sujeitos de teste pertencentes ao grupo que utilizou este recurso informático no SAV, foram contabilizados 6 outros inquéritos realizados por profissionais de saúde que não pertencem ao estudo descrito anteriormente.

Foram contabilizadas quantas respostas de um determinado grau (de 1 até 5, de acordo com a avaliação apresentada na tabela 2.2) foram atribuídas a cada um dos itens avaliados em cada um dos componentes em avaliação (Algoritmo de Suporte Avançado de Vida, Registo, Estética e Utilização). Na figura 5.20 apresenta-se os resultados desta análise. A análise desta figura deve ser acompanhada da leitura do inquérito apresentado no anexo I.

5.3.3 Seringa instrumentada

A administração de adrenalina era efetuada corretamente apenas no terceiro ciclo de cada simulação. Para esta ação foi disponibilizada a seringa instrumentada aos sujeitos do grupo de teste que utilizaram o sistema de apoio *AppLS*. Nas 15 simulações realizadas com o sistema de apoio *AppLS*, esta seringa detetou a administração de adrenalina em 10, contabilizando uma taxa de deteção de 66,67%.

Resultados

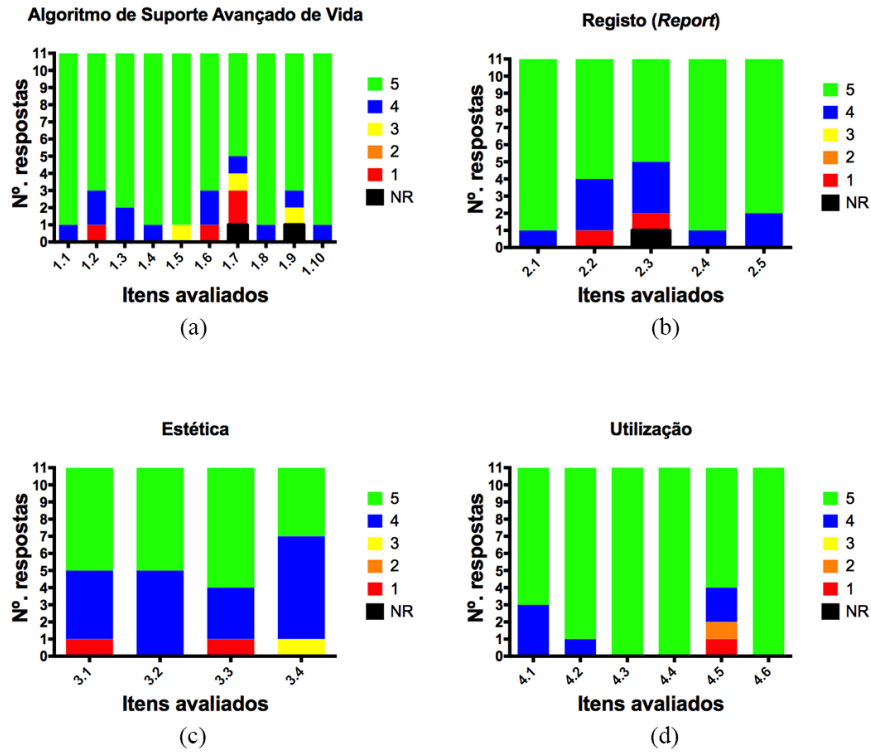


Figura 5.20 - Resultados do inquérito realizado aos profissionais de saúde que utilizaram a aplicação: a) Algoritmo de Suporte Avançado de Vida; b) Registo (*Report*); c) Estética; d) Utilização. *NR* contabiliza o número de vezes que cada item não foi respondido.

6 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo realiza-se a discussão dos resultados obtidos. Este capítulo segue a estrutura do capítulo V, o que significa que são discutidos pela ordem apresentada os resultados obtidos durante o desenvolvimento e teste do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco, os resultados associados ao sensor de pulso desenvolvido e os resultados alcançados nos testes realizados com o sistema de apoio *AppLS*.

6.1 Algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco

6.1.1 Desenvolvimento

6.1.1.1 Detecção de assistolias (fase 1)

A partir da análise das curvas *ROC* exibidas na figura 5.1 e dos valores de *IROC* apresentados na tabela 5.2, é possível verificar que a rms_{ecg} é a característica que apresentou um melhor desempenho, quando considerada de forma isolada. No entanto, este desempenho não é perfeito devido às assistolias com focos ectópicos. A $P_{<2Hz}$ é a característica espectral que demonstrou melhor desempenho, destacando-se aqui a tendência para especificidades baixas que é devida à proximidade de valores que esta característica adquire para assistolias e ritmos normais com frequências cardíacas baixas (bradicardias). Já a curva *ROC* da *VarFreq*

realça o seu mau desempenho quando isolada porque a variância espectral também é reduzida para ritmos desfibrilháveis.

Para o grupo dos ritmos que não são assistolias foram selecionados segmentos das várias vertentes de ritmos do conjunto de desenvolvimento apresentado na tabela 5.1. Isto permitiu garantir um equilíbrio no número de amostras para cada grupo, o que fez com que nenhum grupo tivesse um maior peso na fase de aprendizagem. Para além disto, com a seleção de várias vertentes de ritmos, garantiu-se que o classificador aprendesse sobre todos os outros ritmos.

O facto de o classificador *SVM* apresentar resultados consideravelmente melhores do que o classificador *LDA* (ver tabela 5.3) levantou a hipótese de as características utilizadas não seguirem uma distribuição normal multivariada que afeta o desempenho do *LDA* [183]. Para verificar esta hipótese, procedeu-se ao teste de normalidade para cada uma das características recorrendo ao teste de *Kolmogorov-Smirnov*. A partir da análise da tabela 6.1, foi possível considerar que a distribuição dos dados poderia não ser adequada para implementar o *LDA* devido à não normalidade da distribuição das características.

Tabela 6.1 - Probabilidade de se aceitar a hipótese nula no teste de significância (K-S p) que considera que as distribuições das características dos ritmos de ECG em estudo são normais.

Característica	K-S p
rms_{ecg}	2.9×10^{-225}
$P_{<2Hz}$	2.78×10^{-66}
$VarFreq$	1.01×10^{-220}

A não normalidade da distribuição das características afeta o desempenho do classificador *LDA* porque este se baseia na média e na variância de todas as observações de cada grupo para o problema da classificação. Já o classificador *SVM* só se baseia nas observações mais próximas de cada grupo (vetores de suporte) para a criação de um hiperplano de separação ótimo [185]. Quanto maior for a maximização da distância entre este hiperplano e os vetores de suporte, maior será a capacidade de generalização do classificador, o que permite a este classificar corretamente uma nova observação nunca vista [204].

O classificador *SVM* ainda passou pelo processo de otimização baseado no parâmetro de regularização r , mostrando-se os resultados desta otimização na tabela 5.4. Porém, as melhorias registadas não foram estatisticamente significativas. O pior desempenho foi obtido para um valor de r igual a 0,01. Isto significa que a diminuição da penalização atribuída a observações mal classificadas durante o treino não permitiu uma aprendizagem adequada do

classificador que demonstrou-se mais débil perante novas observações nunca vistas. Já o aumento do parâmetro r conduziu geralmente a um melhor desempenho do classificador, não ocorrendo o *overfitting* que normalmente se associa ao aumento da penalização [185].

6.1.1.2 Detecção de ritmos desfibrilháveis (fase 2)

Seleção de características

Olhando quer para os gráficos da figura 5.2 quer para os valores mostrados na tabela 5.5 consegue-se perceber facilmente que é possível criar um modelo de classificação com bom desempenho e com um menor número de características. Destaca-se desta coletânea de resultados o algoritmo *RFE*, que apresentou um erro de classificação significativamente mais baixo do que os outros algoritmos de seleção. No entanto, estes dois últimos selecionaram em média um menor número de características, o que poderá explicar de alguma maneira os seus erros de classificação mais elevados.

Em relação aos tempos de execução, o *AGV* foi mais rápido do que o *SID* e *RFE*. Isto justifica-se porque o *AGV* é um método do tipo filtro, não se baseando num classificador para avaliar o poder discriminativo de cada característica [187], [190], [191]. Já o *RFE* apresenta maiores tempos de execução devido ao facto do conjunto de desenvolvimento ser constituído por um grande número de observações, o faz com que a fase de aprendizagem do classificador *SVM* seja demorada [205]. Acrescenta-se a isto a estratégia de validação cruzada com dois ciclos, o que faz com que o tempo de execução seja longo.

Os perfis de variação do erro médio de classificação para os três métodos de seleção estudados apresentados na figura 5.3b são comparados com o perfil de variação ideal apresentado na figura 5.3a. Numa primeira análise constata-se que o perfil obtido com o *AGV* foi o que menos se aproximou do perfil ideal uma vez que não foi atingida a convergência ideal que se pretendia. No início é possível notar uma diminuição mais acentuada do erro, o que permite concluir que características com grande poder discriminativo foram incluídas aqui. No entanto, o erro continua a decrescer até que se atinge o conjunto total de características. Isto parece indicar que o poder discriminativo de algumas características foi depreciado, o que as levou a serem selecionadas em fases mais tardias do processo de seleção.

Os perfis obtidos para o *SID* e *RFE* apresentaram uma convergência para um número de características que não totaliza o conjunto total apresentado inicialmente. Para além disto, o erro médio manteve-se constante quer com a remoção inicial de características no *RFE* quer com a seleção para iterações mais elevadas no *SID*. Isto permite concluir que existem

características que pouco acrescentam ao processo de classificação e que não justificam a sua inclusão num modelo de classificação sob pena de apenas aumentar a complexidade deste.

Analisando o gráfico que reflete o número de seleções para cada característica apresentado na figura 5.4 é possível concluir que características como a *Slope*, a *Baseline* e a *AreaBin* têm poderes discriminativos maiores devido à sua elevada taxa de seleção nos três métodos aqui testados. Acedendo ao desempenho para cada característica em isolado representada pela curva *ROC* (figura 5.5) e área abaixo desta (valores *IROC* da tabela 5.6), verifica-se que estas características apresentam bons desempenhos. Porém, características como a P_{f0} e a *BW* foram pouco selecionadas e têm excelentes desempenhos quando isoladas. Em contrapartida, as características *SinSobrep* e *SobrepBin*, apesar de apresentarem desempenhos mais fracos isoladamente, são selecionadas mais frequentemente em conjunto com outras características. Isto permite concluir que o poder discriminativo de uma característica não pode ser avaliado tendo em conta o seu desempenho individual mas sim quando associada a outras características [188].

Ao contrário do que se esperava, as características extraídas do domínio da frequências demonstraram baixo poder discriminativo. Analisando as taxas de seleção destas com maior detalhe, é possível verificar que a *BW* foi selecionada raramente para todos os métodos, exceto para o *RFE*. O número de vezes que foi aqui selecionada equipara-se ao número de seleções da característica P_{f0} para o mesmo método. Isto leva a querer que estas características podem ter sido eliminadas simultaneamente aquando do processo de seleção, sendo isto devido aos pesos semelhantes atribuídos a estas por parte do classificador *SVM*. Considerando que este classificador calcula pesos semelhantes para características correlacionadas [206], levantou-se a hipótese das características P_{f0} e a *BW* poderem estar altamente correlacionadas. Para comprovar isto, procedeu-se ao cálculo do coeficiente de correlação de Spearman, obtendo-se um valor igual a -0.9066. Este valor muito próximo de -1 sugere a correlação das características em análise [207]. De facto, ambas trabalham com a percentagem de potência espectral, podendo quantificar aquela que se encontra num intervalo de frequências fixo (P_{f0}) ou medir a gama central de frequências que contém uma certa percentagem (*BW*).

Otimização do modelo de classificação

Para esta fase do algoritmo escolheu-se um modelo de classificação constituído pelo classificador *SVM* e pelas quatro características mais selecionadas pelo *RFE*: *Baseline*, *AreaBin*, *SobrepBin* e *SinSobrep*. Este modelo foi encontrado após testes realizados com o

LDA e o *SVM* para conjuntos de características de tamanho variável definidos a partir dos *rankings* obtidos tendo em conta os métodos de seleção.

O modelo de classificação obtido constitui um conjunto reduzido de características que, mesmo assim, permite ter desempenhos aceitáveis. Neste âmbito destaca-se a especificidade alta obtida após otimização do parâmetro de regularização r (93.43%), aspeto importante no desenvolvimento dos algoritmos para avaliação do ritmo cardíaco. Com uma especificidade baixa tem-se um número de falsos positivos grande, o que faz também diminuir o valor preditivo positivo. Isto quer dizer que a percentagem do número de choques aplicados erradamente é grande, o que deve ser evitado pois um choque pode causar a deterioração de um ritmo normal [118]. Por este motivo, em caso de necessidade de estabelecimento de um compromisso, os valores de especificidade exigidos são mais altos do que os da sensibilidade.

6.1.2 Validação do algoritmo na *RedBearLab nRF51822*

Após análise da tabela 5.9, constata-se que as especificidades obtidas não foram as pretendidas, estando abaixo dos valores recomendados quer pela norma *IEC 60601-2-4* [122] quer pela AHA [118]. Isto significa que a avaliação de segmentos de ECG isolados pode conduzir à aplicação de choques elétricos desnecessários e que cujos efeitos adversos já foram realçados. Foi este fator que motivou a criação de uma estratégia de confirmação com vários segmentos e que já é utilizada pelos desfibrilhadores comuns aquando da avaliação do ritmo cardíaco. De acordo com a tabela 5.10, verifica-se uma melhoria das especificidades quando vários segmentos consecutivos são considerados, apesar de ainda não se atingir a especificidade pretendida para os ritmos normais sinusais.

Em relação às sensibilidades do algoritmo, a adoção da estratégia de confirmação promoveu a sua expectável diminuição. Considerando o número máximo de quatro segmentos que são analisados para tomar a decisão, e sabendo que só se aplica um choque quando se obtém três segmentos consecutivos classificados como desfibrilháveis, basta a classificação errada do segundo, terceiro ou quarto segmento avaliados para que se impeça a desfibrilhação.

Em relação a tempos de execução, a avaliação do ritmo cardíaco é mais demorada na fase 2, sendo isto devido aos processamentos específicos para obter as características aqui utilizadas, como a binarização do sinal de ECG e a filtragem realizada para obter a característica *Baseline*. O tempo de execução da fase 1 é associado apenas à *FFT* de 256 pontos realizada.

Considerando os tempos de aquisição e processamento de sinal, é possível saber quanto tempo é que a decisão demora a ser efetuada, que será variável tendo em conta a estratégia de confirmação adotada. Caso perante um ritmo não desfibrilhável o algoritmo classifique os dois primeiros segmentos como tal, a decisão é consumada, o que permite que haja uma interrupção nas manobras para avaliação de aproximadamente 7 segundos. No caso de se estar perante um ritmo desfibrilhável, o algoritmo efetua a sua decisão num período de tempo mínimo de 10 segundos, o que é aceitável visto que os desfibrilhadores normalmente demoram aproximadamente esse tempo para carregar [125], [126].

6.1.3 Exemplos de segmentos mal classificados

Na figura 5.7 apresenta-se uma bradicardia mal classificada como assistolia. Como é possível observar, este sinal possui baixa amplitude (figura 5.7a), o que faz com que rms_{ecg} tenha um valor baixo equiparável àqueles que as assistolias possuem. Para além disto, como a frequência cardíaca desta arritmia é de 40 bpm, a frequência fundamental vai coincidir na gama de frequências que é considerada para obter $P_{<2Hz}$ (figura 5.7b, sombreado a amarelo), o que faz com que tenha um valor alto.

Na figura 5.8 apresenta-se uma assistolia mal classificada como ritmo desfibrilhável. A baixa concentração de potência espectral entre os 0 e os 2Hz (figura 5.8b, área sombreada) contribuiu em demasia para a passagem deste segmento para a segunda fase do algoritmo. Aqui, o processamento específico para obter a característica *Baseline* (5.8c) fez com que esta tivesse um valor elevado. Olhando para a forma do sinal na figura 5.8a, também se consegue explicar o valor elevado que *SinSobrep* teve. Já a *AreaBin*, obtida através da binarização do segmento de assistolia (figura 5.8d), possui um valor baixo.

Estes dois últimos segmentos foram classificados erradamente na primeira fase do algoritmo. Apesar do primeiro caso não ser grave, porque a bradicardia é um ritmo não desfibrilhável, o segundo constituía um perigo caso essa classificação se repetisse por mais segmentos. Existem também assistolias que foram classificadas como não desfibrilháveis na segunda fase do algoritmo o que, apesar de não deixar de ser correto, demonstra fragilidades do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco na deteção desta arritmia. Tudo isto pode dever-se ao facto desta fase ter sido criada com um conjunto de desenvolvimento curto. Também se pode considerar que, com a utilização da *FFT* de 256 pontos, o gráfico da função de densidade de probabilidade apresenta pouca resolução espectral, o que pode condicionar a obtenção das características *VarFreq* e $P_{<2Hz}$.

Na figura 5.9 apresenta-se um ritmo normal sinusal que foi classificado como desfibrilhável durante a validação do algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco. Como é fácil de constatar através da análise da figura 5.9b, o sinal tem pouco conteúdo isoelétrico, sendo o valor de *Baseline* elevado. Por causa da amplitude elevada das componentes P e T do sinal de ECG, o sinal binarizado (figura 5.9c) é muito variável, o que faz com que as características daqui extraídas tenham valores equiparáveis aos de ritmos desfibrilháveis.

A fibrilhação auricular apresentada na figura 5.10 caracteriza-se por uma linha isoelétrica irregular que afeta a extração da característica *Baseline* (figura 5.10b) e que possui componentes com amplitudes tais que promovem a formação de um sinal binarizado (figura 5.10c) próximo do padrão para ritmos desfibrilháveis. Esta conjugação de factos faz com que este ritmo não desfibrilhável seja mal classificado como desfibrilhável.

Na figura 5.11 apresenta-se uma taquicardia ventricular para a qual não foi dada a indicação de choque. Esta decisão deve-se à existência de 3 picos que interferem diretamente no cálculo da *Baseline* (figura 5.11b), fazendo com que esta tenha valores elevados que são associados a ritmos que possuem conteúdo isoelétrico maior, ou seja, ritmos não desfibrilháveis.

O ritmo sinusal, a fibrilhação auricular e a taquicardia ventricular aqui apresentados são exemplos de sinais mal classificados na segunda fase do algoritmo criado e demonstram que as quatro características utilizadas aqui podem não ser suficientes para a classificação correta de alguns segmentos de ECG. A utilização de uma característica noutra domínio, por exemplo na frequência, poderia ajudar aqui.

6.2 Sensor de pulso

Os testes realizados com este sensor foram feitos com o intuito de verificar a sua fiabilidade na aquisição de sinal principalmente em condições adversas, que incluem as anatomias complicadas do pescoço e algumas manifestações clínicas. É neste contexto que a realização dos testes em ambiente hospitalar ganha relevância para a aquisição de resultados e obtenção de ilações acerca da estrutura e funcionamento do sensor.

Considerando os relatos dos profissionais de saúde, conclui-se que a utilização do sensor com o adesivo como suporte é a melhor estratégia para o cumprimento do objetivo pretendido. Para além das características impostas para o seu uso em contexto hospitalar, este permite a fixação de objetos para tratamento e diagnóstico, inserindo-se aqui o sensor criado. Com o adesivo, a estrutura constituinte do sensor não ocupa muita área do pescoço,

permitindo o acesso à carótida contrária para confirmação de diagnóstico acerca do pulso carotídeo. A sua colocação por parte do profissional de saúde é fácil e rápida, aspeto importante para o propósito global deste projeto. Para além disto, promove uma maior proximidade entre sensor e pele, o que facilita a aquisição de sinal mais discernível.

Em relação à fita de velcro, os relatos médicos demonstraram que a sua utilização, apesar de ser fácil, não é amigável. Numa primeira instância relatou-se a necessidade de dois profissionais de saúde para colocar o sensor, um para segurar a cabeça do paciente e outro para ajustar o colar. Por conseguinte, o conceito de colar requer mais recursos humanos. Um outro problema relatado é a ocupação de grande parte da área do pescoço, o que não permite o acesso à outra carótida para palpar o pulso caso seja necessário.

No entanto, o maior problema do sensor em forma de colar foi a necessidade relatada por dois profissionais de apertar a fita de velcro para que esta tenha um contacto aceitável que permita a aquisição adequada de sinal. Neste âmbito, associou-se no paciente 3 o aumento da PIC à colocação do sensor em forma de colar. O aumento deste indicador reflete-se numa diminuição do fluxo de sangue para o cérebro, o que é extremamente prejudicial devido à elevada necessidade de oxigénio e nutrientes neste órgão [7].

Em relação à deteção de pulso, conclui-se que o sensor funciona corretamente, promovendo a apresentação de uma onda de pulso na aplicação móvel *PulseGraph* que permite um diagnóstico imediato acerca do pulso carotídeo. Das várias situações clínicas testadas, destaca-se a hipotensão registada pelos pacientes 6, 7, 12, 14 e 15. Nestas situações, o fluxo sanguíneo é reduzido, o que atesta a fiabilidade do sensor em situações onde os profissionais de saúde têm dificuldade em detetar pulso. O sensor também foi testado num paciente que estava em PCR (paciente 10) e após a obtenção de *ROSC* no paciente 4, permitindo diagnósticos corretos por parte dos profissionais de saúde.

Numa situação de PCR, o diagnóstico através da visualização do sinal de pulso carotídeo não é adequado. Por conseguinte, apresentou-se um algoritmo simples para deteção de pulso baseado num limiar simples. O seu teste numa base de dados com sinais de pulso obtidos por sensores *PPG* permitiu validar o conceito, mas impunha-se a necessidade de testar o algoritmo associado ao sensor em contexto real. A segunda fase de testes em contexto hospitalar serviu para isso, registando-se no geral bons desempenhos. Porém, os testes realizados com o sensor colocado na artéria radial e com a diminuição do pulso associado com o auxílio de uma braçadeira de tensões foram mais desafiadores. Com estes testes verificou-se uma boa resposta do algoritmo quando o paciente se encontrava imobilizado. A deteção da ausência de pulso demorou, em média, 8 segundos, enquanto a deteção da

recuperação de pulso foi mais rápida. Isto significa que o algoritmo está inclinado para detetar facilmente pulso, sendo sensível a pequenas variações na amplitude do sinal registado para isto se verificar.

No geral, o aspeto negativo do sensor mais realçado pelos profissionais de saúde foi a existência de fios para cada um dos sensores de *PPG*. A existência de fios é limitante para a utilização do sensor, para além de ser também uma fonte de artefactos que afeta a aquisição de sinal e o seu posterior processamento. Outro aspeto apontado foi a susceptibilidade do sensor a artefactos de movimento, o que significa que a avaliação de pulso carotídeo deve ser feita com o mínimo de movimentos possível. Apesar destes aspectos menos positivos, considera-se que estes podem não interferir em situações de PCR, já que a avaliação de pulso é feita com as manobras de reanimação suspensas.

6.3 Sistema de apoio *AppLS*

O trabalho aqui aprestando teve um objetivo a integração de vários componentes essenciais num sistema de apoio ao SAV. Para verificar a sua usabilidade e adequabilidade nestas situações, fez-se um estudo envolvendo vários voluntários com formação neste protocolo. Com isto foi possível analisar o desempenho do sistema proposto. O facto deste estudo envolver a simulação de um caso de PCR e as condições necessárias para a reanimação constitui um forte fator para justificar a qualidade dos resultados obtidos.

6.3.1 Suporte Avançado de Vida: análise comparativa do desempenho com e sem o sistema de apoio *AppLS*

Após a análise da figura 5.17 constata-se que o grupo de teste que usou o sistema de apoio *AppLS* teve desempenhos significativamente melhores do que o grupo que não o usou. Porém, esta análise foi aprofundada, estudando-se o desempenho de cada grupo em cada conjunto de *learner events* descritos na tabela 5.15 (figura 5.18). Com os testes de significância realizados constata-se que a introdução do sistema de apoio *AppLS* melhorou significativamente o desempenho para o conjuntos de *learner events* do quarto ciclo de ressuscitação (assistolia) e da verificação de procedimentos médicos ao longo da PCR. No primeiro caso, os sujeitos de teste que utilizaram o sistema de apoio *AppLS* realizaram todas as tarefas necessárias na totalidade das simulações. Já os sujeitos de teste do grupo que não utilizou este sistema de apoio falharam algumas tarefas, destacando-se aqui a administração errada de adrenalina, coisa que não acontece no grupo de teste que utilizou o sistema de apoio *AppLS* porque a aplicação móvel criada avisa corretamente quando esta administração deve

ocorrer. Na verificação de procedimentos médicos, os sujeitos de teste do grupo que utilizou o sistema de apoio tiveram desempenhos significativamente melhores, devendo-se isto à lista de procedimentos fornecida pela aplicação móvel criada.

O gráfico apresentado na figura 5.19a sugere que os sujeitos de teste de ambos os grupos em análise evoluíram ao longo das três simulações que realizaram. No entanto, e como a amostra utilizada neste estudo é reduzida, o desempenho de cada sujeito de teste pode ser estudado ao pormenor.

A figura 5.19b apresenta a evolução que cada sujeito do grupo que utilizou o sistema de apoio *AppLS* teve ao longo das simulações de SAV realizadas. O aspeto que mais se destaca neste grupo é o bom desempenho do sujeito de teste 2, que não realizou qualquer reanimação no último ano. Com isto é possível assumir que o sujeito 2, não estando habituado ao ambiente de reanimação, tenha encontrado no sistema de apoio uma fonte fidedigna de informação acerca do SAV, o que pode ter aumentado a confiança na realização das manobras.

Analisando agora a figura 6.19c, constata-se que o sujeito 7 foi o que apresentou a melhor desempenho deste grupo, o que se esperava visto que tinha a maior experiência em SAV no último ano. Porém, o seu desempenho não é perfeito, sendo isto devido ao facto de não ter verificado todos os procedimentos médicos (ver anexo X). Foi este fator que o separou de um desempenho perfeito, algo que foi atingido pelos sujeitos de teste 4 e 5 do grupo que utilizou o sistema de apoio *AppLS* e com experiências no SAV similares. O sujeito 6 também apresenta falhas na verificação dos procedimentos médicos, não tendo em conta este aspeto na sua primeira simulação. Com isto realça-se novamente a importância da lista de procedimentos médicos fornecida pela aplicação *AppLS* que permite ao profissional de saúde orientar-se na verificação destes enquanto efetua as manobras de reanimação.

6.3.2 Avaliação da aplicação móvel *AppLS*

Analisando a figura 5.20, é possível constatar que a aplicação móvel criada com o algoritmo de SAV teve um impacto extremamente positivo no grupo de profissionais de saúde que realizaram simulações com o apoio desta. De facto, foi muito reduzido o número de classificativas negativas.

A avaliação da implementação do SAV (figura 5.20a) é a mais importante, já que é o principal motivo para a existência da *AppLS*. No geral, é possível constatar que este foi bem implementado dado o número de classificações máximas atribuídas a cada item aqui apresentado. Porém, realçam-se as avaliações negativas associadas aos botões que permitem

parar a aplicação (*ROSC* ou *Death*) que foram dadas certamente por profissionais de saúde que defendem que esta decisão só deve ser feita no fim de cada ciclo de ressuscitação.

A avaliação da funcionalidade de registo (figura 5.20b), da estética (figura 5.20c) e da usabilidade (figura 5.20d) são positivas. Nesta última, destaca-se as avaliações máximas unânimes aos itens 4.3 e 4.4 e que confirmam o estatuto da aplicação móvel *AppLS* como objeto para apoio e formação em SAV dos profissionais de saúde. O item 4.6 também tem uma avaliação semelhante e atesta a adequabilidade da aplicação criada para o contexto real. Porém, realça-se mais uma vez a continuação do estudo descrito para chegar a conclusões mais definitivas

6.3.3 Seringa instrumentada

A seringa instrumentada só detetou 10 administrações de adrenalina no total de 15 simulações efetuadas pelo grupo de teste que utilizou o sistema de apoio *AppLS*. O desgaste do material condutor do êmbolo, causado principalmente pelo atrito entre este e os pinos de ouro do anel condutor, é aqui considerado como a principal causa para as falhas na deteção registadas. De facto, foi necessária a produção de vários êmbolos durante a realização dos testes, o que realça a necessidade da seringa instrumentada ser descartável para que a função de deteção não seja comprometida. Outra hipótese levantada é a falta de formação disponibilizada aos sujeitos de teste para a utilização da seringa, o que pode ter levado à não utilização desta em algumas simulações.

7 CONCLUSÃO

Neste capítulo apresentam-se as conclusões do trabalho realizado assim como algumas sugestões para trabalho futuro.

7.1 Conclusões finais

Este projeto apresenta um sistema de apoio aos socorristas durante as práticas de Suporte Avançado de Vida para pessoas em paragem cardiorrespiratória. Este sistema integra uma interface gráfica de uma aplicação móvel com o algoritmo de SAV e associa ainda dispositivos que permitem auxiliar no diagnóstico do pulso carotídeo, do ritmo cardíaco e na deteção de administração de fármacos, com destaque para a adrenalina.

A aplicação móvel de uso amigável, criada em *Android*, teve grande aceitação por parte dos profissionais de saúde que a utilizaram em contexto de simulação. Através de inquéritos realizados após o uso deste recurso informático, comprovou-se a bem implementação do algoritmo de SAV, bem como a adequabilidade para os propósitos de formação e uso em contexto real.

A criação de um sensor de pulso baseado na incorporação de três sensores óticos numa banda de silicone foi a abordagem adotada para a deteção de pulso na carótida. A usabilidade deste sensor foi verificada através de testes realizados em unidades de cuidados intensivos e blocos operatórios, onde se verificou que adesivo

hospitalar é melhor forma de o suportar do que uma tira de velcro. A visualização do sinal de pulso oriundo do sensor através de uma aplicação móvel criada para o efeito permitiu um fácil diagnóstico acerca da existência ou não de pulso. Ao sensor associou-se um algoritmo de deteção de pulso baseado no cálculo do valor eficaz. Através de testes realizados na artéria radial, a sua eficácia na ausência de movimento foi comprovada, o que demonstra que pode ser utilizado em situações de PCR.

O algoritmo para avaliação do ritmo cardíaco baseia-se na extração de características discriminatórias dos segmentos de ECG e é constituído por subconjunto reduzido, sendo desta forma adequado para o sistema projetado. Os testes aqui realizados permitiram validar o algoritmo criado, obtendo-se desempenhos aceitáveis e que cumpriam na maior parte com as recomendações da *IEC 60601-2-4* [122] e da *AHA* [118]. A estratégia de confirmação baseada na análise de segmentos de ECG consecutivos contribui para a obtenção destes resultados, permitindo colmatar as classificações erradas de segmentos de ECG isolados que foram destacados e que devem ser objeto de estudo no futuro.

A deteção da administração de fármacos também foi explorada neste projeto, criando-se para o efeito uma seringa instrumentada através de técnicas de modelação 3D. A utilização em contexto de simulação relevou algumas falhas que foram associadas principalmente ao desgaste do material condutor do êmbolo instrumentado.

Considerando o sistema de apoio como um todo, os seus testes em contexto de simulação permitiram tirar ilações importantes acerca do seu impacto na realização das manobras de ressuscitação associadas ao SAV. Com uma amostra ainda reduzida, verificou-se uma tendência para o desempenho melhorar quando se integra o sistema de apoio. No entanto, a continuação dos testes aqui descritos vai permitir tirar conclusões mais definitivas e decisivas acerca da possibilidade de integração deste sistema nos mecanismos de reanimação.

7.2 Trabalho Futuro

Como já foi referido na secção anterior, os testes ao sistema de apoio vão continuar com o objetivo de mostrar que a utilização deste traz melhorias significativas para o desempenho de quem faz o SAV. Com estes testes vão aparecer opiniões por parte dos profissionais de saúde que os realizam, opiniões que, tal como

foi feito até agora, devem ser consideradas para aproximar este sistema das necessidades destes.

Para a aplicação móvel propõe-se o melhoramento dos conteúdos informativos disponibilizados para tratamento e diagnóstico das causas reversíveis e a adição de outros conteúdos relacionados com outras manobras relacionadas com o SAV.

Para o fim de uma reanimação com *ROSC* propõe-se também a adição de uma *checklist* com cuidados de pós-ressuscitação ao paciente antes da chegada ao hospital. Neste âmbito também se sugere a criação de um mecanismo que, tendo em conta a localização obtida pela *AppLS*, informe o hospital mais próximo que um paciente que teve uma PCR está a chegar. Isto é útil, por exemplo, para o início imediato dos procedimentos para tratamento de alguma condição que não pode ser feito fora do hospital.

Para a universalização da interface móvel criada, propõe-se a criação de protótipos em *iOS* e *Windows Phone*, tentando assim chegar a um maior público alvo.

Em relação aos dados provenientes de cada processo de ressuscitação, propõe-se numa primeira instância a criação de uma base de dados para armazenamento destes na *cloud*. Com isto permite-se que a informação que possa vir de vários dispositivos que se encontram em diferentes locais seja direcionada para uma unidade de armazenamento central.

Propõe-se a criação de um segundo protótipo do sensor de pulso sem fios e de dimensões reduzidas. Para além disto, sugere-se a implementação de um método de processamento de sinal para reduzir a quantidade de artefactos de movimento, podendo usar-se um dos métodos enunciados no estado da arte organizado por Tamura *et al.* [91]. O sinal de pulso obtido pode ser explorado de maneira a funcionar durante a realização da RCP ([208], [209]), o que poderá ser útil para verificar a contribuição destas manobras para a perfusão do cérebro e, assim, avaliar a sua eficácia.

Para a seringa instrumentada sugere-se a continuação do seu desenvolvimento com vista à criação de um protótipo sem fios. Propõe-se também a sua utilização para dar flexibilidade ao algoritmo de SAV implementado na interface móvel, deixando a critério do socorrista quando é que ocorre a administração da adrenalina.

Por último, considera-se o algoritmo de avaliação do ritmo cardíaco. Para este propõe-se uma exploração mais profunda, através da procura de mais características discriminativas que promovam o aumento da desempenho para segmentos de ECG

isolados. Com isto pretende-se uma diminuição do intervalo de tempo para a obtenção de uma decisão acerca do ritmo presente. Para além disto, sugere-se também a criação de uma vertente do algoritmo que efetue a decisão mesmo durante a realização do RCP, o que exige a remoção dos artefactos associados a estas manobras. Existem já algumas implementações deste tipo na literatura ([180], [210]–[212]).

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. Katz, *Physiology of the heart*, 5.^a ed. Philadelphia PA: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins Health, 2011.
- [2] A. Davies, A. G. H. Blakeley, e C. Kidd, *Human Physiology*, 1.^a ed. Churchill Livingstone, 2001.
- [3] E. P. Widmaier, *Vander, Sherman, & Luciano's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*, 9.^a ed. McGraw-Hill Higher Education, 2004.
- [4] L. Opie, *Heart physiology : from cell to circulation*, 4.^a ed. Philadelphia Pa.: Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- [5] A. C. Guyton e J. E. Hall, *Textbook of medical physiology*, 11.^a ed. Elsevier Saunders, 2006.
- [6] E. Marieb e K. Hoehn, *Human anatomy & physiology*, 7.^a ed. San Francisco: Pearson Benjamin Cummings, 2007.
- [7] L. Goldman e A. I. Schafer, *Cecil Medicine*, 24.^a ed. Elsevier Health Science, 2011.
- [8] J. Bronzino, *The biomedical engineering handbook*, 2.^a ed. Boca Raton FL: CRC Press, 2000.
- [9] J. P. Nolan, J. Soar, D. a. Zideman, D. Biarent, L. L. Bossaert, C. Deakin, R. W. Koster, J. Wyllie, e B. Böttiger, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 1. Executive summary», *Resuscitation*, vol. 81, n. 10, pp. 1219–1276, 2010.
- [10] R. W. Koster, M. R. Sayre, M. Botha, D. M. Cave, M. T. Cudnik, A. J. Handley, T. Hatanaka, M. F. Hazinski, I. Jacobs, K. Monsieurs, P. T. Morley, J. P. Nolan, e A. H. Travers, «Part 5: Adult basic life support: 2010 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care science with treatment recommendations», *Resuscitation*, vol. 81, n. 1 SUPPL.1, 2010.

- [11] J. Lopes Gomes, «A Morte Súbita Cardíaca», 2014. [Em linha]. Disponível em: <http://www.fpcardiologia.pt/a-morte-subita-cardiaca/>. [Acedido: 14-Jun-2015].
- [12] M. Crawford, *Current diagnosis & treatment cardiology*, 3.^a ed. New York : McGraw Hill Medical, 2009.
- [13] J. Catalano, *Guide to ECG analysis*, 2.^a ed. Philadelphia [u.a.]: Lippincott, 2002.
- [14] J. Field, *The textbook of emergency cardiovascular care and CPR*. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- [15] C. D. Deakin, J. P. Nolan, J. Soar, K. Sunde, R. W. Koster, G. B. Smith, e G. D. Perkins, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 4. Adult advanced life support.», *Resuscitation*, vol. 81, n. 10, pp. 1305–52, Out. 2010.
- [16] J. Soar, G. D. Perkins, G. Abbas, A. Alfonzo, A. Barelli, J. J. L. M. Bierens, H. Brugger, C. D. Deakin, J. Dunning, M. Georgiou, A. J. Handley, D. J. Lockey, P. Paal, C. Sandroni, K.-C. Thies, D. A. Zideman, e J. P. Nolan, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 8. Cardiac arrest in special circumstances: Electrolyte abnormalities, poisoning, drowning, accidental hypothermia, hyperthermia, asthma, anaphylaxis, cardiac surgery, trauma, pregnancy», *Resuscitation*, vol. 81, n. 10, pp. 1400–33, Out. 2010.
- [17] M. T. Fitch, B. a. Nicks, M. Pariyadath, H. D. McGinnis, e D. E. Manthey, «Emergency Pericardiocentesis», *N. Engl. J. Med.*, vol. 366, n. 12, p. e17, 2012.
- [18] ILCOR, «Ilcor - Home», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.ilcor.org/home/>. [Acedido: 20-Set-2015].
- [19] INEM, *Suporte Básico de Vida*. 2012.
- [20] J. P. Nolan, M. F. Hazinski, J. E. Billi, B. W. Boettiger, L. Bossaert, A. R. de Caen, C. D. Deakin, S. Drajer, B. Eigel, R. W. Hickey, I. Jacobs, M. E. Kleinman, W. Kloeck, R. W. Koster, S. H. Lim, M. E. Mancini, W. H. Montgomery, P. T. Morley, L. J. Morrison, V. M. Nadkarni, R. E. O'Connor, K. Okada, J. M. Perlman, M. R. Sayre, M. Shuster, J. Soar, K. Sunde, A. H. Travers, J. Wyllie, e D. Zideman, «Part 1: Executive summary: 2010 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care science with treatment recommendations», *Resuscitation*, vol. 81, 2010.
- [21] A. R. de Caen, M. E. Kleinman, L. Chameides, D. L. Atkins, R. a. Berg, M. D. Berg, F. Bhanji, D. Biarent, R. Bingham, A. H. Coovadia, M. F. Hazinski, R. W. Hickey, V. M. Nadkarni, A. G. Reis, A. Rodriguez-Nunez, J. Tibballs, A. L. Zaritsky, e D. Zideman, «Part 10: Paediatric basic and advanced life support: 2010 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care science with treatment recommendations», *Resuscitation*, vol. 81, 2010.
- [22] J. Wyllie, J. M. Perlman, J. Kattwinkel, D. L. Atkins, L. Chameides, J. P. Goldsmith, R. Guinsburg, M. F. Hazinski, C. Morley, S. Richmond, W. M. Simon, N. Singhal, E. Szyld, M. Tamura, e S. Velaphi, «Part 11: Neonatal resuscitation: 2010 International consensus on cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care science with treatment recommendations», *Resuscitation*, vol. 81, pp. 260–287, 2010.
- [23] R. W. Koster, M. a. Baubin, L. L. Bossaert, A. Caballero, P. Cassan, M. Castrén, C. Granja, A. J. Handley, K. G. Monsieurs, G. D. Perkins, V. Raffay, e C. Sandroni, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators», *Resuscitation*, vol. 81, n. 10, pp. 1277–1292, 2010.

Referências Bibliográficas

- [24] C. D. Deakin, J. P. Nolan, K. Sunde, e R. W. Koster, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 3. Electrical therapies: Automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion and pacing», *Resuscitation*, vol. 81, n. 10, pp. 1293–1304, 2010.
- [25] C. B. Rosdahl e M. T. Kowalski, *Textbook of Basic Nursing*, 9.^a ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- [26] American Heart Association, «Part 3: Adult Basic Life Support», *Circulation*, vol. 102, n. suppl I, pp. I–22–I–59, 2000.
- [27] F. K. Lippert, V. Raffay, M. Georgiou, P. a. Steen, e L. Bossaert, «European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 10. The ethics of resuscitation and end-of-life decisions», *Resuscitation*, vol. 81, n. 10, pp. 1445–1451, 2010.
- [28] S. Frank, «Cardiopulmonary resuscitation and advanced cardiac life support: common errors and current techniques.», *J. Fam. Pract.*, vol. 12, n. 2, pp. 213–217, Fev. 1981.
- [29] N. Strzyzewski, «Common errors made in resuscitation of respiratory and cardiac arrest.», *Plast. Surg. Nurs.*, vol. 26, n. 1, pp. 10–14, Jan. 2006.
- [30] J. Bahr, H. Klingler, W. Panzer, H. Rode, e D. Kettler, «Skills of lay people in checking the carotid pulse», *Resuscitation*, vol. 35, n. 1, pp. 23–26, 1997.
- [31] B. Eberle, W. F. Dick, T. Schneider, G. Wisser, S. Doetsch, e I. Tzanova, «Checking the carotid pulse check: diagnostic accuracy of first responders in patients with and without a pulse.», *Resuscitation*, vol. 33, n. 2, pp. 107–116, Dez. 1996.
- [32] S. Streicher, «How Android Mobile Technology Is Improving Healthcare | EMSWorld.com», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.emsworld.com/blog/12040263/how-android-mobile-technology-is-improving-healthcare>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [33] C. L. Ventola, «Mobile devices and apps for health care professionals: uses and benefits.», *P T*, vol. 39, n. 5, pp. 356–364, 2014.
- [34] D. West, «Improving Health Care through Mobile Medical Devices and Sensors», *Brookings Inst. Policy Rep.*, pp. 1–13, 2013.
- [35] Apple, «App Store Descargas no iTunes», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://itunes.apple.com/pt/genre/ios/id36?mt=8>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [36] Google, «Google Play Store», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [37] Microsoft, «Aplicações Windows Phone - Loja Microsoft», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://www.microsoft.com/pt-pt/store/apps/windows-phone>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [38] R. Kumar, «EMS ACLS Guide app can deliver critical information while in the field», 2011. [Em linha]. Disponível em: <http://www.imedicalapps.com/2011/06/ems-acls-guide-responders-information-accessible-mobile-form/>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [39] Current Clinical Strategies, «ACLS MegaCodes Review 2015», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.ksbtnclex.ACLS&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].

- [40] Subjective Effect, «Resus Algorithms», 2014. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.subjectiveeffect.resus&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [41] Andrew Fang, «ACLS App», 2014. [Em linha]. Disponível em: https://play.google.com/store/apps/details?id=appinventor.ai_pokeme.ACLSApp&hl=pt. [Acedido: 11-Out-2015].
- [42] Anesoft Corporation, «ACLS Sim 2012», 2013. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.anesoft.AclsSim&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [43] Current Clinical Strategies, «ACLS Provider Manual 2015», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.andromo.dev307966.app295605&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [44] ACLSmedTM, «ACLS med», 2014. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.goodbarber.aclsmed&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [45] L. National Health Care Provider Solutions, «MediCode», 2013. [Em linha]. Disponível em: <https://itunes.apple.com/us/app/medicode/id604382852?mt=8>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [46] American Heart Association, «Full Code Pro», 2015. [Em linha]. Disponível em: http://cpr.heart.org/AHA/ECC/CPRAndECC/Training/HealthcareProfessional/FullCodePro/UCM_476262_Full-Code-Pro.jsp. [Acedido: 11-Out-2015].
- [47] Current Clinical Strategies, «ACLS MegaCodes Review 2015», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.ksbtnclex.ACLS>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [48] Anesoft Corporation, «PALS Sim 2012», 2013. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.anesoft.Pals&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [49] Limmer Creative, «PALS Review», 2014. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.limmercreative.srtengine.palsreview&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [50] A. Advanced Paediatric Life Support, «APLS app», 2013. [Em linha]. Disponível em: <https://apls.org.au/page/apls-app>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [51] LearnCPR, «CPR•Choking», 2012. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=org.learnpr.videoapp&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [52] ZOLL Medical, «BHF PocketCPR», 2012. [Em linha]. Disponível em: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.pocketcpr.pocbhf&hl=pt>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [53] P. Johnson, «iOS vs. Android reaches stalemate and 7 other mobile development trends | ITworld», *ITworld*, 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.itworld.com/article/2888028/ios-vs-android-reaches-stalemate-and-7-other-mobile-development-trends.html>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [54] Android Developers, «Android, the world's most popular mobile platform», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://developer.android.com/about/android.html>. [Acedido: 11-Out-2015].

Referências Bibliográficas

- [55] Android Developers, «Application Fundamentals», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/guide/components/fundamentals.html>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [56] Android Open Source Project, «Android Interfaces and Architecture», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://source.android.com/devices/>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [57] Android Developers, «Android Studio Overview», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/tools/studio/index.html>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [58] Android Developers, «Android Developer Tools», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/tools/help/adt.html>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [59] Samsung, «Your Tablet Buddy: Samsung GALAXY Tab 2», 2012. [Em linha]. Disponível em: <http://www.samsung.com/global/microsite/galaxytab2/7.0/index.html?type=find>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [60] ASUS Portugal, «ASUS Transformer Pad (TF103CG) | Tablets», 2015. [Em linha]. Disponível em: https://www.asus.com/pt/Tablets/ASUS_Transformer_Pad_TF103CG/overview/. [Acedido: 11-Out-2015].
- [61] Android Developers, «Bluetooth Low Energy», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth-le.html>. [Acedido: 11-Out-2015].
- [62] Android Developers, «Dialog», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/app/Dialog.html>. [Acedido: 15-Out-2015].
- [63] Android Developers, «AlertDialog», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/app/AlertDialog.html>. [Acedido: 15-Out-2015].
- [64] Android Developers, «MediaPlayer», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/media/MediaPlayer.html>. [Acedido: 15-Out-2015].
- [65] Android Developers, «CountDownTimer», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/os/CountDownTimer.html>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [66] Android Developers, «Chronometer», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/widget/Chronometer.html>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [67] Android Developers, «Fragments», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/guide/components/fragments.html>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [68] Mozilla, «PDF.js», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://mozilla.github.io/pdf.js/>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [69] Android Developers, «WebView», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/webkit/WebView.html>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [70] S. D. Fuente, «Taponamiento cardíaco agudo», *IntraMed*, 2003. [Em linha]. Disponível em: <http://www.intramed.net/contenidoover.asp?contenidoID=26351&pagina=7>. [Acedido: 16-Out-2015].

- [71] M. T. Fitch, B. A. Nicks, M. Pariyadath, H. D. McGinnis, e D. E. Manthey, «Emergency Pericardiocentesis — NEJM», *New England Journal of Medicine*, 2012. [Em linha]. Disponível em: <http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMvcm0907841>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [72] Android Developers, «MediaController», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/reference/android/widget/MediaController.html>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [73] World Health Organization, «Poisons centres», 2014.
- [74] U.S. National Library of Medicine, «TOXNET Poisons centres», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://toxnet.nlm.nih.gov/>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [75] Android Developers, «Location Strategies», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://developer.android.com/guide/topics/location/strategies.html>. [Acedido: 16-Out-2015].
- [76] mbed, «RedBearLab nRF51822», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://developer.mbed.org/platforms/RedBearLab-nRF51822/>. [Acedido: 21-Out-2015].
- [77] Nordic Semiconductor, «nRF51822», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://www.nordicsemi.com/eng/Products/Bluetooth-Smart-Bluetooth-low-energy/nRF51822>. [Acedido: 21-Out-2015].
- [78] mbed, «Explore», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://developer.mbed.org/explore/>. [Acedido: 21-Out-2015].
- [79] BLE intros, «Introduction to mbed BLE», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://ble-intros.readthedocs.org/en/latest/>. [Acedido: 21-Out-2015].
- [80] Adafruit Learning System, «Introduction to Bluetooth Low Energy», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://learn.adafruit.com/introduction-to-bluetooth-low-energy>. [Acedido: 21-Out-2015].
- [81] Bluetooth Developer Portal, «GATT», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://developer.bluetooth.org/TechnologyOverview/Pages/GATT.aspx>. [Acedido: 21-Out-2015].
- [82] Olimex, «SHIELD-EKG-EMG user's manual», 2014.
- [83] Covidien, «Monitoring Electrodes», 2013.
- [84] P. Salvi, G. Lio, C. Labat, E. Ricci, B. Pannier, e A. Benetos, «Validation of a new non-invasive portable tonometer for determining arterial pressure wave and pulse wave velocity: the PulsePen device.», *J. Hypertens.*, vol. 22, n. 12, pp. 2285–2293, 2004.
- [85] AtCor Medical, «SphygmoCor Technology», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.atcormedical.com/sphygmocor.html>. [Acedido: 22-Ago-2015].
- [86] Millar, «SPT-301 Non-Invasive Pulse Tonometer», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://millar.com/products/clinical/spt-301-non-invasive-pulse-tonometer>. [Acedido: 22-Ago-2015].
- [87] C. Leitão, P. Antunes, P. André, J. L. Pinto, e J. M. Bastos, «Central arterial pulse waveform acquisition with a portable pen-like optical fiber sensor.», *Blood Press. Monit.*, vol. 20, n. 1, pp. 43–6, 2015.

Referências Bibliográficas

- [88] P. Hoeks, P. J. Brands, F. a. Smeets, e R. S. Reneman, «Assessment of the distensibility of superficial arteries», *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 16, n. 2, pp. 121–128, 1990.
- [89] H. Hirano, T. Fukuchi, Y. Kurita, A. Kandori, Y. Sano, R. Nakamura, N. Saeki, M. Kawamoto, M. Yoshizumi, e T. Tsuji, «Development of a palpable carotid pulse pressure sensor using electromagnetic induction», *Complex Med. Eng. (CME), 2012 ICME Int. Conf.*, pp. 441 – 444, 2012.
- [90] L. M. Van Bortel, E. J. Balkestein, J. J. van der Heijden-Spek, F. H. Vanmolkot, J. a Staessen, J. a Kragten, J. W. Vredeveld, M. E. Safar, H. a Struijker Boudier, e a P. Hoeks, «Non-invasive assessment of local arterial pulse pressure: comparison of applanation tonometry and echo-tracking.», *J. Hypertens.*, vol. 19, pp. 1037–1044, 2001.
- [91] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, e M. Yoshida, «Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present», *Electronics*, vol. 3, n. 2, pp. 282–302, 2014.
- [92] A. Nonoyama, A. Garcia-Lopez, L. H. Garcia-Rubio, G. F. Leparç, e R. L. Potter, «Hypochromicity in red blood cells: an experimental and theoretical investigation.», *Biomed. Opt. Express*, vol. 2, n. 8, pp. 2126–2143, 2011.
- [93] B. Ratner, A. Hoffman, F. Schoen, e J. Lemons, *Biomaterials Science*, 2.^a ed. Elsevier, 2004.
- [94] HBQuimica, «Elastómeros de Silicone RTV-2», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.hbquimica.pt/pt/produtos/elastomeros-de-silicone-rtv-2/silicones/13>. [Acedido: 23-Out-2015].
- [95] Factormed, «OMNIPLAST ADHESIVE - Main Especifications», 2014.
- [96] Pulse Sensor, «Pulse Sensor Getting Started Guide», 2015.
- [97] Kingbright, «Subminiature Solid State Lamp», 2013.
- [98] Avago Technologies, «APDS-9008 Miniature Surface-Mount Ambient Light Photo Sensor Data Sheet», 2008.
- [99] World Famous Electronics llc., «Pulse Sensor - Open Hardware», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://pulsesensor.com/pages/open-hardware>. [Acedido: 22-Set-2015].
- [100] M. Elgendi, M. Jonkman, e F. Deboer, «Heart rate variability and the acceleration plethysmogram signals measured at rest», *Commun. Comput. Inf. Sci.*, vol. 127 CCIS, pp. 266–277, 2011.
- [101] MathWorks, «Open Filter Design and Analysis Tool - MATLAB fdatool», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/fdatool.html>. [Acedido: 24-Ago-2015].
- [102] D. C. Morris, «The Carotid Pulse», em *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*, 3.^a ed., 2000.
- [103] PhysioNet, «The MIMIC Database», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.physionet.org/physiobank/database/mimicdb/>. [Acedido: 25-Set-2015].
- [104] A. L. Goldberger, L. a N. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C. Peng, e H. E. Stanley, «PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet - Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals», *Circulation*, vol. 101, pp. e215–e220, 2000.

- [105] R. Pallás-Areny e John G. Webster, *Analog Signal Processing*. Wiley, 1999.
- [106] Pulse Sensor, «Arduino Code V1.2 Walkthrough», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://pulsesensor.com/pages/pulse-sensor-amped-arduino-v1dot1>. [Acedido: 25-Set-2015].
- [107] Assessment Technologies Institute®, «Introduction to the use of specialized IV access devices», 2007. [Em linha]. Disponível em: http://www.atitesting.com/ati_next_gen/skillsmodules/content/medication-administration-4/equipment/specialized-iv.html. [Acedido: 22-Out-2015].
- [108] Terumo Europe N.V., «Terumo 3-part Syringe», 2014.
- [109] R. Smith, *Biodegradable Polymers for Industrial Applications*. Woodhead Publishing Limited, 2000.
- [110] BQ, «PLA coil», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://store.bq.com/en/bobina-pla-bq>. [Acedido: 23-Out-2015].
- [111] Creative Tools, «Palmiga - PI-ETPU 95-250 Carbon Black 1.75mm - 1 kg», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.creativetools.se/pi-etpu-95-250-carbon-black-1kg>. [Acedido: 23-Out-2015].
- [112] P. Pötschke, L. Häußler, S. Pegel, R. Steinberger, e G. Scholz, «Thermoplastic polyurethane filled with carbon nanotubes for electrical dissipative and conductive applications», *KGK Kautschuk Gummi Kunststoff*, vol. 60, n. 9, pp. 432–437, 2007.
- [113] BQ, «Witbox - 3D printer», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.bq.com/gb/witbox>. [Acedido: 23-Out-2015].
- [114] Ultimaker, «Cura 3D Printing Slicing Software», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://ultimaker.com/en/products/cura-software>. [Acedido: 23-Out-2015].
- [115] Autodesk, «Autodesk 123D Design», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.123dapp.com/design>. [Acedido: 23-Out-2015].
- [116] Seeed Wiki, «Lipo Rider Pro», 2015. [Em linha]. Disponível em: http://www.seeedstudio.com/wiki/Lipo_Rider_Pro. [Acedido: 23-Out-2015].
- [117] SparkFun, «Polymer Lithium Ion Battery - 400mAh», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/10718>.
- [118] R. E. Kerber, L. B. Becker, J. D. Bourland, R. O. Cummins, A. P. Hallstrom, M. B. Michos, G. Nichol, J. P. Ornato, W. H. Thies, R. D. White, e B. D. Zuckerman, «Automatic external defibrillators for public access defibrillation: Recommendations for specifying and reporting arrhythmia analysis algorithm performance, incorporating new waveforms, and enhancing safety», *Biomed. Instrum. Technol.*, vol. 31, n. 3, pp. 238–246, 1997.
- [119] D. R. Martin, T. Gavin, J. Bianco, C. G. Brown, H. Stueven, P. E. Pepe, R. O. Cummins, E. Gonzalez, e M. Jastremski, «Initial countershock in the treatment of asystole.», *Resuscitation*, vol. 26, n. 1, pp. 63–68, 1993.
- [120] A. Fitzgerald, M. Johnson, J. Hirsch, M.-A. Rich, e R. Fidler, «Inconsistent shock advisories for monomorphic VT and Torsade de Pointes - A prospective experimental study on AEDs and defibrillators.», *Resuscitation*, vol. 92, pp. 137–140, 2015.

Referências Bibliográficas

- [121] V. Krasteva e I. Jekova, «Assessment of ECG frequency and morphology parameters for automatic classification of life-threatening cardiac arrhythmias.», *Physiol. Meas.*, vol. 26, n. 5, pp. 707–723, 2005.
- [122] International Electrotechnical Commission, «IEC 60601-2-4: Medical electrical equipment - Part 2-4: Particular requirements for the basic safety and essential performance of cardiac defibrillators», 2010.
- [123] Cardiac Science, «Powerheart AED Automated External Defibrillator with Rhythmx Technology.»
- [124] Philips, «HeartStart XL + SMART Analysis AED Algorithm», 2011.
- [125] ZOLL Medical, «AED Plus - Technical Specifications», 2011.
- [126] Physio-Control, «LIFEPAK CR Plus and LIFEPAK EXPRESS defibrillators», 2010.
- [127] American Heart Association, «Part 4: The automated external defibrillator: Key link in the chain of survival», *Resuscitation*, vol. 46, n. suppl I, pp. 73–91, 2000.
- [128] J. J. Bocka, «Automatic external defibrillators.», *Ann. Emerg. Med.*, vol. 18, n. 12, pp. 1264–1268, 1989.
- [129] R. H. Clayton, A. Murray, e R. W. F. Campbell, «Comparison of four techniques for recognition of ventricular fibrillation from the surface ECG», *Med. Biol. Eng. Comput.*, pp. 111–117, 1993.
- [130] I. Jekova, «Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG», *Physiol. Meas.*, vol. 21, pp. 429–439, 2000.
- [131] A. Amann, R. Tratnig, e K. Unterkofler, «Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators», *Biomed. Eng. Online*, vol. 4, n. 1, p. 60, 2005.
- [132] E. Alonso, T. Eftestøl, E. Aramendi, J. Kramer-Johansen, E. Skogvoll, e T. Nordseth, «Beyond ventricular fibrillation analysis: Comprehensive waveform analysis for all cardiac rhythms occurring during resuscitation», *Resuscitation*, vol. 85, n. 11, pp. 1541–1548, 2014.
- [133] E. M. A. Anas, S. Y. Lee, e M. K. Hasan, «Sequential algorithm for life threatening cardiac pathologies detection based on mean signal strength and EMD functions.», *Biomed. Eng. Online*, vol. 9, p. 43, 2010.
- [134] I. Jekova, «Shock advisory tool: Detection of life-threatening cardiac arrhythmias and shock success prediction by means of a common parameter set», *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 2, n. 1, pp. 25–33, 2007.
- [135] U. Irusta, J. Ruiz, E. Aramendi, S. Ruiz de Gauna, U. Ayala, e E. Alonso, «A high-temporal resolution algorithm to discriminate shockable from nonshockable rhythms in adults and children.», *Resuscitation*, vol. 83, n. 9, pp. 1090–7, 2012.
- [136] A. Polikaitis, R. Arzbaecher, T. Bump, e D. Wilber, «Probability density function revisited: improved discrimination of VF using a cycle length corrected PDF», *Pacing Clin. Electrophysiol.*, vol. 20, n. 8 Pt 1, pp. 1947–1951, 1997.
- [137] K. L. Ripley, T. E. Bump, e R. C. Arzbaecher, «Evaluation of techniques for recognition of ventricular arrhythmias by implanted devices.», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, n. 6, pp. 618–624, 1989.

- [138] I. Jekova e P. Mitev, «Detection of ventricular fibrillation and tachycardia from the surface ECG by a set of parameters acquired from four methods», *Physiol. Meas.*, vol. 23, pp. 629–634, 2002.
- [139] S. Kuo e R. Dillman, «Computer detection of ventricular fibrillation», *Comput. Cardiol.*, pp. 347–349, 1978.
- [140] J. Pan e W. J. Tompkins, «A Real-Time QRS Detection Algorithm», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, n. 3, pp. 230–236, 1985.
- [141] N. V. Thakor, Y. S. Zhu, e K. Y. Pan, «Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, n. 9, pp. 837–843, 1990.
- [142] S. W. Chen, P. M. Clarkson, e Q. Fan, «A robust sequential detection algorithm for cardiac arrhythmia classification.», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, n. 11, pp. 1120–5, 1996.
- [143] S. Chen, N. V. Thakor, e M. M. Mower, «Ventricular fibrillation detection by a regression test on the autocorrelation function», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 25, pp. 241–249, 1987.
- [144] D. Ge, N. Srinivasan, e S. M. Krishnan, «Cardiac arrhythmia classification using autoregressive modeling», *Biomed. Eng. Online*, vol. 1, n. 5, 2002.
- [145] D. Coast e R. Stern, «An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden Markov models», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, n. 9, pp. 826–836, 1990.
- [146] S. W. Chen, «A two-stage discrimination of cardiac arrhythmias using a total least squares-based prony modeling algorithm.», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, n. 10, pp. 1317–27, 2000.
- [147] M. Abdullah Arafat, J. Saeed, e M. Kamrul Hasan, «Detection of ventricular fibrillation using empirical mode decomposition and Bayes decision theory», *Comput. Biol. Med.*, vol. 39, n. 11, pp. 1051–1057, 2009.
- [148] B. Bai e Y. Wang, «Ventricular Fibrillation Detection Based on Empirical Mode Decomposition», *2011 5th Int. Conf. Bioinforma. Biomed. Eng.*, pp. 1–4, 2011.
- [149] S. Barro, R. Ruiz, D. Cabello, e J. Mira, «Algorithmic sequential decision making in the frequency domain for life threatening ventricular arrhythmias and imitative artifacts: a diagnostic system», *J. Biomed. Eng.*, vol. 11, n. 4, pp. 320–328, 1989.
- [150] R. H. Clayton, A. Murray, e R. W. F. Campbell, «Recognition of Ventricular Fibrillation using Neural Networks», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 32, n. 2, pp. 217–220, 1994.
- [151] K. I. Minami, H. Nakajima, e T. Toyoshima, «Real-time discrimination of ventricular tachyarrhythmia with Fourier-transform neural network», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, n. 2, pp. 179–185, 1999.
- [152] U. Irusta e J. Ruiz, «An algorithm to discriminate supraventricular from ventricular tachycardia in automated external defibrillators valid for adult and paediatric patients.», *Resuscitation*, vol. 80, n. 11, pp. 1229–33, 2009.
- [153] L. Khadra, a. S. Al-Fahoum, e S. Binajjaj, «A quantitative analysis approach for cardiac arrhythmia classification using higher order spectral techniques», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, n. 11, pp. 1840–1845, 2005.

Referências Bibliográficas

- [154] a. Amann, R. Tratnig, e K. Unterkofler, «A new ventricular fibrillation detection algorithm for automated external defibrillators», *Comput. Cardiol.* 2005, n. 1, pp. 559–562, 2005.
- [155] V. Afonso e W. Tompkins, «Detecting Ventricular Fibrillation», *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 14, n. 2, pp. 152–159, 1995.
- [156] R. H. Clayton e a Murray, «Linear and non-linear analysis of the surface electrocardiogram during human ventricular fibrillation shows evidence of order in the underlying mechanism.», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, n. 3, pp. 354–358, 1999.
- [157] L. Khadra, a S. al-Fahoum, e H. al-Nashash, «Detection of life-threatening cardiac arrhythmias using the wavelet transformation.», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 35, n. 6, pp. 626–632, 1997.
- [158] C. Li, C. Zheng, e C. Tai, «Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, n. 1, pp. 21–28, 1995.
- [159] M. Korürek e A. Nizam, «Clustering MIT–BIH arrhythmias with Ant Colony Optimization using time domain and PCA compressed wavelet coefficients», *Digit. Signal Process.*, vol. 20, n. 4, pp. 1050–1060, 2010.
- [160] M. I. Owis, A. H. Abou-Zied, a. B. M. Youssef, e Y. M. Kadah, «Study of features based on nonlinear dynamical modeling in ECG arrhythmia detection and classification», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, n. 7, pp. 733–736, 2002.
- [161] S. C. Malpas, «Neural influences on cardiovascular variability: possibilities and pitfalls.», *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 282, n. 1, pp. H6–H20, 2002.
- [162] F. Ravelli e R. Antolini, «Complex dynamics underlying the human electrocardiogram», *Biol. Cybern.*, vol. 65, pp. 57–65, 1992.
- [163] M. Small, D. Yu, J. Simonotto, R. G. Harrison, N. Grubb, e K. a. . Fox, «Uncovering non-linear structure in human ECG recordings», *Chaos, Solitons & Fractals*, vol. 13, n. 8, pp. 1755–1762, 2002.
- [164] A. Amann, R. Tratnig, e K. Unterkofler, «Detecting ventricular fibrillation by time-delay methods», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, n. 1, pp. 174–177, 2007.
- [165] S. a C. Schuckers e P. Raphisak, «Distinction of arrhythmias with the use of approximate entropy», *Comput. Cardiol.*, vol. 26, pp. 347–350, 1999.
- [166] H.-B. Xie, G. Zhong-Mei, e H. Liu, «Classification of ventricular tachycardia and fibrillation using fuzzy similarity-based approximate entropy», *Expert Syst. Appl.*, vol. 38, n. 4, pp. 3973–3981, 2011.
- [167] H. Huang, H. Xie, e Z. Wang, «The analysis of VF and VT with wavelet-based Tsallis information measure», *Phys. Lett. A*, vol. 336, n. 2–3, pp. 180–187, 2005.
- [168] Y. Sun, K. L. Chan, e S. M. Krishnan, «Life-threatening ventricular arrhythmia recognition by nonlinear descriptor.», *Biomed. Eng. Online*, vol. 4, n. 1, p. 6, 2005.
- [169] X. S. Zhang, Y. S. Zhu, N. V. Thakor, e Z. Z. Wang, «Detecting ventricular tachycardia and fibrillation by complexity measure», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, n. 5, pp. 548–555, 1999.
- [170] A. Lempel e J. Ziv, «On the complexity of finite sequences over a finite set», *IEEE Transactions Inf. Theory*, vol. 22, n. 1, pp. 75–81, 1976.

- [171] N. V Thakor, A. Natarajan, e G. F. Tomaselli, «Multiway Sequential Hypothesis Testing for Tachyarrhythmia Discrimination», *Ieee Trans. Biomed. Eng. Vol. 41, No. 5. May 1994*, vol. 41(5), n. 5, pp. 480–487, 1994.
- [172] I. Jekova e V. Krasteva, «Real time detection of ventricular fibrillation and tachycardia», *Physiol. Meas.*, vol. 25, n. 5, pp. 1167–1178, 2004.
- [173] D. Cabello, S. Barro, J. M. Salceda, R. Ruiz, e J. Mira, «Fuzzy K-nearest neighbor classifiers for ventricular arrhythmia detection», *Int. J. Biomed. Comput.*, vol. 27, pp. 77–93, 1991.
- [174] a S. al-Fahoum e I. Howitt, «Combined wavelet transformation and radial basis neural networks for classifying life-threatening cardiac arrhythmias.», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, n. 5, pp. 566–573, 1999.
- [175] Y. Wang, Y. S. Zhu, N. V. Thakor, e Y. H. Xu, «A short-time multifractal approach for arrhythmia detection based on fuzzy neural network», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, n. 9, pp. 989–995, 2001.
- [176] J.-S. Wang, W.-C. Chiang, Y.-L. Hsu, e Y.-T. C. Yang, «ECG arrhythmia classification using a probabilistic neural network with a feature reduction method», *Neurocomputing*, vol. 116, pp. 38–45, 2013.
- [177] F. Alonso-Atienza, E. Morgado, L. Fernandez-Martinez, A. Garcia-Alberola, e J. L. Rojo-Alvarez, «Detection of Life-Threatening Arrhythmias Using Feature Selection and Support Vector Machines», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, n. 3, pp. 832–840, 2014.
- [178] Q. Li, C. Rajagopalan, e G. D. Clifford, «Ventricular fibrillation and tachycardia classification using a machine learning approach», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, n. 6, pp. 1607–1613, 2014.
- [179] N. Kohli e N. Verma, «Arrhythmia classification using SVM with selected features», *Int. J. Eng. Sci. Technol.*, vol. 3, n. 8, pp. 122–131, 2012.
- [180] U. Ayala, U. Irusta, J. Ruiz, T. Eftestøl, J. Kramer-Johansen, F. Alonso-Atienza, E. Alonso, e D. González-Otero, «A reliable method for rhythm analysis during cardiopulmonary resuscitation.», *Biomed Res. Int.*, 2014.
- [181] L. Sörnmo e Pablo Laguna, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [182] R. A. Fisher, «The use of multiple measurements in taxonomic problems», *Ann. Eugen.*, vol. 7, n. 2, pp. 179–188, Set. 1936.
- [183] E. Reis, *Estatística multivariada aplicada*, 1.^a ed. Sílabo, 2001.
- [184] B. Flury, *A First Course in Multivariate Statistics*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [185] V. N. Vapnik, *Statistical Learning Theory*. Wiley, 1998.
- [186] R. Samant e S. Rao, «A study on Comparative Performance of SVM Classifier Models with Kernel Functions in Prediction of Hypertension», vol. 4, n. 6, pp. 818–821, 2013.
- [187] L. C. Molina, L. Belanche, e À. Nebot, «Feature Selection Algorithms: A Survey and Experimental Evaluation», *Data Mining, 2002. ICDM 2003. Proceedings. 2002 IEEE Int. Conf.*, pp. 306–313, 2002.

Referências Bibliográficas

- [188] I. Guyon e A. Elisseeff, «An Introduction to Variable and Feature Selection», *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 3, pp. 1157–1182, 2003.
- [189] N. S. Dias, M. Kamrunnahar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, e J. H. Correia, «Customized Linear Discriminant Analysis for Brain-Computer Interfaces», *2007 3rd Int. IEEE/EMBS Conf. Neural Eng.*, vol. 16802, pp. 430–433, 2007.
- [190] N. S. Dias, M. Kamrunnahar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, e J. H. Correia, «Comparison of EEG Pattern Classification Methods for Brain- Computer Interfaces», *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*, pp. 2540–2543, 2007.
- [191] N. S. Dias, M. Kamrunnahar, P. M. Mendes, S. J. Schiff, e J. H. Correia, «Variable subset selection for brain-computer interface: PCA-based dimensionality reduction and feature selection», *Proc. 2nd Int. Conf. Bio-inspired Syst. Signal Process.*, pp. 35–40, 2008.
- [192] I. Guyon, J. Weston, S. Barnhill, e V. Vapnik, «Gene Selection for Cancer Classification using Support Vector Machines», *Mach. Learn.*, vol. 46, pp. 389–422, 2002.
- [193] PhysioNet, «PhysioBank Archive - ECG Databases», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.physionet.org/physiobank/database/#ecg>. [Acedido: 24-Ago-2015].
- [194] Emergency Care Research Institute, «American Heart Association ECG Database DVD», 2015. [Em linha]. Disponível em: https://www.ecri.org/components/Pages/AHA_ECG_DVD.aspx. [Acedido: 24-Jul-2015].
- [195] Scikit-learn, «scikit-learn: machine learning in Python — scikit-learn 0.16.1 documentation», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://scikit-learn.org/stable/>. [Acedido: 25-Set-2015].
- [196] Scikit-learn, «sklearn.lda.LDA — scikit-learn 0.16.1 documentation», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://scikit-learn.org/stable/modules/generated/sklearn.lda.LDA.html>. [Acedido: 25-Set-2015].
- [197] Scikit-learn, «sklearn.svm.SVC — scikit-learn 0.16.1 documentation», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://scikit-learn.org/stable/modules/generated/sklearn.svm.SVC.html#sklearn.svm.SVC>. [Acedido: 25-Set-2015].
- [198] MathWorks, «Resample uniform or nonuniform data to new fixed rate - MATLAB resample», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/resample.html>. [Acedido: 25-Set-2015].
- [199] K. Hajian-Tilaki, «Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve Analysis for Medical Diagnostic Test Evaluation.», *Casp. J. Intern. Med.*, vol. 4, n. 2, pp. 627–35, 2013.
- [200] PJRC Store, «Teensy 3.2 & 3.1: New Features», 2015. [Em linha]. Disponível em: <https://www.pjrc.com/teensy/teensy31.html#specs>. [Acedido: 15-Out-2015].
- [201] Laerdal Medical, «SimMan® 3G advanced patient simulator», 2015. [Em linha]. Disponível em: <http://www.laerdal.com/us/SimMan3G>. [Acedido: 15-Out-2015].
- [202] L. a. Steiner, «Monitoring the injured brain: ICP and CBF», *Br. J. Anaesth.*, vol. 97, n. 1, pp. 26–38, 2006.
- [203] Jonathan S. Williams, Stacey M. Brown, e Paul R. Conlin, «Blood-Pressure Measurement», *N. Engl. J. Med.*, vol. 360, n. e6, 2009.

- [204] N. Cristianini e J. Shawe-Taylor, *An Introduction to Support Vector Machines and Other Kernel-based Learning Methods*. Cambridge: Cambridge University Press, 2000.
- [205] Y.-A. Chen e Pau-Choo Chung, «Enhanced Local Support Vector Machine With Fast Cross-Validation Capability», *Intell. Syst. Appl. Proc. Int. Comput. Symp.*, pp. 491 – 500, 2015.
- [206] Z. Xie, Q. Hu, e D. Yu, «Improved Feature Selection Algorithm Based on SVM and Correlation», *Adv. Neural Networks, Third Int. Symp. Neural Networks*, pp. 1373–1380, 2006.
- [207] J. D. Gibbons e Subhabrata Chakraborti, *Nonparametric Statistical Inference*, 5 ed. CRC Press, 2010.
- [208] R. W. C. G. R. Wijshoff, T. van der Sar, W. H. Peeters, R. Bezemer, P. Aelen, I. W. F. Paulussen, S. C. M. a Ordelman, A. Venema, P. F. J. van Berkomp, R. M. Aarts, P. H. Woerlee, G. J. Scheffer, e G. J. Noordergraaf, «Detection of a spontaneous pulse in photoplethysmograms during automated cardiopulmonary resuscitation in a porcine model», *Resuscitation*, vol. 84, n. 11, pp. 1625–1632, 2013.
- [209] R. W. C. G. R. Wijshoff, A. M. T. M. van Asten, W. H. Peeters, R. Bezemer, G. J. Noordergraaf, M. Mischi, e R. M. Aarts, «Photoplethysmography-based algorithm for detection of cardiogenic output during cardiopulmonary resuscitation.», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, n. 3, pp. 909–21, 2015.
- [210] J. H. Husøy, J. Eilevstjønn, T. Eftestøl, S. O. Aase, H. Myklebust, e P. A. Steen, «Removal of cardiopulmonary resuscitation artifacts from human ECG using an efficient matching pursuit-like algorithm», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, n. 11, pp. 1287–1298, 2002.
- [211] J. Eilevstjønn, T. Eftestøl, S. O. Aase, H. Myklebust, J. H. Husøy, e P. A. Steen, «Feasibility of shock advice analysis during CPR through removal of CPR artefacts from the human ECG.», *Resuscitation*, vol. 61, n. 2, pp. 131–141, 2004.
- [212] K. Rheinberger, T. Steinberger, K. Unterkofler, M. Baubin, A. Klotz, e A. Amann, «Removal of CPR artifacts from the ventricular fibrillation ECG by adaptive regression on lagged reference signals.», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, n. 1, pp. 130–7, 2008.

ANEXO I – INQUÉRITO PARA AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DA APLICAÇÃO MÓVEL *AppLS***AppLS**

Neurosciences Research Domain
ICVS - Life and Health Sciences Research Institute
University of Minho - Portugal

**Avaliação do desempenho da aplicação AppLS**

Nome do Utilizador:

Área de Saúde:

Data:

Tipo de cenário testado:

AppLS**Criadores:** João Meireles, Tiago Faria, João Bessa, Nuno Dias

A aplicação *Android AppLS* está a ser desenvolvida no âmbito de uma tese de mestrado realizada por um aluno de Engenharia Biomédica da Universidade do Minho. Esta aplicação baseia-se no algoritmo de Suporte Avançado de Vida (*ALS - Advanced Life Support*).

O objetivo deste primeiro protótipo é apoiar os profissionais de saúde aquando da ressuscitação de uma pessoa em paragem cardiorrespiratória. É também uma ferramenta de registo, permitindo um posterior estudo sobre as manobras realizadas num determinado processo de ressuscitação.

O inquérito aqui apresentado tem como intuito avaliar os dois principais componentes da aplicação (Algoritmo de Suporte Avançado de Vida e Registo), bem como a estética e utilização da mesma. Com esta avaliação e com todas as observações que cada pessoa avaliadora disponibilizar, espera-se melhorar a aplicação para que esta tenha uma maior qualidade.

Descrição da avaliação

Grau	Tipo	Sugestão de condições a verificar
1	Discordo Completamente	Desempenho fraco; problemas graves que devem ser reparados de qualquer forma
2	Discordo	Mau desempenho; problemas de alta prioridade (devem ser reparados)
3	Não concordo nem discordo	Desempenho medíocre; problemas de baixa prioridade
4	Concordo	Bom desempenho; problemas sem necessidade imediata de solução
5	Concordo Completamente	Desempenho excelente; ausência de problemas



AppLS

Neurosciences Research Domain
ICVS - Life and Health Sciences Research Institute
University of Minho - Portugal



1. Algoritmo de Suporte Avançado de Vida

	Itens a avaliar	1	2	3	4	5
1.1.	A ordem de ações (Desfibrilação, administração de drogas, CPR) a realizar está correta.					
1.2.	A informação sobre o número da ação que está a ser aplicada é útil.					
1.3.	A informação sobre o tipo de ritmo a ser tratado (<i>Shockable/Non-shockable</i>) é útil.					
1.4.	As desfibrilações são aplicadas quando necessárias.					
1.5.	A frequência de administração de adrenalina imposta é adequada.					
1.6.	A paragem do algoritmo na presença de ROSC é adequada.					
1.7.	A paragem do algoritmo na ausência de ROSC (botão Death) é adequada.					
1.8.	A associação entre a <i>check-list</i> que contém os procedimentos a realizar e as causas reversíveis está correta.					
1.9.	A informação disponibilizada para cada causa reversível está correta.					
1.10.	Globalmente, o algoritmo está bem implementado.					

Observações (sugestões, comentários, pormenorização do(s) problema(s), outros problemas):



AppLS

Neurosciences Research Domain
 ICVS - Life and Health Sciences Research Institute
 University of Minho - Portugal



2. Registo (Report)

Itens a avaliar		1	2	3	4	5
2.1.	A informação disponibilizada acerca do processo de ressuscitação é útil.					
2.2.	A informação a ser inserida pelo utilizador é útil.					
2.3.	A informação sobre a localização geográfica é útil.					
2.4.	A informação disponibilizada para cada ciclo em particular é útil.					
2.5.	Globalmente, a funcionalidade de registo é útil.					

Observações (sugestões, comentários, pormenorização do(s) problema(s), outros problemas):



AppLS

Neurosciences Research Domain
ICVS - Life and Health Sciences Research Institute
University of Minho - Portugal



3. Estética

	Itens a avaliar	1	2	3	4	5
3.1	O jogo de cores é adequado.					
3.2	A disposição dos elementos é adequada.					
3.3	O uso do Inglês é correto.					
3.4	Globalmente, a estética da aplicação é atrativa.					

Observações (sugestões, comentários, pormenorização do(s) problema(s), outros problemas):



AppLS

Neurosciences Research Domain
ICVS - Life and Health Sciences Research Institute
University of Minho - Portugal



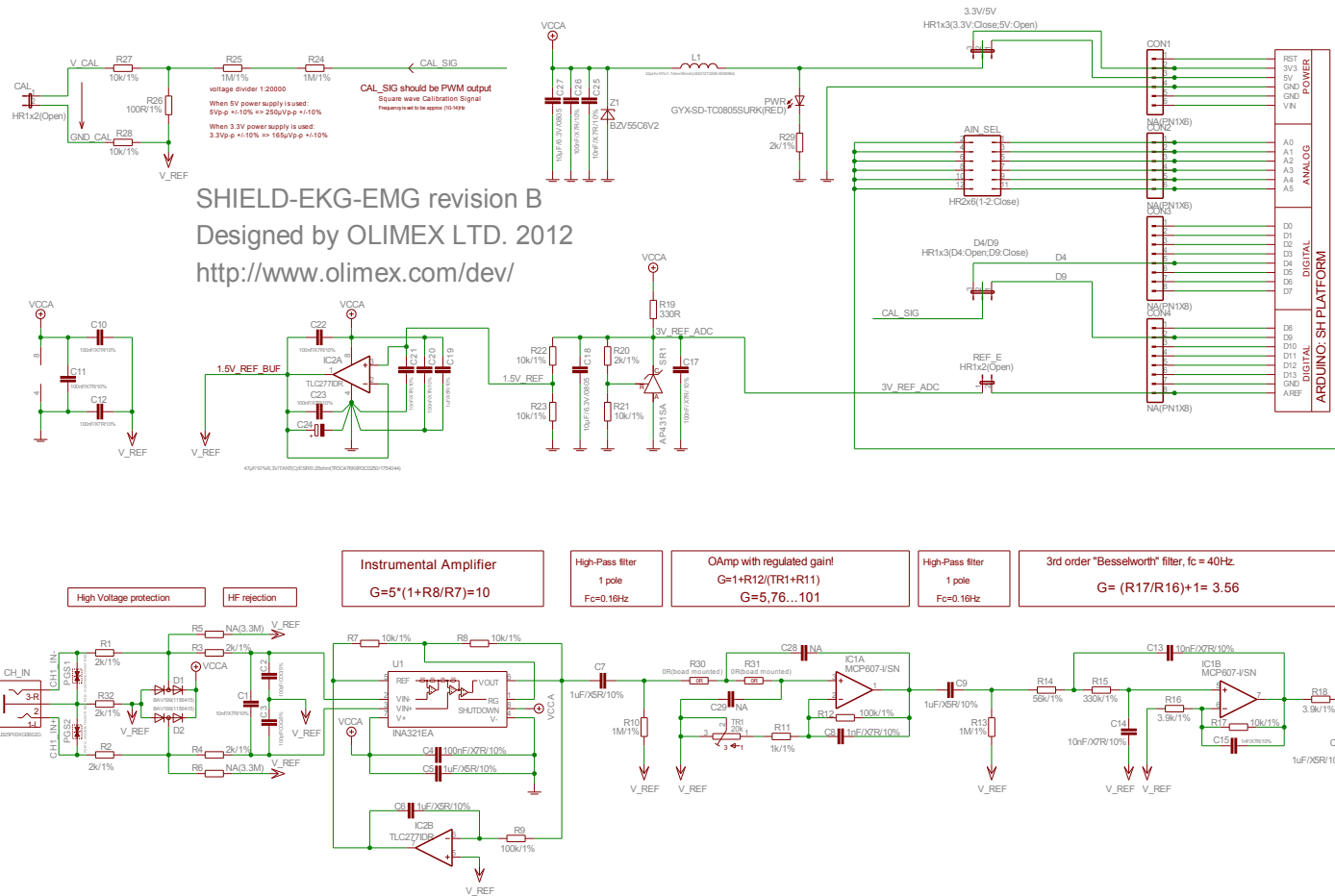
4. Utilização

Itens a avaliar		1	2	3	4	5
4.1	Os elementos da aplicação são sugestivos a ponto de permitirem que o utilizador a use sem precisar de recorrer a manuais e outros tipos de ajuda.					
4.2	Os elementos da aplicação permitem que o utilizador realize as suas tarefas de forma eficiente, ou seja, com menor esforço possível.					
4.3	A aplicação ajuda a complementar os conhecimentos do utilizador acerca do Suporte Avançado de Vida					
4.4	A aplicação aumenta a confiança do utilizador para realizar Suporte Avançado de Vida					
4.5	A atitudes do utilizador são alteradas em função das indicações da aplicação					
4.6	Do ponto de vista do utilizador, a aplicação pode ser utilizada em contexto real.					

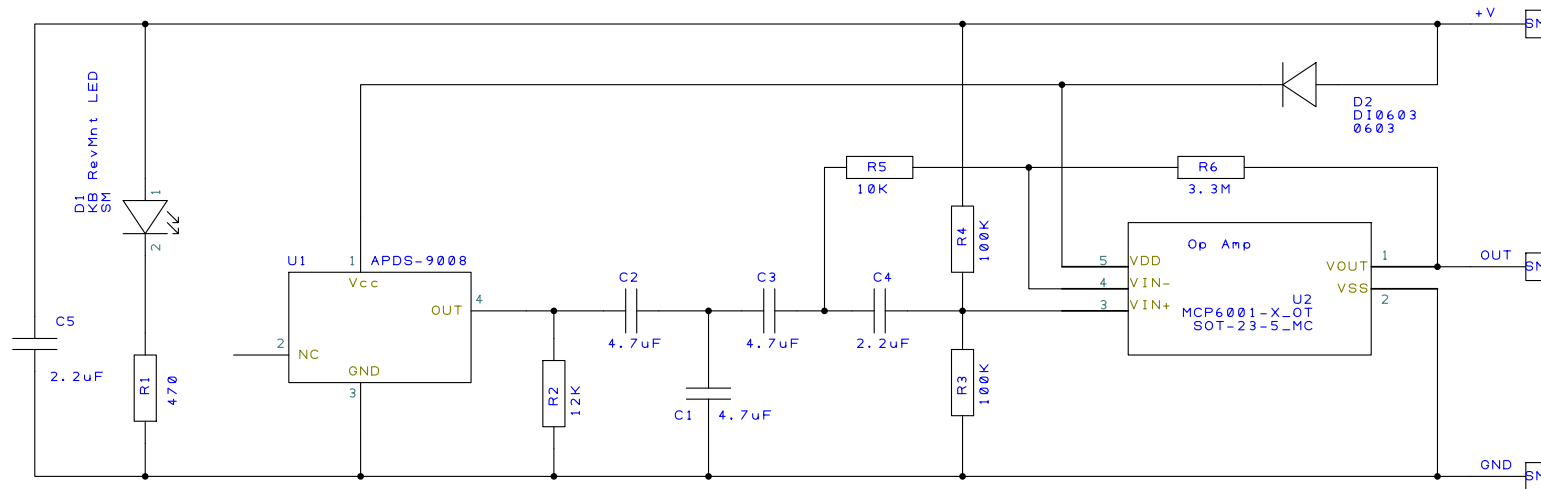
Observações (sugestões, comentários, pormenorização do(s) problema(s), outros problemas):

Criação de um Sistema de Apoio para o Suporte Avançado de Vida

ANEXO II – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DA SHIELD-EKG-EMG DA OLIMEX



ANEXO III – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO DO *PULSE SENSOR*



Pulse Sensor Amplified

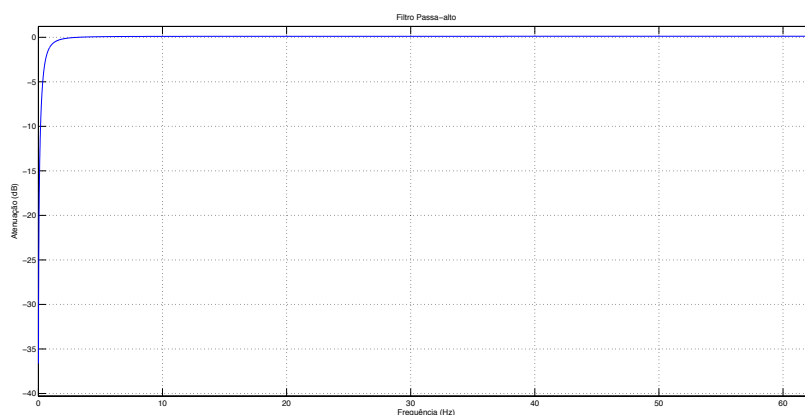
Designed by Joel Murphy
Spring 2012

Licensed under the TAPR Open Hardware License (www.tapr.org/OHL)

ANEXO IV – FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA E RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DOS FILTROS APLICADOS AO SINAL DE PULSO

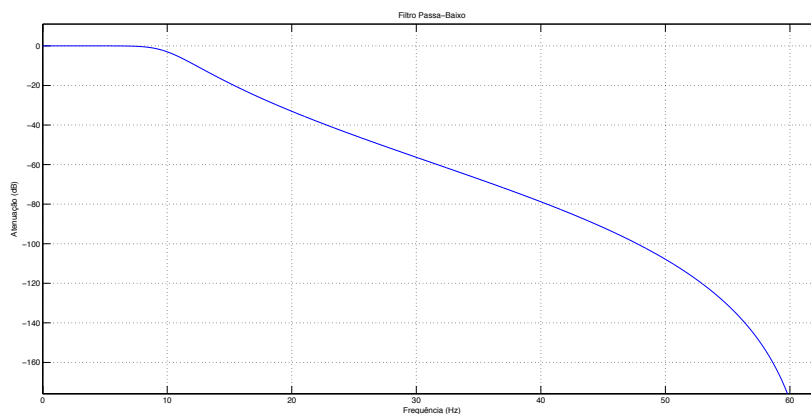
Anexo IV.1 – Função de transferência $H_{hp_pulso}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-alto de 0.5 Hz

$$H_{hp_pulso}(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{(1 - 0.974z^{-1})}$$



Anexo IV.2 – Função de transferência $H_{lp_pulso}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-baixo de 10 Hz

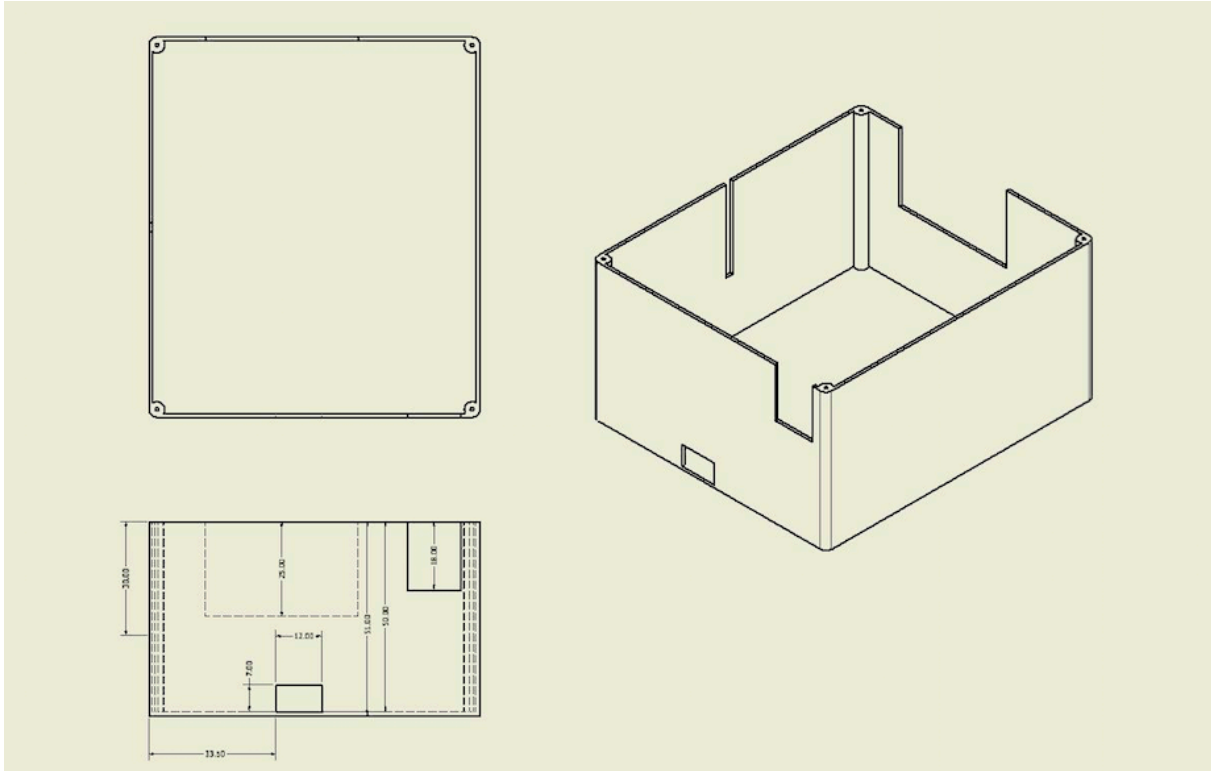
$$H_{lp_pulso}(z) = \frac{0.000021 + 0.000107z^{-1} + 0.000214z^{-2} + 0.000214z^{-3} + 0.000107z^{-4} + 0.000021z^{-5}}{1 - 4.1873z^{-1} + 7.069723z^{-2} - 6.009958z^{-3} + 2.570429z^{-4} - 0.442209z^{-5}}$$



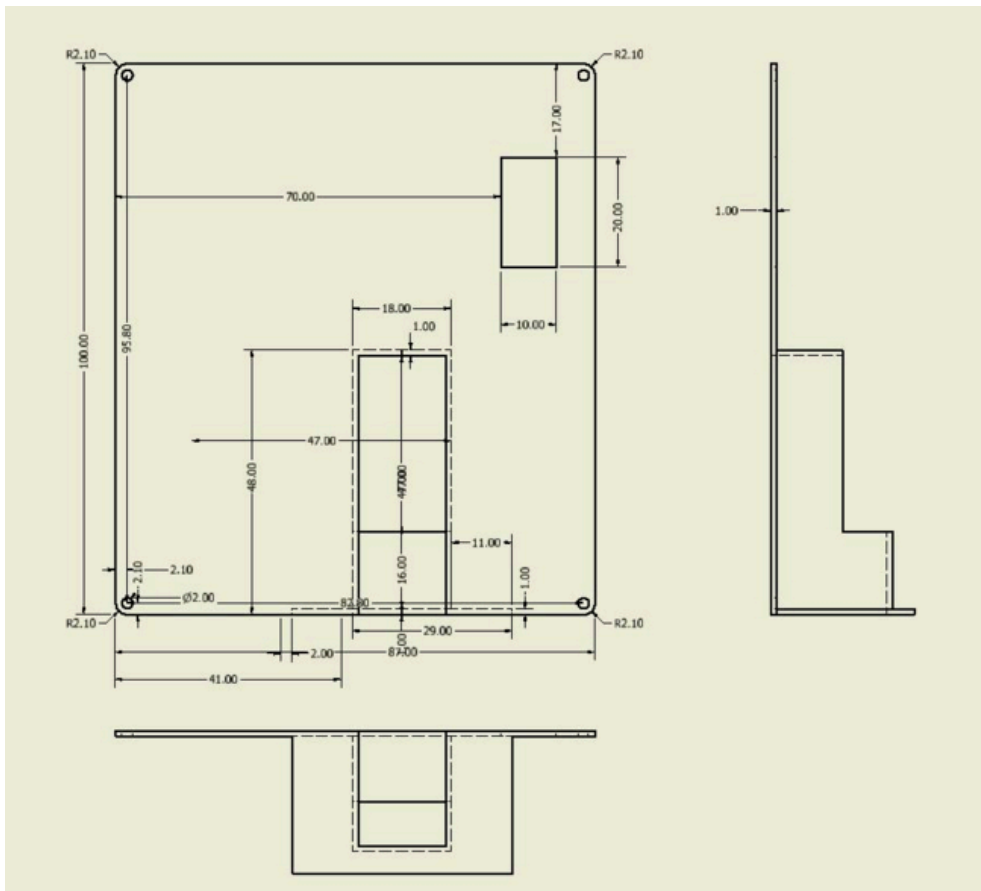
Anexos

ANEXO V – DESENHO TÉCNICO DOS COMPONENTES DA CAIXA DO SISTEMA DE APOIO AO SAV

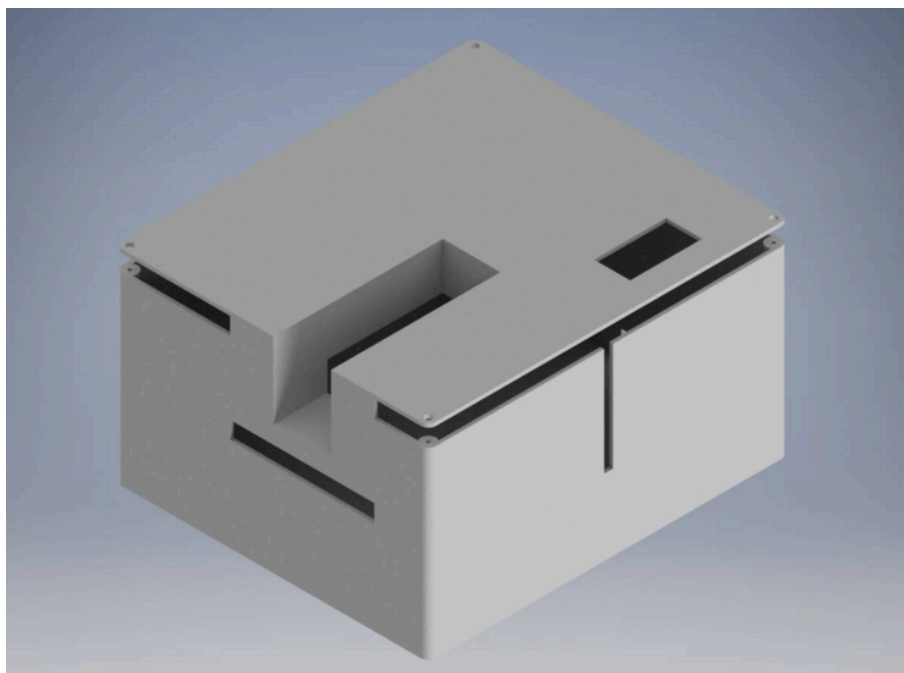
Anexo V.1 – Desenho técnico da caixa



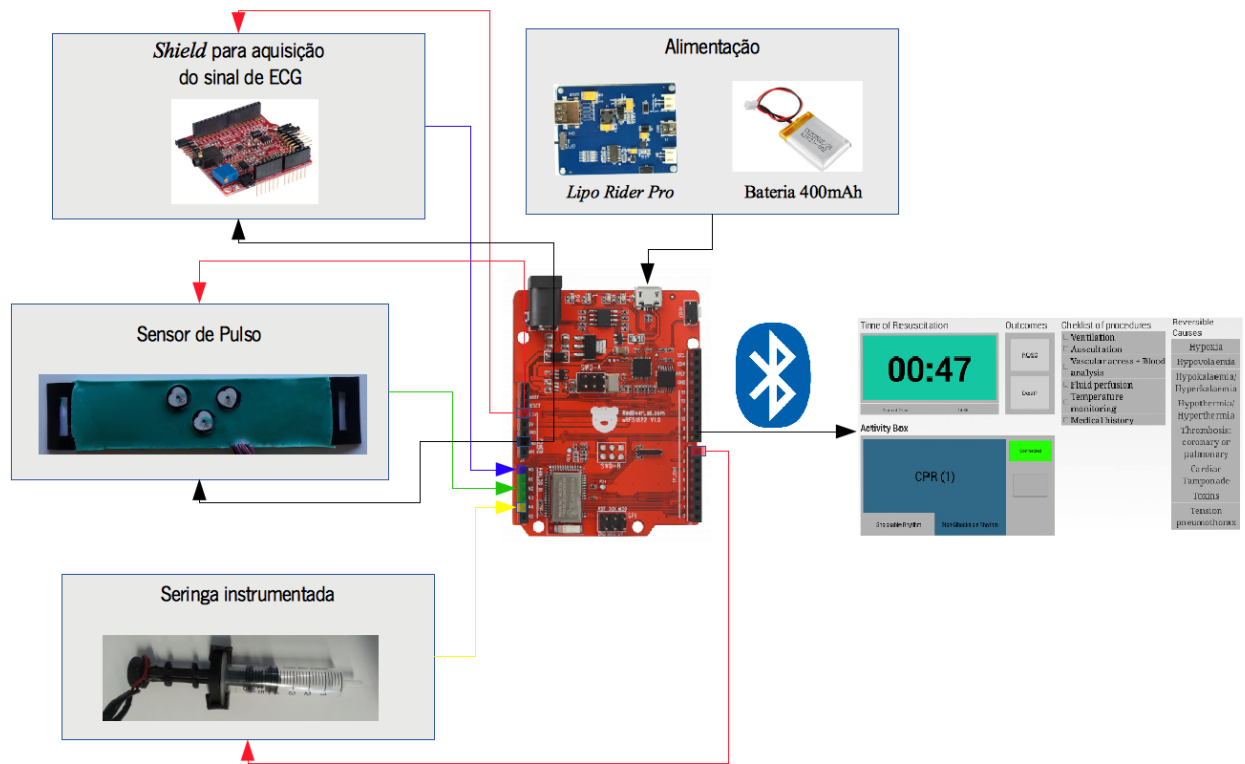
Anexo V.2 – Desenho técnico da tampa



Anexo V.3 – Assembly da caixa e tampa



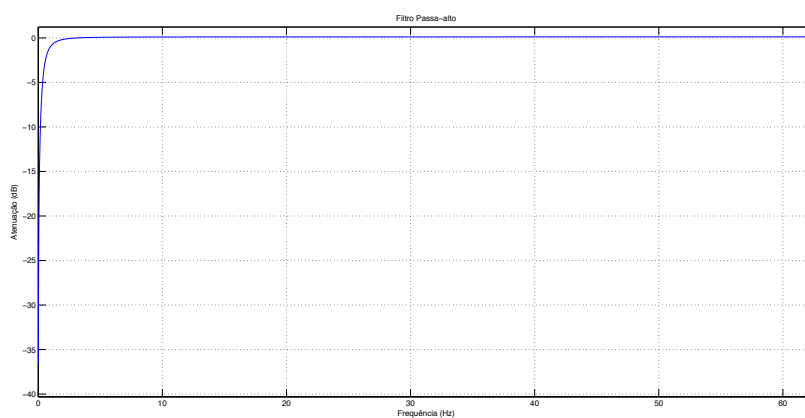
ANEXO VI – DIAGRAMA DE CONEXÕES DO SISTEMA DE APOIO AO SAV



ANEXO VII – FUNÇÃO DE TRANSFERÊNCIA E RESPOSTA EM FREQUÊNCIA DOS FILTROS APLICADOS AO SINAL DE ECG

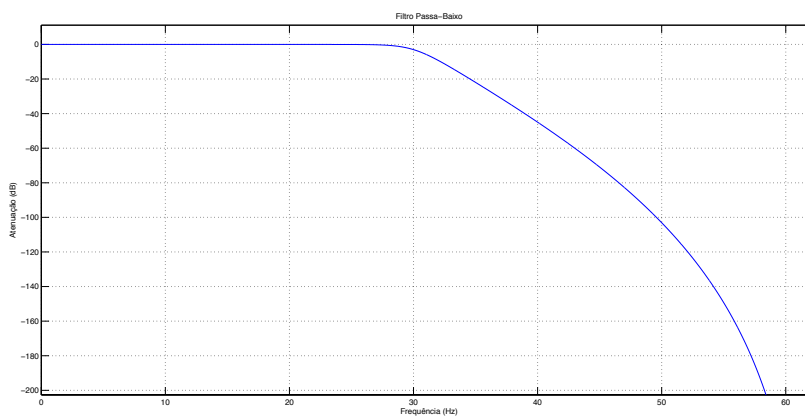
Anexo VII.1 – Função de transferência $H_{hp_ecg}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-alto de 0.5 Hz

$$H_{hp_ecg}(z) = \frac{(1 - z^{-1})}{(1 - 0.974z^{-1})}$$



Anexo VII.2 – Função de transferência $H_{lp_ecg}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-baixo de 30 Hz

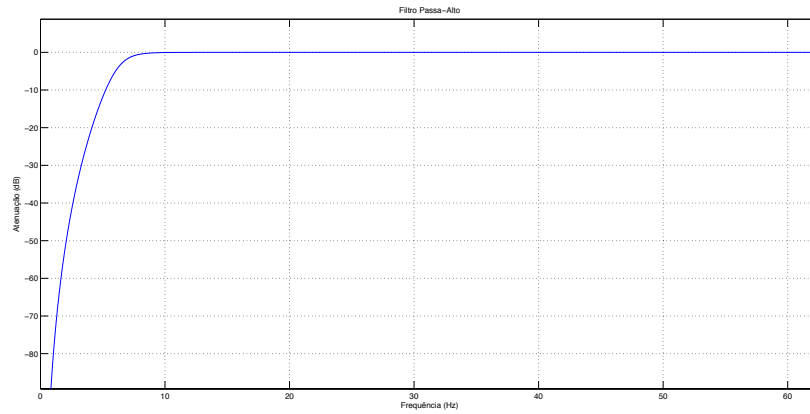
$$H_{lp_ecg}(z) = \frac{0.000008 + 0.000079z^{-1} + 0.000354z^{-2} + 0.000944z^{-3} + 0.001652z^{-4} + 0.001982z^{-5} + 0.001652z^{-6} + 0.000944z^{-7} + 0.000354z^{-8} + 0.000079z^{-9} + 0.000008z^{-10}}{1 - 5.187004z^{-1} + 12.811436z^{-2} - 19.561083z^{-3} + 20.287023z^{-4} - 14.853202z^{-5} + 7.744560z^{-6} - 2.831050z^{-7} + 0.692723z^{-8} - 0.102252z^{-9} + 0.006903z^{-10}}$$



Anexos

Anexo VII.3 – Função de transferência $H_{hp_ecg_2}(z)$ e resposta em frequência do filtro passa-alto de 6.5 Hz

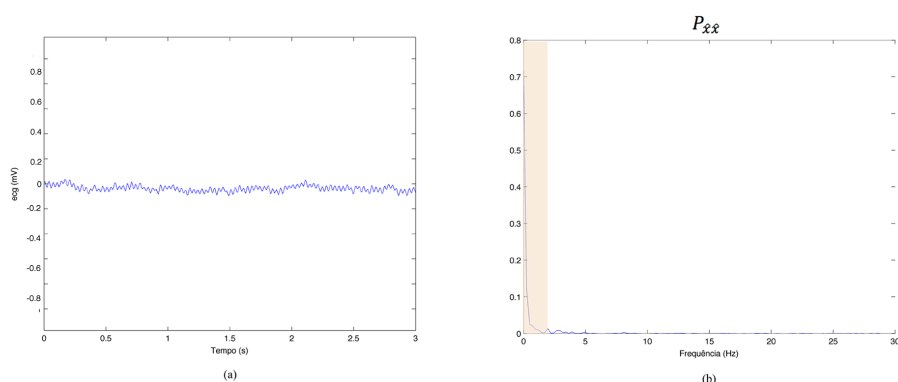
$$H_{hp_ecg_2}(z) = \frac{0.587673 - 2.938363z^{-1} + 5.876726z^{-2} - 5.876726z^{-3} + 2.938363z^{-4} - 0.587673z^{-5}}{1 - 3.944022z^{-1} + 6.312419z^{-2} - 5.112236z^{-3} + 2.091487z^{-4} - 0.345359z^{-5}}$$



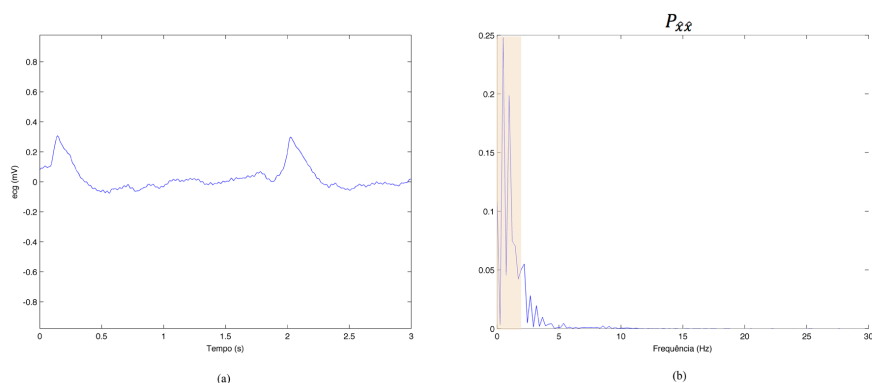
ANEXO VIII – PROCESSAMENTO DO SINAL DE ECG PARA A EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

Neste anexo apresentam-se exemplos de sinais de ECG transformados para a obtenção das características analisadas na subsecção 4.4.2. Para as assistolias (VIII.1 e VIII.2) apresenta-se o sinal original e a sua densidade de probabilidade ($P_{\hat{x}\hat{x}}$). Para os outros ritmos apresenta-se o sinal normalizado (ecg_n), o sinal processado para obter a característica *Slope* (ecg_{slope}), o sinal processado para obter a característica *Baseline* ($ecg_{baseline}$), o sinal binarizado (ecg_{bin}) e a densidade de probabilidade ($P_{\hat{x}\hat{x}}$).

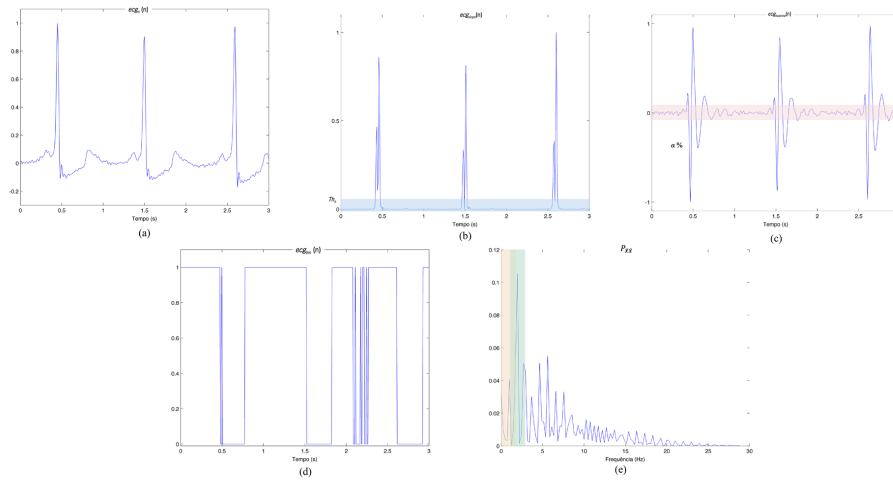
Anexo VIII.1 – Assistolia



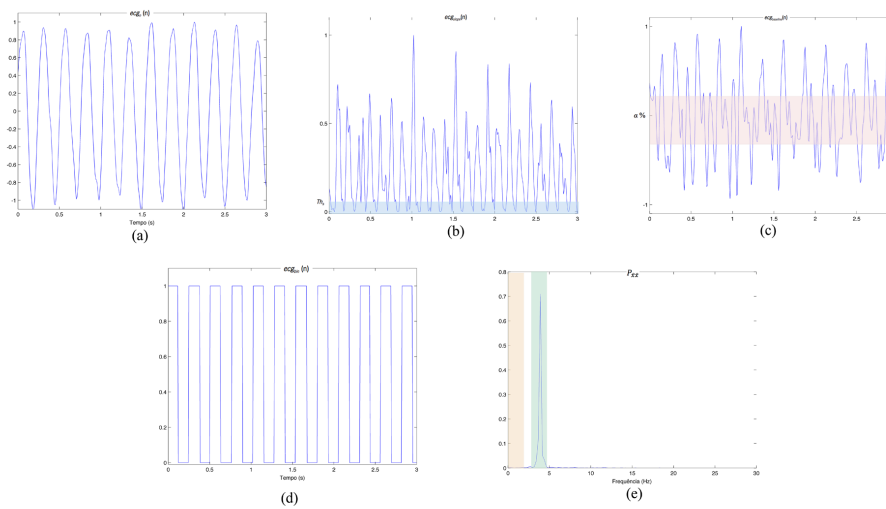
Anexo VIII.2 – Assistolia com focos ectópicos



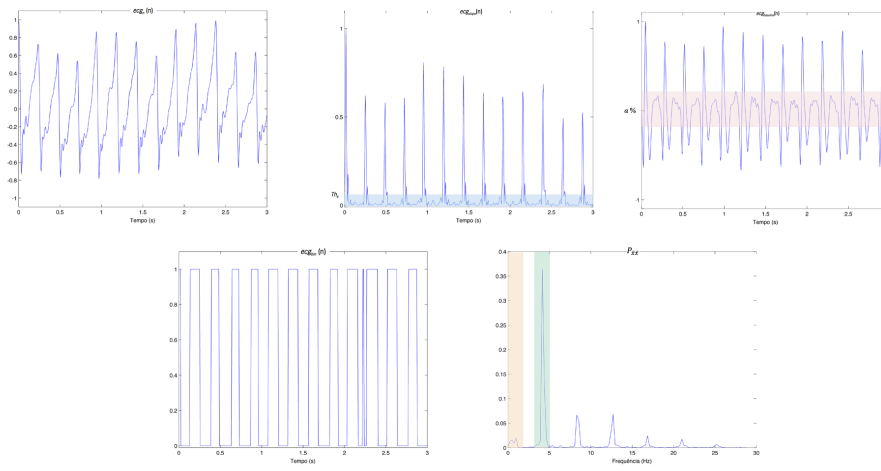
Anexo VIII.3 – Ritmo normal sinusal



Anexo VIII.4 – Fibrilhação Ventricular



Anexo VIII.5 – Taquicardia Ventricular



ANEXO IX – CLASSIFICAÇÕES OBTIDAS PARA OS *RANKINGS* DE CARACTERÍSTICAS CONSTRUÍDOS A PARTIR DOS RESULTADOS DA FASE DE SELEÇÃO

Neste anexo apresentam-se os resultados das classificações médias realizadas com os classificadores *LDA* e *SVM* tendo em conta *rankings* de características. Estes foram organizados de acordo com o número de vezes que cada característica foi selecionada durante a execução dos métodos *SID*, *AGV* e *RFE*. Também se organizou um *ranking* tendo em conta a média de seleção de cada característica.

As classificações são efetuadas para um número variável de características. Começa com aquela que tem o maior peso nesse *ranking* e vai adicionando-se características que têm pesos cada vez menores.

Os resultados das classificações efetuadas são apresentados a seguir. Para além dos valores das métricas médios obtidos, também se apresentam os valores de *p* do teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov* (*K-S p*) que foi realizado considerando como hipótese nula (H_0) a igualdade nas exatidões obtidas ao longo das 100 iterações do processo de validação cruzada pela classificação apresentada e a classificação com o conjunto formado pelas características *Baseline*, *AreaBin*, *SobrepBin* e *SinSobrep* e pelo classificador *SVM*.

Anexo IX.1 – Classificação com *LDA* tendo em conta *ranking* de características organizadas pelo número de seleção médio

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	87.81	89.92	85.95	84.91	90.65	7.1742 x10 ⁻²⁸
2	89.00	89.88	88.23	87.04	90.84	6.6643 x10 ⁻¹⁹
3	89.00	90.16	87.97	86.83	91.05	1.1244 x10 ⁻²⁰
4	90.93	89.27	92.4	91.17	90.74	0.00032154
5	92.33	92.29	92.37	91.4	93.16	0.44313
6	92.27	92.3	92.24	91.27	93.16	0.55602
7	92.7	92.47	92.89	91.96	93.35	0.0017847
8	92.85	92.75	92.94	92.03	93.58	0.0017847
9	92.55	92.81	92.33	91.41	93.59	0.19304
10	92.61	92.77	92.46	91.54	93.57	0.099376
11	92.61	92.83	92.41	91.49	93.62	0.013112
12	92.69	92.47	92.88	91.95	93.35	0.013112

Anexo IX.2 – Classificação com *SVM* tendo em conta *ranking* de características organizado pelo número de seleção médio

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	89.27	86.54	91.67	90.13	88.56	9.1314x10 ⁻¹⁸
2	90.43	87.1	93.36	92.02	89.16	6.1245x10 ⁻⁷
3	90.7	87.87	93.18	91.89	89.73	9.245 x10 ⁻⁵
4	91.05	87.79	93.92	92.7	89.74	0.0010291
5	91.81	89.39	93.94	92.84	90.97	0.55602
6	91.87	89.56	93.9	92.81	91.09	0.89375
7	92.2	89.79	94.31	93.28	91.31	0.79418
8	92.1	89.99	93.95	92.9	91.44	0.9921
9	92.07	90.02	93.88	92.82	91.45	0.9921
10	92.13	90.1	93.92	92.87	91.52	0.67662
11	92.08	90.05	93.87	92.81	91.47	0.96102
12	92.08	90.06	93.86	92.8	91.48	0.99948

Anexo IX.3 – Classificação com *LDA* tendo em conta *ranking* de características obtido através dos resultados do SID

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	87.8	89.92	85.94	84.9	90.65	5.058377x10 ⁻³⁰
2	87.56	89.02	86.27	85.08	89.94	9.304777x10 ⁻³¹
3	89.00	89.48	88.59	87.33	90.55	2.492677x10 ⁻¹⁸
4	90.99	89.46	92.33	91.12	90.88	0.00017421
5	91.17	90.00	92.2	91.02	91.29	0.0017847
6	91.12	89.87	92.23	91.04	91.19	0.0017847
7	91.92	91.23	92.53	91.48	92.31	0.89375
8	91.95	91.27	92.55	91.51	92.34	0.96102
9	92.22	91.54	92.81	91.8	92.58	0.26055
10	92.52	92.73	92.33	91.41	93.53	0.44313
11	92.63	92.86	92.42	91.5	93.64	0.069092
12	92.61	92.41	92.78	91.84	93.29	0.047047

Anexo IX.4 – Classificação com *SVM* tendo em conta *ranking* de características obtido através dos resultados do SID

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	89.29	86.58	91.67	90.14	88.59	1.745177x10 ⁻¹⁹
2	89.32	86.61	91.71	90.18	88.62	2.492677x10 ⁻¹⁸
3	90.47	87.37	93.19	91.86	89.35	2.205677x10 ⁻⁸
4	91.09	87.85	93.93	92.72	89.79	2.446277x10 ⁻⁵
5	91.07	87.94	93.82	92.59	89.85	0.0010291
6	91.08	87.91	93.86	92.64	89.83	0.0017847
7	91.55	89.22	93.59	92.45	90.81	0.19304
8	91.55	89.31	93.52	92.37	90.87	0.099376
9	91.65	89.47	93.57	92.44	91.00	0.19304
10	92.09	90.21	93.75	92.69	91.59	0.9921
11	92.14	90.26	93.79	92.74	91.64	1
12	92.13	90.3	93.74	92.69	91.66	0.96102

Anexo IX.5 – Classificação com *LDA* tendo em conta *ranking* de características obtido através dos resultados do *AGV*

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	87.83	89.92	86.00	84.96	90.66	9.3047 x10 ⁻³¹
2	88.53	89.61	87.58	86.39	90.56	3.6375x10 ⁻²³
3	88.56	90.16	87.15	86.05	90.97	2.7664x10 ⁻²¹
4	88.6	90.16	87.22	86.12	90.98	8.2362x10 ⁻²⁴
5	89.08	90.61	87.73	86.66	91.4	1.7451x10 ⁻¹⁹
6	90.32	90.65	90.03	88.89	91.64	1.466 x10 ⁻⁹
7	90.37	90.47	90.28	89.11	91.51	2.2056x10 ⁻⁸
8	90.25	90.5	90.02	88.86	91.51	2.9511x10 ⁻¹¹
9	91.15	91.36	90.97	89.89	92.29	0.020495
10	91.6	92.06	91.2	90.19	92.89	0.069092
11	92.05	91.23	92.76	91.73	92.33	0.79418
12	92.65	92.38	92.88	91.94	93.28	0.013112

Anexo IX.6 – Classificação com *SVM* tendo em conta *ranking* de características obtido através dos resultados do *AGV*

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	89.28	86.5	91.73	90.19	88.54	1.7451x10 ⁻¹⁹
2	89.77	87.45	91.82	90.38	89.27	4.5195x10 ⁻¹⁵
3	89.93	88.69	91.03	89.68	90.15	1.2681x10 ⁻¹²
4	89.73	88.6	90.72	89.35	90.05	1.3361x10 ⁻¹⁵
5	89.83	88.64	90.88	89.52	90.1	1.2681x10 ⁻¹²
6	91.43	88.59	93.92	92.76	90.35	0.0030312
7	91.32	88.74	93.58	92.39	90.43	0.0017847
8	91.4	88.91	93.58	92.41	90.57	9.245x10 ⁻⁵
9	91.3	88.79	93.52	92.33	90.46	0.0017847
10	91.35	89.23	93.22	92.04	90.78	0.0050427
11	91.6	89.49	93.46	92.33	91.00	0.13998
12	92.1	90.1	93.86	92.8	91.51	0.44313

Anexo IX.7 – Classificação com *LDA* tendo em conta *ranking* de características obtido através dos resultados do *RFE*

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	<i>K-S p</i>
1	86.88	87.26	86.55	85.08	88.54	1.435774x10 ⁻³⁴
2	87.52	89.31	85.94	84.81	90.14	8.655177x10 ⁻³⁴
3	91.29	88.82	93.46	92.27	90.48	0.013112
4	92.12	91.58	92.6	91.58	92.6	0.89375
5	92.32	92.29	92.34	91.38	93.16	0.79418
6	92.29	92.38	92.2	91.24	93.23	0.67662
7	92.26	92.5	92.04	91.09	93.31	0.67662
8	92.9	92.79	93.00	92.09	93.62	0.00058125
9	92.87	92.7	93.02	92.12	93.55	0.0030312
10	92.6	92.86	92.38	91.46	93.63	0.0082164
11	92.63	92.86	92.42	91.5	93.64	0.069092
12	92.61	92.41	92.78	91.84	93.29	0.047047

Anexo IX.8 – Classificação com *SVM* tendo em conta *ranking* de características obtido através dos resultados do *RFE*

Nº características	<i>Acc</i> (%)	<i>Se</i> (%)	<i>Sp</i> (%)	<i>PPV</i> (%)	<i>NPV</i> (%)	K-S <i>p</i>
1	86.59	87.83	85.49	84.18	88.88	5.7742x10 ⁻³⁷
2	91.18	89.61	92.57	91.38	91.02	0.0030312
3	91.27	88.1	94.06	92.88	89.99	0.0082164
4	92.13	90.35	93.7	92.65	91.7	-
5	91.85	89.47	93.95	92.85	91.03	0.89375
6	91.88	89.51	93.96	92.87	91.06	0.79418
7	91.89	89.65	93.86	92.78	91.16	0.55602
8	92.14	90.09	93.95	92.91	91.51	0.99948
9	92.09	90.01	93.92	92.86	91.45	0.89375
10	92.1	90.03	93.92	92.86	91.46	0.96102
11	92.17	90.08	94.01	92.97	91.51	0.79418
12	92.24	90.17	94.07	93.04	91.59	0.13998

Anexos

ANEXO X – PONTUAÇÃO DOS SUJEITOS DE TESTE EM CADA SIMULAÇÃO EFETUADA

Sujeito de teste	Simulação	1ºciclo (FV)	2ºciclo (FV)	3ºciclo (FV)	4ºciclo (Assistolia)	5ºciclo (ROSC)	Procedimentos médicos	Bonificação	Desempenho (%)
1	A	2	6	4	4	3	5	0	80
	B	5	4	6	4	3	5	0	90
	C	5	4	6	4	3	5	0	90
2	A	5	4	6	4	3	4	0	86.67
	B	5	4	6	4	3	4	0	86.67
	C	5	4	6	4	2	4	0	83.33
3	A	5	3	5	4	3	3	0	76.67
	B	3	4	5	4	3	4	0	76.67
	C	4	4	6	4	3	4	0	83.33
4	A	5	4	6	4	3	6	2	100
	B	5	4	6	4	3	6	2	100
	C	5	4	6	4	3	6	2	100
5	A	5	4	6	4	3	6	2	100
	B	5	4	6	4	3	6	2	100
	C	5	4	6	4	3	6	2	100
6	A	3	4	4	3	3	0	0	56.67
	B	4	3	4	3	3	5	0	73.33
	C	4	4	4	4	3	5	0	80
7	A	5	4	6	4	3	3	0	83.33
	B	5	4	6	4	3	3	0	83.33
	C	5	4	6	4	3	5	2	90
8	A	5	4	6	3	2	3	0	76.67
	B	4	4	6	3	2	2	0	70
	C	4	4	6	3	2	3	0	73.33
9	A	5	4	6	3	3	4	0	83.33
	B	5	4	6	3	3	4	0	83.33
	C	5	4	6	3	3	4	0	83.33