

Aquisição e Validação de Sinais Biomédicos com Recurso a Equipamento de Baixo Custo

Por

Hélio Bruno Marques Lourenço

Orientador: Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis

Co-orientador: Doutor Hugo Humberto Plácido da Silva

Tese submetida à

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

para obtenção do grau de

MESTRE

em Engenharia de Reabilitação e Acessibilidade Humanas, de acordo com o disposto no

Regulamento Geral dos Ciclos de Estudo Conducentes ao Grau de Mestre na UTAD

DR, 2.^a série – N.º 133 – Regulamento n.º 658/2016 de 13 de julho de 2016

Aquisição e Validação de Sinais Biomédicos com Recurso a Equipamento de Baixo Custo

Por

Hélio Bruno Marques Lourenço

Orientador: Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis

Co-orientador: Doutor Hugo Humberto Plácido da Silva

Tese submetida à

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO

para obtenção do grau de Mestre

MESTRE

em Engenharia de Reabilitação e Acessibilidade Humanas, de acordo com o disposto no

Regulamento Geral dos Ciclos de Estudo Conducentes ao Grau de Mestre na UTAD

DR, 2.^a série – N.º 133 – Regulamento n.º 658/2016 de 13 de julho de 2016

Orientação Científica :

Doutor Manuel José Cabral dos Santos Reis

Professor Associado com Agregação do
Departamento de Engenharias da Escola de Ciências e Tecnologia
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Doutor Hugo Humberto Plácido da Silva

Professor Adjunto da
Escola Superior de Tecnologia de Setúbal
Instituto Politécnico de Setúbal
Investigador no
Instituto de Telecomunicações

“Se eu vi mais longe, foi por estar sobre ombros de gigantes”

Isaac Newton

*“Ó Tempo dá-me mais tempo
Para rever o Tempo perdido.
Quanto Tempo não tive Tempo,
De ter Tempo do Tempo vivido
(...)”*

*O Tempo deu-me três filhos
Com Tempo p'ra eles doar
Aproveitei os Tempos do Tempo
P'ra eles sempre dedicar”*

Armindo Lourenço

Aos meus pais, Armindo Lourenço e Maria de Fátima Marques

Lourenço

Aquisição e Validação de Sinais Biomédicos com Recurso a Equipamento de Baixo Custo

Hélio Bruno Marques Lourenço

Submetido na Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro
para o preenchimento dos requisitos parciais para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia de Reabilitação e Acessibilidade Humanas

Resumo: A análise de Eletrocardiograma (ECG) revela informação crucial acerca dos fenómenos fisiológicos que ocorrem no sistema cardiovascular. Esta análise pode ser mais detalhada e alargada quando estes dados são transpostos para a análise da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC). Desta forma, para além dos marcadores da VFC, que fornecem dados sobre funcionamento do coração, modulados pelo Sistema Nervoso Autónomo, é também possível obter informação acerca da condição física do indivíduo, ou, até mesmo, do seu estado mental e psicológico. Com a proliferação de ferramentas, quer de hardware, quer de software, de baixo custo, torna-se possível contornar algumas das limitações de acesso a equipamento médico e respetiva análise destes dados. Juntando ao baixo custo a liberdade do utilizador em configurar o sistema segundo as suas necessidades específicas, numa abordagem “faça você mesmo” (*Do-it-Yourself* ou *DiY*), transcende-se o potencial relativo à eficiência nos processos de monitorização, aumentando exponencialmente a capacidade de recolher dados que, no limite, ajudarão a dar resposta a questões que surgem no meio clínico, científico e tecnológico. Abrem-se, assim, novas oportunidades de experimentação e desenvolvimento de metodologias ou prova de conceitos, para aplicações baseadas em biosinais. Com base em trabalhos anteriores encontrados na revisão da literatura, esta dissertação pretende analisar a fiabilidade de um dispositivo de baixo custo e *DiY* para análise rítmica do traçado de ECG. Para isso, foram realizadas monitorizações numa população de 21 indivíduos em condições de repouso e posterior corroboração empírica dos dados numéricos obtidos com os dados recolhidos, à priori, por um dispositivo médico. Como uma das bases de análise tomou-se o Intervalo QTc para a Frequência Cardíaca. Foram, ainda incluídos os resultados extraídos a partir de 2 casos de estudo, no âmbito de um estudo exploratório inicial: em um dos indivíduos foi detetada uma forma de onda anómala, posteriormente confirmada como sendo de origem cardiopática; no segundo indivíduo, foram feitas monitorizações em condição de repouso e dinâmica, para as quais foram realizadas as avaliações qualitativas dos segmentos de onda de ECG, para posterior análise rítmica, bem como a análise numérica dos dados da VFC. Os resultados demonstram que a qualidade do sinal adquirido é fiável para a aquisição de ECG com vista à posterior análise rítmica, tanto em condição de repouso, como dinâmica, através das derivações bipolares aplicadas. Foram também detetadas evidências promissoras para a monitorização e prevenção de patologias cardiovasculares, que sugerem o

benefício da inclusão de análise morfológica da forma de onda de ECG com recurso às ferramentas utilizadas neste estudo. Porém, a análise morfológica necessita de investigação mais aprofundada.

Palavras-Chave: *On-the-Person ECG*, Baixo Custo, *Open Source*, Aplicações dinâmicas, QTc, Variabilidade da Frequência Cardíaca .

Acquisition and Validation of Biomedical Signals Using a Low-Cost Device

Hélio Bruno Marques Lourenço

Submitted to the University of Trás-os-Montes e Alto Douro
in partial fulfillment of the requirements for the degree of
Master of Rehabilitation and Human Accessibilities Engineering

Abstract: Electrocardiographic (ECG) data analysis can reveal crucial information about the cardiovascular physiological phenomenon. This information can be further enhanced through Heart Rate Variability (HRV) analysis, that allow the comprehension of the landscape of the Autonomic Nervous System modulation. Hereupon, beyond cardiovascular diagnosis, ECG markers can also reflect workload levels, or even physical and mental performance, through this method. The proliferation of low-cost and Do-it-Yourself (DiY) tools, wether software or hardware tools, has allowed multiple enabling technologies, by allowing the access to devices that can have great potential for biosignals monitoring. For these reasons it has been achieved great advances in research and product development, due to the easy access to develop proof of concept methodologies and prototypes for biosignal applications. Beyond those reasons, the time and costs reduction when using such tools, when comparing with standard medical devices, also represents the main reasons for adopting these choices. Building upon previous work found within the state-of-the-art, this thesis explores the potential of using a low-cost device for ECG signal analysis. With the aim of performing the rhythmical analysis, empirical tests were performed in a population of 21 control subjects in a resting position, for further corroboration of this data with the numerical data, previously acquired, from a medical grade device. The QTc Interval for Heart Rate has been accomplished for both devices, and it was used for this comparison. Also, 2 subjects were additionally included in this research: in one of them it was detected a waveform abnormality, further confirmed as a cardiopathy; the second has performed the recordings in rest and dynamic condition, in the scope of the initial exploratory research, where ECG wave segments analysis and HRV features extraction for numerical analysis were accomplished. Results have demonstrated that the signal quality allows reliable ECG acquisition for further rhythmical and HRV analysis, in stationary and dynamic monitoring, for the bipolar leads applied. There was also evidence that suggest a benefit from including ECG morphological analysis with this hardware and software setup for prevention and diagnosis of cardiovascular disorders, although requiring further investigation.

Keywords: On-the-Person ECG, Low-cost, Open Source, Dynamic Applications, QTc, Heart Rate Variability .

Agradecimentos

A presente dissertação de mestrado é o reflexo de um capítulo marcante na minha vida, através do qual me foi proporcionada a aprendizagem numa área que me despertou o interesse, ainda em 2014, e pela qual tenho desenvolvido um especial gosto profissional.

As minhas primeiras palavras de agradecimento vão direcionadas para os meus orientadores, Professor Manuel Reis e Professor Hugo Silva¹, pela mui sábia e paciente transmissão de conhecimentos e conselhos que transcendem a nossa relação académica. O seu apoio e disponibilidade incansáveis, para além dos recursos disponibilizados, foram fulcrais para o desenvolvimento deste trabalho, assim como para a aprendizagem que me proporcionaram nos mais diversos temas, sem nunca permitirem que a distância que nos separa fosse uma barreira para tal.

Ao Doutor Vítor Sanfins, pela orientação e ensinamentos transmitidos na área da Eletrocardiografia, e me ter proporcionado experienciar o meio clínico e hospitalar, nesta área.

Tudo isto não teria sido possível sem o acompanhamento inexcedível do Professor Francisco Barros que, desde o primeiro momento que nos conhecemos, me apoiou, motivou e me fez vislumbrar novos horizontes. Relativamente a esta dissertação,

¹O envolvimento do Professor Hugo Silva neste trabalho foi parcialmente suportado pela Fundação para a Ciência e Tecnologia e pelo IT – Instituto de Telecomunicações no âmbito do projecto UID/50008 SmartHeart.

devo-lhe um agradecimento especial pela colaboração e momentos didáticos – com um toque de humor à sua peculiar e admirada maneira – bem como pelos recursos disponibilizados que me proporcionaram a prossecução deste trabalho. O Professor Barros é, sem dúvida, um dos grandes responsáveis pela minha evolução pessoal e profissional, nesta fase da minha vida tão decisiva para o meu futuro.

Quero expressar, embora noutra vertente, um profundo agradecimento à minha família – os meus pais Armindo Lourenço e Maria de Fátima Lourenço, os meus irmãos e sobrinhos –, verdadeiros pilares da minha estabilidade e coragem para prosseguir no alcance dos objetivos que me norteiam. A eles estarei sempre grato pelo amor, pelos valores, pela bondade e garra de superação que sempre me transmitiram esperando estar sempre à altura de lhes retribuir esse empenho.

Aos meus amigos, pela força sempre transmitida que me ajudaram a contornar os momentos de ansiedade e pelas palavras e gestos de conforto e motivação. Pela sua compreensão da minha indisponibilidade em certas ocasiões.

Foi um percurso com fases tão intensas quanto gratificantes que me proporcionaram experiências e percorrer locais que jamais imaginaria antes de começar esta aventura, e que me fizeram crescer a vários níveis. É difícil recordar todos os detalhes e todos os envolvidos, mas estou grato a tudo e todos que me rodeiam e que, de uma forma ou de outra, tiveram a sua influência neste meu percurso.

UTAD, Vila Real
Dezembro, 2018

Hélio Lourenço

Índice Geral

Resumo	ix
<i>Abstract</i>	xi
Agradecimentos	xiii
Índice de Tabelas	xix
Índice de Figuras	xxi
Glossário, Acrónimos e Abreviaturas	xxv
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento	1
1.2 Recolha e Análise de Sinais Cardíacos com Dispositivos DiY	4
1.3 Objetivos e Principais Contributos	6
1.4 Metodologia	8
1.5 Organização da Dissertação	9
2 Conceitos de Aquisição de Sinais Bioelétricos	11
2.1 Classificação dos Sinais Biomédicos	11
2.2 Aquisição dos Sinais Biomédicos	13
2.3 Processamento de Sinais Biomédicos	15
2.3.1 Amplificação do Sinal	16

2.3.2	Fator de Rejeição de Modo Comum – CMRR	17
2.3.3	Ruído na Aquisição de ECG	18
2.3.4	Filtragem	22
3	Anatomia e Fisiologia Cardíaca	29
3.1	Conceitos Gerais	29
3.2	Músculo Cardíaco	31
3.3	Eletrofisiologia do Coração	33
3.3.1	Potenciais de Ação no Miocárdio	35
3.3.2	Automatismo e Ritmicidade do Miocárdio	38
3.4	Sistema Nervoso Autônomo e o Coração	39
4	Eletrocardiografia	43
4.1	Princípios Básicos de Eletrocardiografia	43
4.2	Aquisição de Eletrocardiograma	47
4.2.1	Derivações Periféricas: Plano Frontal	48
4.2.2	Derivações Precordiais: Plano Transversal, ou Horizontal	50
4.2.3	Derivações Especiais	52
4.3	Leitura do Eletrocardiograma	54
4.3.1	Frequência Cardíaca	55
4.3.2	Intervalo QT Corrigido (QTc)	57
4.3.3	Alterações de Ritmo: Arritmias	58
5	Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)	63
5.1	Fundamentos Teóricos da VFC	63
5.2	Análise da VFC	64
5.3	Aplicações	68
6	Materiais e Métodos	71
6.1	Estudo Exploratório	71
6.2	Voluntários	74
6.3	Protocolo Experimental	75
6.4	Materiais	76
6.4.1	Hardware	76
6.4.2	Software	79
6.4.3	Pós-processamento de Dados	80
7	Resultados	87
7.1	Grupo de Controlo	87
7.2	Estudos de Casos	88
7.2.1	Caso de Estudo 1: Polaridade Invertida na Onda T	89

7.2.2	Caso de Estudo 2: Extrassístoles	91
7.2.3	Caso de Estudo 3: Análise da VFC em Condição Dinâmica	92
7.3	Análise de Resultados	94
8	Conclusões e Trabalho Futuro	105
8.1	Conclusões	106
8.2	Trabalho Futuro	108
	Referências bibliográficas	109

Índice de Tabelas

4.1	Configuração das derivações precordiais e perspectivas obtidas	51
6.1	Configuração das derivações CL e CM ₅	76
6.2	Especificações técnicas dos equipamentos BITalino (r)evolution e BTL-08 MT PLUS	78
7.1	Valores de QTc para o grupo de controlo	89
7.2	Parâmetros no domínio do tempo da VFC – caso de estudo 3	93
7.3	Parâmetros no domínio da frequência da VFC – caso de estudo 3	94
7.4	Parâmetros não-lineares da VFC – caso de estudo 3	94
7.5	Parâmetros globais da VFC para o grupo de controlo	95

Índice de Figuras

1.1	Sinal de ECG do BITalino em sincronização com um <i>gold standard</i>	6
2.1	Ilustração gráfica do sinal contínuo e sinal discreto	12
2.2	Diagrama de blocos de um conversor AD	14
2.3	Processo geral para conversão de sinal analógico em digital	15
2.4	<i>Baseline Wander</i> em traçado de ECG	20
2.5	Modulação da amplitude do complexo QRS induzida pela respiração	21
2.6	Filtro passa-baixo	23
2.7	Resposta dos diferentes tipos de filtros	24
2.8	Filtro passa-alto	25
2.9	Filtro passa-baixo	26
2.10	Filtro <i>notch</i>	27
3.1	Anatomia do coração	31
3.2	Esqueleto do coração e miocárdio	32
3.3	Miocárdio ao nível microscópico	33
3.4	Sistema de condução elétrico do coração	35
3.5	Fases de despolarização e repolarização da membrana dos miócitos	37
4.1	Representação tradicional da forma de onda P-QRS-T	46

4.2	Configuração das derivações periféricas	49
4.3	Configuração das derivações precordiais	51
4.4	Vetores das 12 derivações do ECG convencional	52
4.5	Configurações das derivações modificadas I, II e CL	54
4.6	Determinação da FC através de observação do traçado de ECG	56
4.7	Determinação mais precisa da FC através de observação do traçado de ECG	56
4.8	Leitura escalar do intervalo QT absoluto	58
4.9	Representação dos tipos de extrassístoles	61
6.1	Configuração das derivações CL e CM ₅ num voluntário	73
6.2	BITalino - componentes utilizados	77
6.3	Encapsulamentos plásticos impressos para o BITalino	78
6.4	Sistema BTL-08 MT PLUS	79
6.5	Traçado de ECG – 5 segundos do sinal em bruto, com grelha escalar	80
6.6	Traçado de ECG – 5 segundos do sinal filtrado, com grelha escalar	81
6.7	Traçado de ECG – 5 segundos do sinal filtrado	83
6.8	Traçado de ECG – 10 segundos do sinal filtrado, com grelha escalar	83
6.9	Frequência cardíaca para o tempo total de monitorização	84
6.10	Ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas com representação da forma de onda P-QRS-T	84
6.11	Sumário de monitorização de ECG	85
7.1	Polaridade da onda T invertida (caso de estudo 1) – BITalino	90
7.2	Polaridade da onda T invertida (caso de estudo 1) – BTL-08 MT PLUS	90
7.3	Deteção de extrassístole (caso de estudo 2) – BITalino	92
7.4	Deteção de extrassístole (caso de estudo 2) – Holter	98
7.5	Configuração de hardware para o teste de monitorização em condição dinâmica	99
7.6	Representação temporal da FC em repouso (caso de estudo 3) - Derivação CL	99
7.7	Representação temporal da FC e condição dinâmica (caso de estudo 3) - Derivação CM ₅	100

7.8	Representação geométrica da FC e condição dinâmica (caso de estudo 3) - Derivação CL	100
7.9	Traçado de ECG da monitorização em repouso (caso de estudo 3) – Derivação CL	100
7.10	Traçado de ECG da monitorização em condição dinâmica (caso de estudo 3) – Derivação CL	101
7.11	Traçado de ECG da monitorização em condição dinâmica (caso de estudo 3) – Derivação CM ₅	101
7.12	Ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas para o voluntário C3 em condição dinâmica (caso de estudo 3) – Derivação CL	101
7.13	Ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas para o voluntário C3 em condição dinâmica (caso de estudo 3) – Derivação CM ₅	102
7.14	Distribuição Espectral da Frequência e Poincaré, para condição de repouso (caso de estudo 3)	102
7.15	Distribuição Espectral da Frequência e Poincaré, para condição dinâmica (caso de estudo 3)	103

Glossário, Acrónimos e Abreviaturas

Lista de acrónimos

Sigla	Expansão
3D	Tridimensional
A.C.	Antes de Cristo
ADC	Conversor Analógico-Digital
Ag/AgCl	Prata/cloreto de prata
API	Interface para Programação de Aplicações (do inglês <i>Application Programming Interface</i>)
AV	Auriculoventricular
AVG	Média (do inglês <i>Average</i>)
bpm	batimentos por minuto
BVP	Débito Cardíaco (do inglês <i>Blood Volume Pulse</i>)
BW	Flutuação da Linha Base (do inglês <i>Baseline Wander</i>)
CL	<i>Conventional Lead</i>
CM ₅	Derivação Precordial Modificada 5 (do inglês <i>Chest Modified Lead 5</i>)

Sigla	Expansão
CMRR	Factor de Rejeição de Modo Comum (do inglês <i>Common Mode Rejection Ratio</i>)
DiY	Faça-você-mesmo (do inglês <i>Do-it-Yourself</i>)
ECG	Eletrocardiograma
EKG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiograma
FC	Frequência Cardíaca
HF	Frequências de Banda Alta (do inglês <i>High Frequency</i>)
IHR	Ritmo Cardíaco Instantâneo (do inglês <i>Instant Heart Rate</i>)
LF	Frequências de Banda Baixa (do inglês <i>Low Frequency</i>)
MCL ₁	Derivação Precordial Modificada 1 (do inglês <i>Modified Chest Lead 1</i>)
MCL ₆	Derivação Precordial Modificada 6 (do inglês <i>Modified Chest Lead 6</i>)
NN	<i>Normal-to-Normal</i>
PLA	Ácido Polilático
PMR	Potencial de Membrana em Repouso
PSD	Distribuição Espectral de Densidade (do inglês <i>Power Spectral Density</i>)
QT _c	QT corrigido
REF	Elétrodo de Referência
RMSE	Raíz Quadrada do Erro Quadrático Médio (do inglês <i>Root Mean Square Error</i>)
rMSSD	Raíz Quadrada da Média do Quadrado das Diferenças entre Intervalos RR (do inglês <i>Root Mean Square of the Successive Differences</i>)
SA	Sino-Atrial
SD	Desvio Padrão (do inglês <i>Standard Deviation</i>)

Sigla	Expansão
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>
ULF	Frequências de Banda Ultra Baixa (do inglês <i>Ultra Low Frequency</i>)
VFC	Variabilidade da Frequência cardíaca
VLF	Frequências de Banda Muito Baixa (do inglês <i>Very Low Frequency</i>)

Lista de abreviaturas

Abreviatura	Significado(s)
e.g.	por exemplo
et al.	e outros (autores)
i.e.	isto é, por conseguinte
etc.	etecetera, entre outros



Introdução

1.1 Enquadramento

A análise de biosinais com recurso a ferramentas de baixo custo, incluindo a vertente “faça você mesmo” (*Do-it-Yourself* ou *DiY*), têm vindo a tornar-se significativamente populares nas últimas décadas, sendo que as suas aplicações têm sido reconhecidas e substancialmente exploradas no meio do ramo de engenharia biomédica e investigação. Esta convergência de sinergias tem proporcionado o desenvolvimento de tecnologias que impulsionaram grandes avanços na investigação e desenvolvimento de dispositivos, dada a oportunidade para experimentação facilitada pelo baixo custo, configurabilidade e eficiência dos dispositivos atuais (Silva et al., 2014b,c). O uso destas ferramentas é enfatizado pela redução de tempo e custos no desenvolvimento de metodologias para a criação de provas de conceito e protótipos, para um vasto leque de aplicações com base em biosinais, quando comparados com o uso de dispositivos médicos do segmento profissional. Estas soluções podem ver o seu potencial de uso e aplicabilidade incrementados, quando aliadas a outras áreas com a mesma filosofia, de promoção da oportunidade de experimentação e criação de conhecimento, como a impressão 3D.

No espectro dos dispositivos de baixo custo para aplicações biomédicas, o *BITalino*¹ tem sido descrito como uma escolha viável (Silva et al., 2014a). Além das suas especificações de hardware, existe também um conjunto diversificado de ferramentas de software disponíveis para a visualização e tratamento de dados, em que foi dada atenção particular às dedicadas ao Eletrocardiograma (ECG) (Lourenço et al., 2012; Muñoz et al., 2017; Silva et al., 2011, 2014a; Tarvainen et al., 2014). Estas ferramentas, têm um potencial em contínua expansão e de abrangência multidisciplinar, como demonstrado (e.g.) por Martinho et al. (2018) através do uso de sinais de ECG e BVP (*Blood Volume Pulse*) recolhidos com o *BITalino* para sistemas de autenticação em tempo real, no espectro de aplicações em sistemas de Interação Humano-Computador.

Investigações anteriores encontradas no estado da arte, têm-se concentrado maioritariamente na aquisição de sinais em sujeitos saudáveis, motivando por isso o estudo mais aprofundado na aquisição de sinais em sujeitos com padrões de ECG anómalos, em particular o estudo mais aprofundado do potencial do *BITalino (r)evolution* para realização de rastreio para cardiopatias. O presente trabalho enquadra-se na avaliação da análise rítmica dos resultados obtidos, através de recolhas de ECG em repouso, e fazendo uma corroboração empírica dos dados numéricos com os adquiridos por um dispositivo *gold standard*. Além disso, no âmbito de um estudo preliminar, foram ainda realizados testes em condição dinâmica, por forma a avaliar o potencial de utilização em condições que permitem a sua aplicabilidade em cenários ecológicos. Para estes propósitos, foram realizadas monitorizações de ECG, com recurso a derivações bipolares, num grupo controlado de 21 indivíduos, em posição de supino, por forma a garantir as mesmas condições a que os indivíduos foram sujeitos previamente, durante as monitorizações levadas a cabo por uma equipa médica, com recurso a um dispositivo *gold standard*.

Foram ainda incluídos neste estudo, no âmbito da fase exploratória, outros dois indivíduos: num deles, designado por voluntário C2 (referido na subsecção 7.2.2), foram detetadas formas de onda anormais, assim como num dos voluntários do grupo

¹<http://bitalino.com/en/>

de controlo (referido como voluntário C1 na subsecção 7.2.1). Outro indivíduo, designado por voluntário C3 (mencionado na subsecção 7.2.3), realizou monitorizações em repouso e em condição dinâmica, permitindo uma avaliação preliminar do comportamento do *BITalino* quando sujeito a condições de aquisição em movimento.

O objetivo traçado para este trabalho é debruçado na investigação da fiabilidade do *BITalino* para aquisição de ECG e posterior análise rítmica do traçado. Os resultados obtidos a partir das monitorizações em repouso demonstram a qualidade do sinal adquirido, que permite uma análise eficiente da componente rítmica e dos parâmetros da Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC). Porém, os resultados obtidos sugerem ainda evidências promissoras quanto ao uso destes dados para análise morfológica da forma de onda, no sentido da sua aplicação na prevenção e monitorização de patologias cardiovasculares.

São ainda apresentados resultados que apontam para uma análise rítmica e dos parâmetros da VFC em condição dinâmica coerente, com recurso a uma metodologia taxonómica “*on-the-person*” (Silva et al., 2015) para aquisição de ECG, como demonstrado pelo Estudo de Caso 3 (subsecção 7.2.3). A análise da VFC vem colmatar a informação revelada através do ECG, uma vez que evidencia fenómenos fisiológicos subjacentes à atividade cardiovascular. Através desta análise é possível determinar a modulação do Sistema Nervoso Autónomo sobre o sistema cardiovascular. Porém, esta modulação é omnipresente no organismo, permitindo a obtenção informação que transcende o funcionamento fisiológico do coração, que contém marcadores determinísticos sobre fatores que envolvem o funcionamento fisiológico dos outros órgãos e sistemas do corpo humano, estendendo-se à análise do estado psicológico e mental (Arroyo-Carmona et al., 2016; Tobaldini et al., 2013; Trimmel et al., 2015; Vaccarino et al., 2008; Dong, 2016).

1.2 Recolha e Análise de Sinais Cardíacos com Dispositivos DiY

No que respeita à taxonomia dos dispositivos direcionados à recolha de ECG descrito por [Silva et al. \(2015\)](#), as configurações dos sensores para aplicações “*on-the-person*” integram as metodologias não invasivas, nas quais os mesmos são acoplados à superfície do corpo do indivíduo. Esta configuração apresenta resultados consistentes através da monitorização contínua, e permitem diversas aplicações desde *wearables* (e.g., Zio TX²; ActiHeart³), até sistemas desenvolvidos a partir de materiais têxteis com propriedades de condução elétrica – sistemas estes que podem ter diversos benefícios em termos de aplicabilidade, nomeadamente, com crianças ([Li et al., 2017](#); [Tong et al., 2018](#); [Zhu et al., 2015](#)).

As configurações “*off-the-person*”, por sua vez, constituem a metodologia menos intrusiva, uma vez que o sistema de aquisição de ECG é embebido em sistemas periféricos ao indivíduo, que proporcionam a monitorização através do contacto, mas sem que o sistema esteja acoplado ao utilizador. Na taxonomia descritiva dos sistemas de aquisição de ECG são ainda apresentadas as configurações “*in-the-person*”, que integram os sistemas invasivos, em que o sistema de recolha se encontra implantado no indivíduo (e.g., pacemaker).

[Němcová et al. \(2016\)](#) fazem referência ao desempenho do *BITalino* durante a realização de exercício físico, onde foram testadas doze derivações bipolares, destacando-se a utilização de duas derivações: uma derivação com colocação de elétrodos no peito, no caso de a onda R do indivíduo ter uma amplitude baixa; ou a colocação dos elétrodos nos pulsos, se o indivíduo apresenta a amplitude da onda R elevada. De ressaltar que os autores referem que, para uma recolha de ECG para posterior análise morfológica, deve ser utilizada uma frequência de amostragem de 1000 Hz, e para análise rítmica uma frequência de amostragem de 100 Hz é suficiente.

Em [Alves et al. \(2014\)](#), a prestação do *BITalino* para aquisição de ECG é avaliada

²<https://www.irhythmtech.com/products-services/zio-xt>

³<https://www.camntech.com/products/actiheart/actiheart-overview>

através da comparação dos resultados obtidos com um dispositivo *gold standard* – BIOPAC⁴, com o objetivo de introduzir um modelo de elétrodos impressos num substrato de papel de fotografia, com recurso à tecnologia *inkjet*. Foram também testados elétrodos pré-gelificados e elétrodos secos, para comparação dos resultados. As monitorizações foram realizadas com ambos os dispositivos configurados a uma frequência de amostragem de 1000 Hz. Os resultados experimentais demonstraram que os dois dispositivos apresentam um desempenho equitativo em relação ao rácio da interferência de ruído no sinal (*Signal-to-Noise Ratio* – *SNR*) e à magnitude espacial do sinal (tal como expresso pelos valores de *Root Mean Square Error* – *RMSE*). A forma de onda obtida através de ambos os dispositivos é, também, aproximada.

No estudo desenvolvido por Silva et al. (2015), em que foi apresentada a correlação entre os dados obtidos pelo *BITalino* (primeira versão criada) e um dispositivo médico (*Philips PageWriter Trim III series*). Foram monitorizados 38 indivíduos saudáveis em repouso, para determinação da fiabilidade do primeiro para aplicações “*off-the-person*”. No dispositivo médico foi usada a configuração do ECG clássico de 12 derivações, enquanto que o *BITalino* foi configurado para aquisição com uma derivação, tendo sido usados elétrodos pré-gelificados nos dedos indicadores. Os testes comparativos demonstraram que a configuração “*off-the-person*” alcançou uma precisão de 98% para a deteção de picos R, em comparação com o *gold standard*. Adicionalmente, o desempenho da segmentação e análise morfológica da forma de onda demonstraram uma forte correlação entre os dados recolhidos por ambos os dispositivos (ver Figura 1.1).

Têm sido desenvolvidos diversos estudos em torno do uso de instrumentos de baixo custo e *open source* para a recolha de ECG, incluindo investigações em que é usado o *BITalino*, revelando a potencial redução dos custos elevados associados aos dispositivos *gold standard* para diversos campos de aplicação, dada a atual performance de tais dispositivos.

Relativamente à análise da VFC, as ferramentas *open source* disponíveis têm contribuído para o aparecimento de soluções com custos reduzidos, mas também para o

⁴<https://www.biopac.com/>

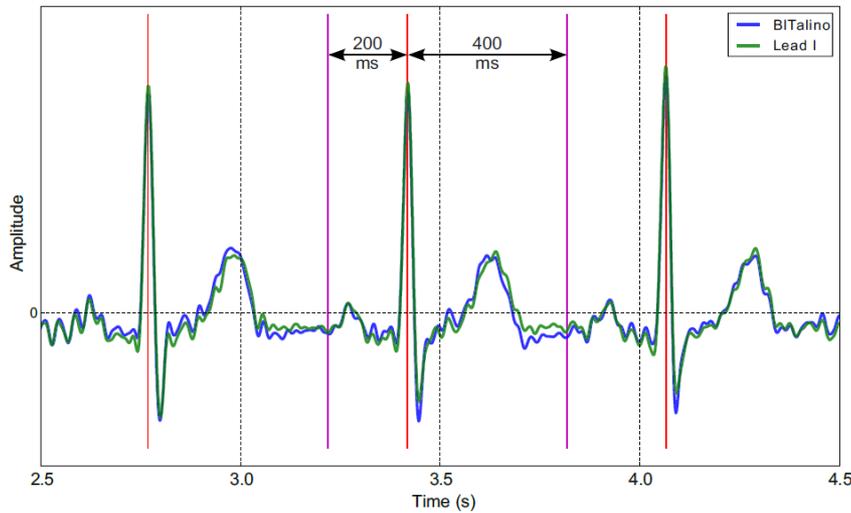


Figura 1.1 – Representação dos dados obtidos através da sincronização do *BITalino* com o dispositivo médico *Philips PageWriter Trim III series* (derivação I), com exemplificação da detecção dos picos R através das linhas verticais vermelhas, e os limites do batimento cardíaco a magenta. Imagem retirada de [Silva et al. \(2015\)](#).

melhoramento das ferramentas existentes, dada a adesão significativa e heterogénea por parte da comunidade. Estes factos têm contribuído para uma exploração multifacetada dos dados, e para a criação de ferramentas que tendem a responder às mais diversas necessidades dos utilizadores, oferecendo uma alternativa às usuais ferramentas comercializadas, que são por vezes limitadas ou muito genéricas, como referem os autores [Muñoz et al. \(2017\)](#). Adicionalmente, o pós-processamento de sinal e a análise dos parâmetros no domínio do tempo e da frequência da VFC, através de métodos numéricos, permitem a criação de bases de conhecimento sustentadas na exploração destes dados além das salas laboratoriais, uma vez que a sua representação, assim como a auto detecção dos fenómenos fisiológicos, são suportadas pela evidência.

1.3 Objetivos e Principais Contributos

Como anteriormente referido, este estudo constrói sob a investigação levada a cabo por [Silva et al. \(2015\)](#), em que os autores descrevem a taxonomia para a aplicação

prática de dispositivos dedicados à recolha de ECG, e onde realizaram uma comparação numérica dos resultados obtidos através do *BITalino*, o qual foi usado com uma configuração “*off-the-person*”, com um dispositivo *gold standard* utilizado na prática clínica.

Com o trabalho desenvolvido no âmbito da presente dissertação, são acrescentadas evidências ao trabalho anteriormente referido, em que aplicamos o *BITalino* com uma configuração “*on-the-person*” para a recolha de ECG, por forma a realizar uma corroboração empírica dos dados numéricos obtidos com os de um dispositivo *gold standard*. Para mais, adicionam-se evidências sobre a deteção de formas de onda eletrocardiográficas que sugerem situações patológicas (descrito nas subsecções 7.2.1 e 7.2.2), e uma avaliação preliminar da performance do dispositivo de baixo custo quando sujeito a monitorização em condição dinâmica (como descrito na subsecção 7.2.3).

Assim, os principais contributos desta dissertação são:

- Parte do trabalho desenvolvido nesta dissertação foi aceite e apresentado no *5th International Conference on Physiological Computing Systems – PhyCS*, no formato de apresentação oral: **H. Lourenço, V. Sanfins, S. Ala, F. Barros, H. Silva, M. Reis, Empirical evaluation of the potential of low-cost and open source ”on-the-person” ECG for cardiopathy pre-screening, International Conference on Physiological Computing Systems – PhyCS, Seville, Spain, Vol., pp. 115 – 122, September, 2018.**
- O artigo apresentado na *PhyCS 2018* foi um dos selecionados para ser incluído, numa versão extensa, num volume da série *Lecture Notes in Computer Science – LNCS* publicado pela Springer (o email comprovativo segue no CD, juntamente com os restantes anexos).
- Análise do desempenho de um dispositivo de baixo custo para aquisição de ECG, através da corroboração empírica dos dados numéricos obtidos com os de um dispositivo *gold standard*.

- Avaliação de derivações bipolares que permitam a aquisição de ECG em condição dinâmica e móvel, para posterior análise rítmica, com recurso a um dispositivo *DiY* e de baixo custo.
- Avaliação da análise morfológica do traçado de ECG obtido por um dispositivo de baixo custo, para deteção de patologias cardiovasculares, por comparação com os dados obtidos a partir de um dispositivo médico.
- Análise dos parâmetros da VFC em condição de repouso e condição dinâmica, para avaliação das alterações cardíacas moduladas pelo Sistema Nervoso Autónomo.

1.4 Metodologia

A primeira fase deste trabalho passou pela exploração de ferramentas para a aquisição e pós-processamento do sinal de ECG. A escolha da plataforma de hardware recaiu sobre o *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT*, uma vez que é um dispositivo de baixo custo e *DiY*, que permite um elevado grau de configurabilidade e portabilidade.

No domínio da fisiologia, foi feito um estudo aprofundado no campo da eletrocardiografia, do qual um dos resultados foi a escolha das derivações de ECG a utilizar, tendo em conta os objetivos deste estudo. Sendo que o objetivo principal deste estudo é explorar a possibilidade de aquisição de ECG em condição dinâmica para análise rítmica, e partindo do facto de que o princípio de operação dos sensores de ECG disponíveis para o *BITalino* são bipolares, foram também realizados diversos testes no sentido de maximizar a qualidade do sinal, para a concretização do objetivo principal deste estudo.

Uma vez seleccionadas as derivações a usar no trabalho de campo com os voluntários elegíveis, foram realizadas as monitorizações de ECG com os indivíduos do grupo de controlo, utilizando o *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT*, para posterior corroboração empírica dos dados numéricos obtidos, por comparação com os dados recolhidos através de um dispositivo *gold standard*. Com isto, tivemos a oportunidade de avaliar a fiabilidade do *BITalino* para aquisição de ECG.

Para pós-processamento do sinal de ECG, foram também utilizadas ferramentas de software, baseadas na linguagem de programação *Python*, por forma a efetuar a filtragem digital do sinal e tratamento dos dados numéricos e geométricos.

Foi ainda realizada a análise dos parâmetros da VFC – através das ferramentas de software disponíveis no software próprio do *BITalino (OpenSignals)* –, para as quais se analisaram duas variações para as condições de aquisição de ECG, nomeadamente, em repouso e em condição dinâmica, para os dados obtidos pelo dispositivo de baixo custo. Foi possível analisar o padrão destes parâmetros em ambas as condições de aquisição, por forma a avaliar a resposta do Sistema Nervoso Autónomo (SNA) e a variação dos parâmetros da VFC entre as diferentes condições de aquisição. Para a aquisição de ECG em condição dinâmica, foram utilizados encapsulamentos produzidos através de impressão 3D, para facilitar a aplicação do hardware ao utilizador.

1.5 Organização da Dissertação

Esta dissertação está organizada em 8 capítulos.

Para além do presente capítulo, onde é feito o preâmbulo deste trabalho, o capítulo 2 apresenta os conceitos sobre aquisição de sinais biomédicos elétricos, onde são descritos os processos de classificação, aquisição e processamento dos sinais bioelétricos.

O capítulo 3 apresenta uma revisão da literatura sobre a anatomia, fisiologia e eletrofisiologia cardíaca, bem como a sua relação com o Sistema Nervoso Autónomo.

No capítulo 4 é apresentada uma revisão da literatura sobre o Eletrocardiograma, numa abordagem que engloba a sua origem e princípios básicos, passando por uma descrição do ECG clássico de 12 derivações e conceitos relacionados com a leitura do mesmo, dando ênfase aos aspetos que mais se relacionam com os objetivos estabelecidos para este trabalho.

O capítulo 5 apresenta uma revisão da literatura sobre a Variabilidade da Frequência Cardíaca, e da modulação do Sistema Nervoso Autónomo sobre o sistema cardiovascular.

No capítulo 6 é descrita a metodologia e materiais usados neste estudo, em que é descrito o processo que engloba desde o estudo exploratório, até aos métodos e materiais usados para o tratamento dos dados adquiridos em campo.

No capítulo 7 são apresentados os resultados, com descrição e discussão geral dos resultados para o grupo de controlo. São também apresentados os 3 casos de estudo que constituem o ápice das evidências encontradas.

No capítulo 8 são apresentadas conclusões sobre o trabalho desenvolvido e objetivos para o desenvolvimento de trabalho futuro passível de dar seguimento aos temas apresentados nesta dissertação.

Anexo a esta dissertação, constam no CD alguns componentes importantes deste trabalho tais como: o artigo científico que resultou deste estudo (assim como o convite para publicação da versão alargada, na edição LNCP pela Springer); Protocolo Experimental utilizado; e os dados adquiridos e tratados a partir das monitorizações de ECG recolhidas com o *BITalino* nos voluntários do grupo de controlo.

2

Conceitos de Aquisição de Sinais Bioelétricos

Neste capítulo será apresentada uma descrição sobre os sinais biomédicos em geral, para melhor compreensão dos fenómenos fisiológicos retratados pelos sinais do corpo humano, nomeadamente, os sinais bioelétricos. É dado enfoque ao ECG, alvo de estudo desta dissertação, pelo que, serão abordados neste capítulo a componente fisiológica e os conceitos de aquisição de sinal que permitam compreender a sua finalidade e relevância.

2.1 Classificação dos Sinais Biomédicos

A aquisição e processamento dos sinais vitais, presentes nos seres (ou organismos) vivos, permitem determinar o estado das estruturas biológicas e fisiológicas subjacentes aos mesmos. Assim, a interpretação destes sinais tem grande valor, ao nível de diagnóstico, para profissionais de saúde e investigadores. À recolha dos sinais biomédicos estão associados vários processos de condicionamento de sinal que permitem torná-los legíveis e coerentes. Este facto, deve-se às características próprias do sinal, mas também, às fontes de ruído a que estão sujeitos. Desta forma, torna-se imprescindível contemplar uma componente de condicionamento de sinal, em todas as fases de recolha e análise de sinais biomédicos.

Segundo Rangayyan (2015), do ponto de vista da análise de sinal, a forma de classificação mais importante deve ser feita de acordo com as características do sinal, ao invés de se fazer a correlação com a respetiva fonte fisiológica do mesmo. Os sinais podem ser catalogados em duas classes principais, sinais contínuos (ou analógicos) e sinais discretos, sendo que, tal como existem fisicamente, os sinais biomédicos são contínuos. Kuo et al. (2006) referem que os sinais contínuos $x(t)$ – descritos por uma função contínua, que fornece informação em qualquer instante temporal – são convertidos em sinais discretos $x[n]$ – definidos por uma sequência numérica que fornece informação num ponto discreto ao longo do tempo, sendo indefinido fora desses pontos discretos –, através de um processo de conversão do sinal analógico para digital (ADC, ou A/D). De modo sucinto, o sinal contínuo $x(t)$ passa pelo processo de amostragem em que é dividido em instantes temporais, geralmente, uniformes, nT , considerando-se que n é um inteiro positivo e T é o período de amostragem em segundos, obtendo-se, assim, o sinal discreto $x[nT]$. O período de amostragem é dado por $T = 1/f_s$, em que f_s representa a frequência de amostragem.

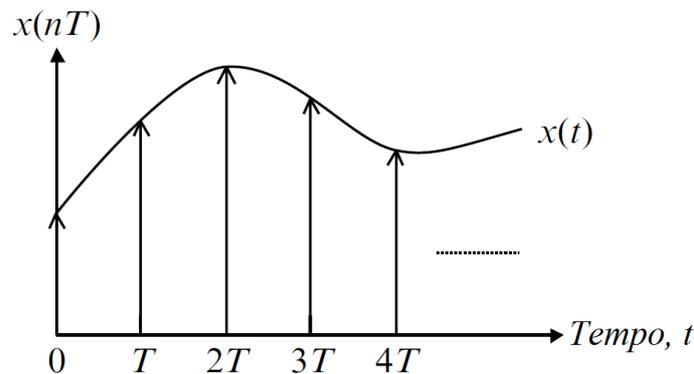


Figura 2.1 – Ilustração gráfica do sinal contínuo $x(t)$ e sinal discreto $x[nT]$. Adaptado de Kuo et al. (2006).

Bronzino e Peterson (2006) descrevem o que é apresentado até ao fim desta subsecção. Para além da possível classificação dos sinais em contínuos e discretos, os sinais são também classificáveis em dois grupos: determinísticos e estocásticos. Os sinais determinísticos são aqueles que podem ser descritos matematicamente ou graficamente com exatidão. Contudo, existe sempre algum ruído adicional desconhecido

e imprevisível, alguma mudança imprevisível nos parâmetros, e características subjacentes ao sinal que o tornam não determinístico. É, no entanto, frequentemente conveniente aproximar ou modelar o sinal através de uma função determinística. Os modelos para sinais determinísticos permitem a sua classificação como periódicos e não periódicos. Os sinais periódicos têm uma forma de onda padrão que se repete indefinidamente, sendo o exemplo mais simples de sinal periódico a senoide. Sinais periódicos complexos têm formas de onda mais elaboradas. Sob determinadas condições, o sinal de pressão arterial pode ser modelado por um sinal periódico complexo, tendo como período o batimento cardíaco e a forma de onda que representa a pressão sanguínea como forma de onda base. Este é, obviamente, um modelo de representação pouco preciso. A maior parte das funções determinísticas são não periódicas. Por vezes, deve ter-se em consideração um tipo de sinal “quase periódico”, sendo o sinal de ECG pode por vezes considerado como tal. Os intervalos RR (ou intervalos NN , como referido na secção 5.2) no ECG nunca são constantes; além disso, o complexo QRS de um batimento cardíaco nunca é exatamente igual ao de outro batimento. O sinal é, definitivamente, não periódico. Sob certas condições, contudo, o intervalo RR é quase constante e os segmentos P–QRS–T são muito semelhantes. É por estas características que o ECG pode, por vezes, ser modelado como “quase periódico”.

Os conceitos relacionados com Eletrocardiograma são abordados no capítulo 4.

2.2 Aquisição dos Sinais Biomédicos

Segundo Akay (2006), os sinais de origem biológica contêm informação que permite compreender os complexos mecanismos fisiológicos que são intrínsecos ao comportamento dos organismos vivos. Contudo, para que sejam excluídas fontes de contaminação do sinal (e.g., ruído) são necessários processos de tratamento do sinal adquirido em bruto. Como tal, o processamento adicional de sinal permite salientar a informação relevante, e extrair os parâmetros que permitem quantificar o estado do sistema em estudo, seja para fins de estudos fisiológicos, para definir o

grau patológico em procedimentos clínicos de rotina (diagnóstico, terapia, ou reabilitação), entre outras observações. Em geral, na aquisição de sinais biomédicos são usados sensores específicos colocados no corpo, que convertem os sinais elétricos (*input*) – sinais analógicos – em sinais digitais (*output*), devendo passar pelas fases de condicionamento e conversão dos dados analógicos em digitais, por forma a estarem prontos para serem processados no computador. A conversão A/D consiste na amostragem e quantização do valor contínuo em intervalos fixos, arredondando o valor contínuo para a unidade discreta mais próxima (Sedra e Smith, 2004). O processo está ilustrado na Figura 2.2.

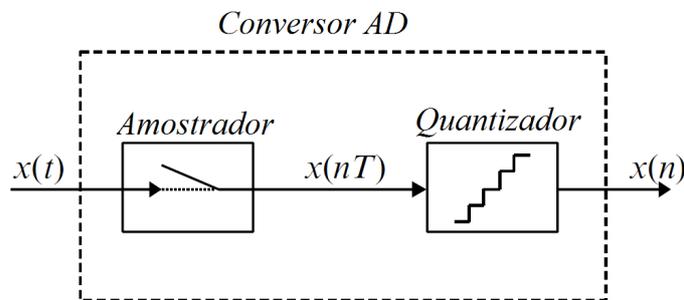


Figura 2.2 – Diagrama de bloco de um conversor AD. Adaptado de Kuo et al. (2006).

O diagrama apresentado na Figura 2.3 representa as etapas envolvidas no processo de aquisição de um sinal biomédico. Aqui estão incluídas as etapas que envolvem desde a captação do sinal pelo eletrodo, que será amplificado (razões da amplificação do sinal abordadas em 2.3.1) para posterior filtragem do sinal analógico recolhido (e.g., sinal bioelétrico).

Dá-se então o processo de amostragem do sinal. O amostrador deverá usar um período de amostragem capaz de assegurar que a forma de onda contínua pode ser perfeitamente reconstruída através da série de valores gerados no processo de amostragem. O período de amostragem pode ser determinado através do teorema da amostragem (também conhecido como teorema de *Nyquist–Shannon*, *Whittaker–Kotelnikov–Shannon*, entre outras designações) e determina que, um sinal de tempo contínuo pode ser completamente reconstruído através das suas amostras, se e só se, a frequência de amostragem for maior ou igual ao dobro da maior largura de banda do sinal analógico. Caso contrário dá-se o fenómeno que é conhecido por *aliasing*

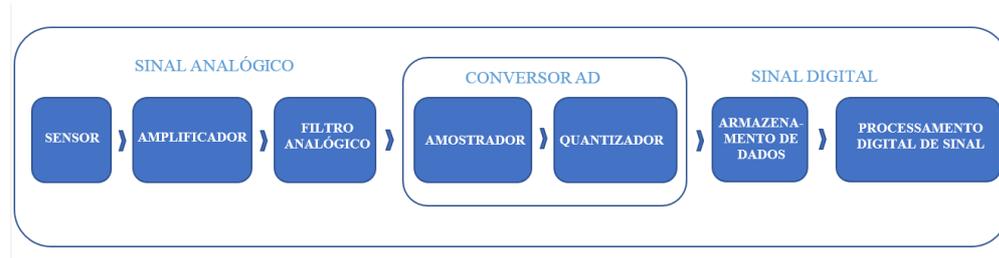


Figura 2.3 – Processo geral para conversão de sinal analógico em digital. Adaptado de Bronzino e Peterson (2006)

(Bronzino e Peterson, 2006; Sedra e Smith, 2004; Semmlow e Griffel, 2014).

No processo de quantização, o número de bits disponíveis para representação está relacionado com as diferentes resoluções de ADC, isto é, do número de bits do conversor A/D. Um quantizador com n bits é capaz de representar um total valores de amplitude de 2^n (Enderle et al., 2005). Uma vez concluída a fase de conversão do sinal analógico em digital, o sinal é então armazenado e pode ser utilizado para o processamento digital do sinal.

A secção seguinte debruça-se uma abordagem ao processamento dos sinais biomédicos elétricos, nomeadamente, do ECG. É feita uma abordagem aos processos que permitem a recolha de um sinal analógico e a sua conversão, para um sinal digital, e respetivos processos inerentes ao processamento, filtragem e tratamento do ruído do mesmo. Os conceitos relacionados com o ECG são abordados no capítulo 4.

2.3 Processamento de Sinais Biomédicos

Como abordado anteriormente, os sinais extraídos em bruto dificilmente podem ser diretamente interpretados, pelo facto de poderem estar mascarados por fontes de ruído – quer devido a outros sinais biológicos extraídos simultaneamente (efeitos endógenos), quer devido a fontes de ruído externas (efeitos exógenos) –, mas também devido ao facto de estes serem mais facilmente interpretáveis quando processados

(Bronzino e Peterson, 2006).

O processamento de sinal digital compreende o uso de sistemas digitais para analisar, modificar, armazenar e extrair informação relevante a partir dos sinais digitais (Kuo et al., 2006), visando melhorar a compreensão da componente fisiológica associada aos parâmetros originais (Enderle et al., 2005). Contudo, embora a maior parte do processamento do sinal seja realizado com dados digitais usando algoritmos implementados em software, os sistemas de condicionamento de sinal analógico são também necessários. A primeira fase analógica depende da operação básica do transdutor. Se o transdutor capta variações de propriedades elétricas, a primeira fase deve ser converter esta variação elétrica, tipicamente, em tensão, numa grandeza suficientemente discernível nas fases posteriores (Semmlow e Griffel, 2014).

A redução do ruído e remoção de artefactos, possibilita a extração de informação que pode não ser evidente nos sinais em bruto. Os sinais tratados podem ser usados para análise estatística, deteção de tendências, ou para fins de interpretação e classificação (Akay, 2006).

Nas Secções seguintes deste capítulo, serão abordados alguns aspetos relativos à aquisição e processamento de sinais biomédicos, nomeadamente, o ECG. Assim, serão revistos os aspetos relacionados com: Amplificação de sinal; Fator de Rejeição de Modo Comum (*CMRR*); Ruído na aquisição de sinais de ECG; Filtragem.

2.3.1 Amplificação do Sinal

A necessidade de amplificação do sinal advém do facto dos sinais bioelétricos presentes no nosso corpo deterem baixo potencial elétrico (na ordem do microVolt ou miliVolt), nomeadamente, os sinais de ECG. As amplitudes destes sinais são demasiado pequenas para que possam ser adquiridos de forma eficaz, além de que o processamento do sinal torna-se mais fácil se a sua magnitude for maior. Uma das características desejáveis dos amplificadores de sinal é a linearidade, isto é, o sinal amplificado deve ser uma réplica perfeita do sinal original – de que resulta um

sinal de magnitude proporcionalmente maior que o original –, evitando, assim, distorção do sinal original. Um amplificador é, portanto, um elemento de um circuito eletrônico que tem uma relação linear entre os sinais de entrada e de saída, com possível ganho em tensão, corrente ou potência (Sedra e Smith, 2004). No caso do ECG, tipicamente, é usado o amplificador diferencial – a primeira versão foi desenvolvida por Toennies em 1937 –, que tem a particularidade de responder apenas à diferença entre as tensões de entrada, rejeitando qualquer sinal comum às duas entradas. Neste contexto, são, tipicamente, usados amplificadores de instrumentação, uma vez que garantem alta precisão e estabilidade do circuito, para períodos curtos ou longos, garantindo alta performance em termos de ruído, ganho, *CMRR*, impedância de entrada, entre outros (Sedra e Smith, 2004).

2.3.2 Fator de Rejeição de Modo Comum – *CMRR*

Como referido anteriormente, o ruído é considerado uma perturbação indesejada, podendo ser endógeno ou exógeno, que se sobrepõe ao sinal original antes de chegar ao ADC. Estas perturbações tendem a mascarar o conteúdo representativo do sinal original (ou parte dele), e, normalmente, definem o nível de sinal mínimo detetável pelo recetor. Num sistema de aquisição de sinal, o amplificador é geralmente o primeiro componente que condiciona o sinal. A eficácia de um amplificador diferencial é medida pelo grau de contaminação por interferência que não consegue ser rejeitada e permanece como ruído, dado pelo Fator de Rejeição de Modo Comum (*CMRR*), que corresponde ao rácio entre o sinal e o ruído (Laplante, 2005). Em Sedra e Smith (2004) o *CMRR* é dado pela equação 2.1:

$$CMRR = 20 \log \frac{|A_d|}{|A_{cm}|} \quad (2.1)$$

em que A_d diz respeito ao ganho diferencial do amplificador e A_{cm} representa o ganho de modo comum (ruído ou interferência).

Usando um princípio de medição, no ECG, o sinal de saída do sensor é o resultado da filtragem e amplificação da diferença de sinal entre dois pontos no corpo, sendo

que as fontes de sinais elétricos extrínsecas ao sinal cardíaco (ruído) que afetam o sinal pretendido, na mesma magnitude em ambas as entradas, são descartadas através da resultante obtida na subtração. Contudo, na prática, este processo não tem um comportamento ideal, pois existem variáveis ao nível das interferências que não podem ser completamente removidas.

2.3.3 Ruído na Aquisição de ECG

Na aquisição de sinais biomédicos, o ruído pode ter quatro origens: fisiológica – que acontece quando um fenómeno fisiológico se sobrepõe ao que é pretendido extrair (e.g., aquando da monitorização de ECG de um feto, o sinal de ECG da mãe interfere na monitorização do feto); ruído ambiental ou interferência; artefactos inerentes ao transdutor; e ruído eletrónico (Semmlow e Griffel, 2014). No caso concreto da aquisição de ECG, (Limaye e Deshmukh, 2016) identificam algumas fontes de ruído, de onde se destacam: Interferência induzida pela corrente das linhas elétricas; *Baseline wander*; Ruído induzido por eletromiografia (EMG); Ruído por contacto; Ruído eletrónico. Estes tópicos são abordados nas subsecções que se seguem.

Interferência Induzida pela Corrente das Linhas Elétricas

No que respeita a monitorização de sinais biomédicos, a interferência dos campos elétricomagnéticos gerados pelas linhas elétricas que alimentam os vários equipamentos presentes neste meio, representam um problema persistente. O ruído gerado é de aproximadamente 50 Hz na Europa e de 60 Hz nos EUA e Japão. Esta é uma interferência significativa, uma vez que a banda de frequências de interesse do ECG varia entre 0.05 Hz – 100 Hz (Bronzino e Peterson, 2006; Rangayyan, 2015). No entanto, também é considerado que, nas crianças, o complexo QRS pode conter componentes importantes até uma banda de frequência de 250 Hz (García-Niebla et al., 2009; Kligfield et al., 2007; Rijnbeek et al., 2001). Em Bowbrick e Borg (2006) são mencionadas algumas medidas a ter em conta para reduzir esta interferência:

- Evitar a aproximação do aparelho de monitorização das paredes onde possam

passar linhas elétricas;

- Manter afastados os aparelhos que emitam radiação eletromagnética (e.g., telemóveis, transformadores de alimentação);
- Utilizar aparelhos com ligação à terra;
- Garantir isolamento anti estático do chão;
- Assegurar uma humidade ambiente adequada (para facilitar a dissipação da eletricidade estática);
- Sempre que possível desligar/afastar equipamentos elétricos que não estejam a ser utilizados (e.g., bombas de perfusão);
- Ter em conta o estado dos cabos, que devem ser avaliados por uma pessoa especializada, e no caso de estarem fraturados devem ser substituídos.

Baseline Wander (BW) – Flutuação da linha base

Variações de impedância ou movimentos no contacto do eléctrodo com a pele podem estar na origem deste tipo de artefacto, que dificulta a interpretação dos traçados. Ocorre, especialmente, quando a monitorização é feita durante o exercício físico e em monitorizações ambulatoriais realizadas com Holter. Esta oscilação tem, normalmente, uma variação inferior a 1 Hz, embora durante o exercício físico possa ser maior ([Meyer e Keiser, 1977](#)). Na sua origem podem estar ansiedade, dor, movimento dos cabos ou do sensor, transpiração ou alterações respiratórias (e.g., comuns em pessoas com doença pulmonar obstrutiva crónica). [Bowbrick e Borg \(2006\)](#) referem algumas medidas para reduzir estes potenciais artefactos:

- Reduzir o movimento dos cabos;
- Solicitar ao paciente para sustentar a respiração (no caso de doenças pulmonares obstrutivas), embora esta medida seja pouco prática. Em alternativa pode colocar-se o paciente numa posição mais vertical;

- Limpar a pele do paciente com álcool, no caso da transpiração (o álcool pode também remover partículas que podem interferir na monitorização);
- A ansiedade ou dor deve ser reduzida na medida do possível.

A Figura 2.4 representa um exemplo deste tipo de ruído induzido no sinal de ECG.

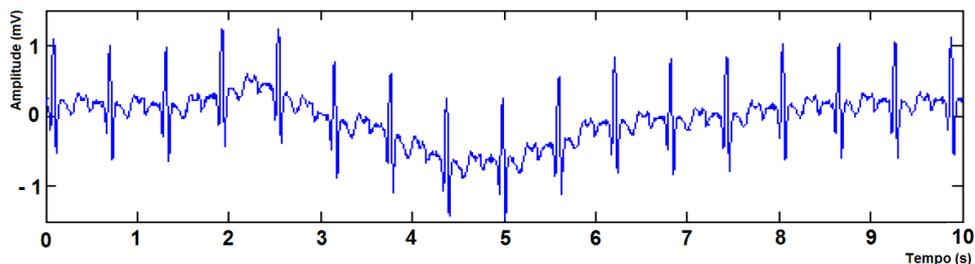


Figura 2.4 – *Baseline Wander* presente num traçado de ECG. Retirado de (Cecilia Vinzio Maggio et al., 2012).

Ruído por Eletromiografia (EMG)

A contração de músculos adjacentes ao coração é uma fonte de ruído para o ECG. Aquando da contração dos músculos que se encontram na vizinhança dos elétrodos, as ondas geradas pela despolarização e repolarização (termos abordados no capítulo 3) são captadas pelo ECG. A gravidade da interferência deste tipo de ruído depende da contração muscular, causada por movimentos da pessoa que está a ser monitorizada e da qualidade dos transdutores. O ruído por EMG é comum em pessoas com tremores, sejam causados pela temperatura ambiente ou mesmo por condições de saúde (e.g., pessoas com patologias neuromusculares). Deve, portanto, ter-se em conta fatores que previnam os factos referidos, assim como acalmar os pacientes, evitando desconforto que se irá traduzir em stress e alterações fisiológicas que possam corromper os dados pretendidos (Bowbrick e Borg, 2006).

Ruído por Contacto

Em Moody et al. (1985) é explicado que na monitorização do ECG, através da colocação dos elétrodos à superfície da pele através de sistemas não invasivos, existe

influência do movimento dos elétrodos (e.g., dadas as alterações de impedância elétrica da cavidade torácica). A expansão e contração do peito, que acompanha a respiração, resulta no movimento dos elétrodos colocados no peito que, por sua vez, provocam alterações de curta duração na impedância. Estas influências físicas da respiração resultam em variações de amplitude, observadas no traçado de ECG (tal como é ilustrado na Figura 2.5). A respiração pode ainda ter interferência no eixo elétrico do complexo QRS, induzindo uma aparente modulação da direção do eixo cardíaco. Este fenómeno é independente daquilo que geralmente é conhecido como *Baseline Wander*, que afeta o sinal de forma intermitente, e tipicamente não periódica, e que resulta de deformações mecânicas no contacto do elétrodo com a pele.



Figura 2.5 – Modulação da amplitude do complexo QRS induzida pela respiração. Traçado superior: ECG; Traçado inferior: respiração medida por um transdutor piezoelétrico colocado no peito. Duração: 10 segundos. Adaptado de [Moody et al. \(1985\)](#)

Ruído Eletromagnético

Segundo [Semmlow e Griffel \(2014\)](#), o ruído eletrónico divide-se em duas classes: *Ruído Térmico* (ou *Ruído de Johnson*) e *Shot Noise*. *Ruído de Johnson* é produzido, principalmente, em resistências ou materiais que apresentam resistência à passagem de corrente elétrica, dissipando energia em forma de calor. Este tipo de ruído é inevitável e é gerado pelo movimento aleatório de eletrões que transportam a corrente elétrica, através de um condutor, o que acontece independentemente da tensão aplicada. O *Ruído de Johnson* é aproximadamente branco, uma vez que contém energia em todos os espectros energéticos. A quantidade de ruído gerado está relacionada com a resistência e temperatura, sendo dado pela equação 2.2:

$$V_J = \sqrt{4kTRB} \quad (V) \quad (2.2)$$

em que R é a resistência elétrica, expressa em Ohms (Ω), T é a temperatura, em graus Kelvin (K), e k é a constante de Boltzman ($k = 1.38 \times 10^{-23} J/K$) – sendo considerada a temperatura de 310 K como referência para temperatura ambiente, em que $4kT = 1.7 \times 10^{-20}$ J. A constante B diz respeito à largura de banda, admitida pelo sistema de medição, que é determinada pelas características do filtro integrado no sistema (tipicamente, um filtro analógico). No caso de haver necessidade de considerar o ruído induzido na corrente, a equação para o *Ruído de Johnson* (equação 2.3) é obtida através da equação 2.2 em conjunto com a lei de Ohm:

$$I_J = \sqrt{\frac{4kTB}{R}} \quad (A) \quad (2.3)$$

Shot Noise é definido como um ruído associado à obstrução da passagem de corrente elétrica através dos semicondutores, de que resultam flutuações estatísticas aleatórias da corrente elétrica – a corrente é um fluxo de cargas discretas, e a flutuação na chegada dessas cargas cria o ruído [Pettai \(1984\)](#). *Shot Noise* é dado pela equação 2.4:

$$I_S = \sqrt{2qI_d B} \quad (A) \quad (2.4)$$

em que q representa a carga do eletrão (1.602×10^{-19} Coloumb), e I_d é a corrente da linha base (*baseline current*) do semicondutor.

2.3.4 Filtragem

Os filtros são recursos físicos ou digitais. Podem ser implementados em hardware ou software, e que permitem selecionar as frequências a eliminar e a manter, assim como condicionar as frequências mantidas.

Embora um filtro ideal tenha uma frequência de corte abrupta, na realidade os filtros existentes apresentam uma zona em que as frequências passam sem restrições, uma zona em que são reduzidas/atenuadas ou removidas, e uma zona intermédia em que as frequências são gradualmente atenuadas, mas ainda afetam o sinal.

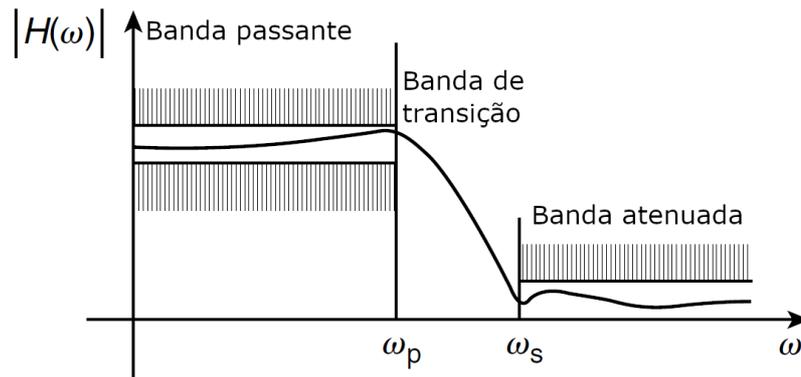


Figura 2.6 – Resposta de um filtro passa-baixo em termos de frequências do sinal. O filtro permite oscilações no sinal, embora tenham áreas restritas em que a flutuação do sinal está atenuada. As limitações também são impostas na largura da banda de transição. Retirado de [Bronzino e Peterson \(2006\)](#).

A filtragem é uma etapa fundamental no condicionamento de sinal, nomeadamente, no domínio do sinal analógico, com grande influência na remoção de ruído e preparação do sinal para a conversão analógico-digital. A terminologia dos filtros é dada de acordo com a gama de frequências que preservam, e são definidos pelas suas propriedades: tipo de filtro, largura de banda, características de atenuação. Em geral, são considerados os seguintes tipos de filtros: Filtro passa-baixo; filtro passa-alto; filtro passa-banda; filtro *notch* – veja-se a [Figura 2.6](#).

Os filtros passa-baixo são aqueles que permitem a passagem de baixas frequências, podendo amplifica-las, com atenuação mínima do sinal, enquanto as altas frequências são atenuadas. Inversamente, um filtro passa alto permite a passagem de frequências altas, com possível amplificação do sinal, mas atenuam baixas frequências. O filtro passa banda rejeita frequências acima e abaixo de determinado limiar a que está limitado, preservando uma banda de frequências que passa sem restrições, podendo ser amplificada. Uma exceção a estas terminologias é o filtro *notch*, que permite a

rejeição de uma margem estreita de frequências, deixando as frequências acima e abaixo desta margem inalteradas (Semmlow e Griffel, 2014).

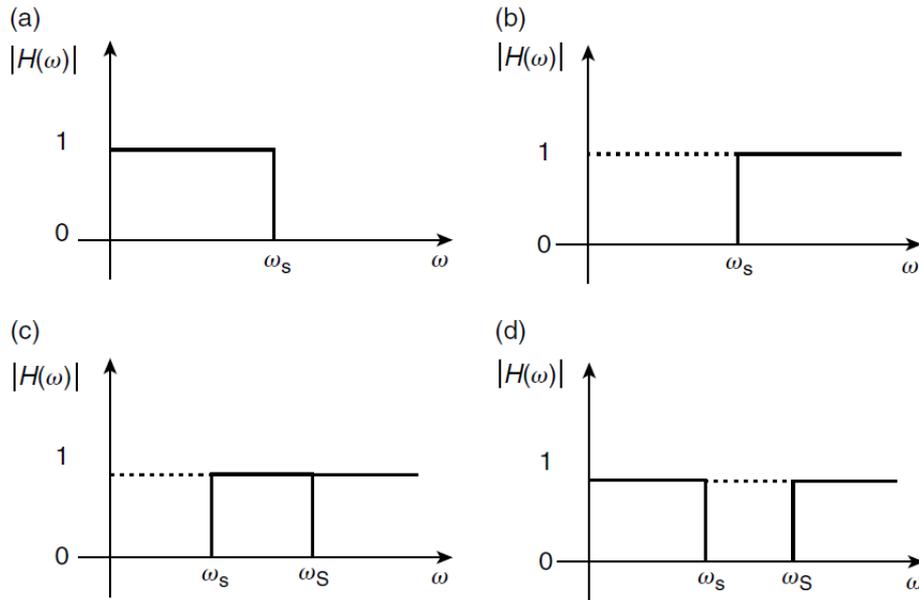


Figura 2.7 – Comportamento teórico dos filtros: a) passa-baixo; b) passa-alto; c) passa-banda; d) *notch*. Retirado de Bronzino e Peterson (2006).

Bronzino e Peterson (2006) refere alguns exemplos de diferentes tipos de filtros aplicados no condicionamento de sinal de ECG – alguns dos termos aqui enunciados relativos ao eletrocardiograma e segmentos de onda do ECG são descritos no capítulo 4 –, demonstrando que o ECG contém informação relevante em diferentes componentes do espectro de frequências. O conteúdo de frequência mais baixa deve ser preservado para a medição correta das variações lentas do segmento ST, enquanto as frequências mais altas são necessárias para uma correta estimativa da amplitude do sinal e duração dos segmentos de variação mais rápida, como é o caso do complexo QRS. Contudo, algumas fontes de ruído estão presentes nestas bandas de frequência; no caso das frequências mais altas pode haver a interferência de ruído induzido por EMG (provocado pela contração muscular); no caso das baixas frequências pode ocorrer *Baseline Wandering*, por efeito da respiração, entre outros mencionados na subsecção 2.3.3.

Um exemplo de um filtro passa-alto é apresentado na Figura 2.8 (b) para facilitar

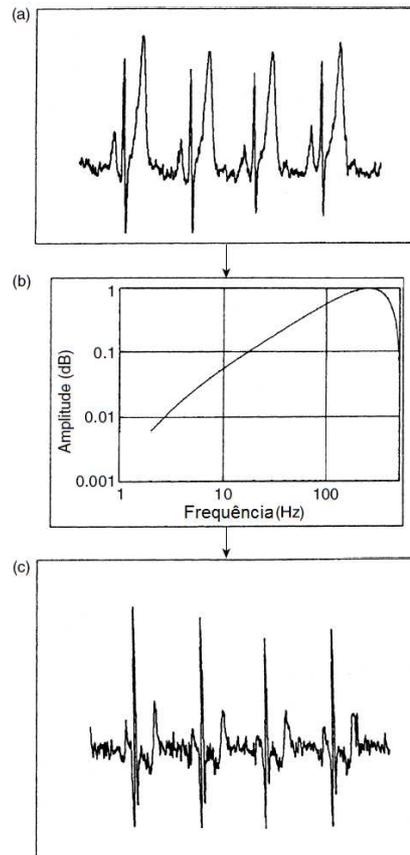


Figura 2.8 – Efeito de um filtro passa-alto (b) num sinal de ECG (a). Saída do sinal após aplicação do filtro representado em (c). Retirado de [Bronzino e Peterson \(2006\)](#).

a detecção do complexo QRS. Note-se que a amplitude da onda T é reduzida após aplicação do filtro passa-alto (Figura 2.8 (c)).

Na Figura 2.9 (b) e (c), o efeito de dois filtros passa-baixo diferentes são apresentados. Na Figura 2.9 (a) é apresentado um sinal de ECG corrompido por ruído induzido por EMG. São aplicados dois filtros passa-baixo diferentes, com frequências de corte de 40 Hz (Figura 2.9(b)) e 20 Hz (Figura 2.9 (c)). A saída do sinal de ECG pode verificar-se nas Figuras 2.9 (d) e (e), respetivamente. Note-se que a filtração reduz drasticamente o ruído que se sobrepunha ao sinal de ECG. Por outro lado, as ondas P mantêm-se praticamente inalteradas, devido às componentes de frequência geralmente inferiores à gama de 20 Hz a 30 Hz. Deve ressaltar-se que um

aumento da duração do complexo QRS está, tipicamente, associado a várias patologias, como hipertrofia ventricular ou bloqueio dos ramos adjacentes ao Feixe de His (abordado na subsecção 3.3). Por isso, é necessário verificar se uma limitação de banda excessiva não introduz indicação de falsos positivos no diagnóstico do sinal de ECG.

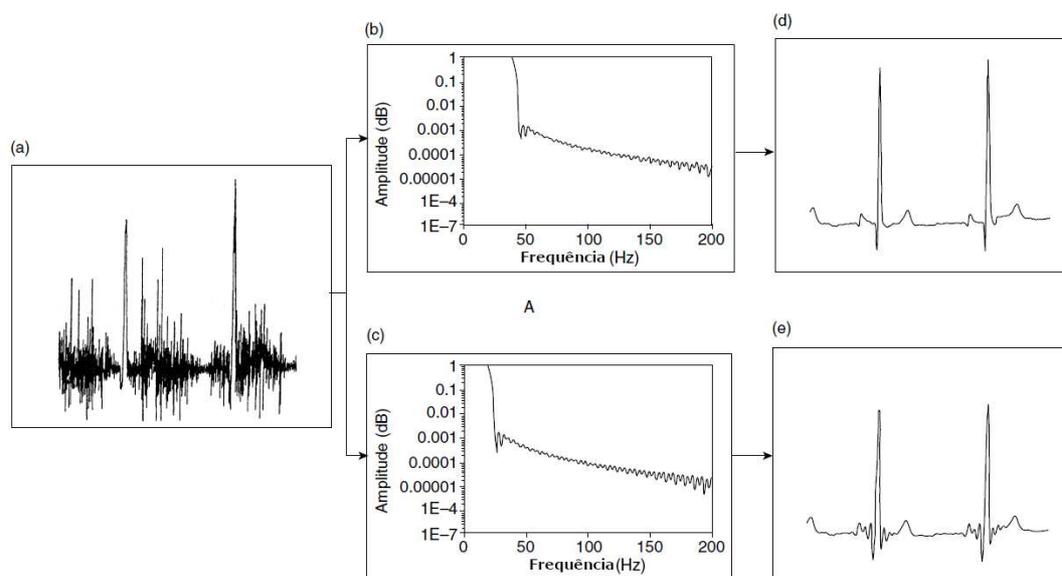


Figura 2.9 – Efeito de dois filtros passa-baixo diferentes (b) e (c) num traçado de ECG (a) corrompido por ruído induzido por EMG. É visível em (d) a redução e variação induzida no complexo QRS pela filtragem passa-baixo aplicando o filtro (b), e o efeito do filtro (c) é observado em (e). Retirado de [Bronzino e Peterson \(2006\)](#).

Um exemplo de aplicação do filtro *notch* é apresentado na Figura 2.10 (b), onde se usa para reduzir um ruído de 50 Hz induzido no sinal de ECG, e está programado para atribuir zero à correspondência da frequência que se pretende eliminar. Na Figura 2.10 (a) pode visualizar-se o sinal de ECG afetado pela interferência do ruído da linha elétrica (50 Hz) e respiração. Após a aplicação de um filtro *notch* para a gama de 50 Hz (Figura 2.10 (b)), torna-se mais clara a identificação dos segmentos P-QRS-T, assim como a uniformização da amplitude dos picos R (Figura 2.10 (c)).

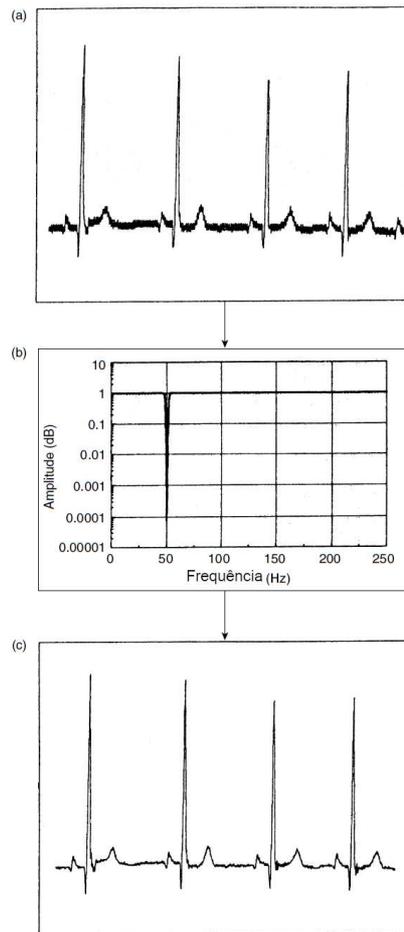


Figura 2.10 – Ruído de 50 Hz induzido num sinal de ECG (a); filtro *notch* 50 Hz (b); e sinal de ECG filtrado (c). Retirado de [Bronzino e Peterson \(2006\)](#).

Resumo

Com o presente capítulo pretende-se uma compreensão sobre os principais conceitos acerca dos sinais biomédicos elétricos, com ênfase no sinal eletrocardiográfico. São abordados os princípios que definem estes sinais, assim como os principais processos associados à sua aquisição e tratamento, que os tornam passíveis de interpretação por parte de profissionais de saúde. O capítulo seguinte aborda os conceitos relacionados com a anatomia, fisiologia e eletrofisiologia do coração.

3

Anatomia e Fisiologia Cardíaca

Este capítulo aborda os principais conceitos associados à anatomia, fisiologia e eletrofisiologia cardíaca, assim como à regulação do coração por parte do Sistema Nervoso Autónomo (SNA). Neste sentido, pretende-se uma melhor compreensão dos fenómenos cardíacos e da forma como os potenciais elétricos são gerados e conduzidos no miocárdio, tal como a compreensão da regulação da sua génese.

3.1 Conceitos Gerais

O coração é constituído por quatro câmaras, duas superiores – aurículas ou átrios – e duas inferiores – ventrículos. Devido ao facto de a ativação das aurículas e ventrículos serem provocadas por estimulação elétrica, estes são eletricamente isolados por um tecido não condutor que divide as câmaras superiores das inferiores ([Acharya, 2007](#); [Tortora e Nielsen, 2013](#)).

[Levick \(2013\)](#) e [Barrett et al. \(2016\)](#) consideram o coração como sendo uma bomba dupla constituída pelas aurículas e pelos ventrículos. Do lado direito do coração circula o sangue não oxigenado, vindo da circulação sistémica, recebido pela aurícula direita através das veias cavas superior e inferior. O sangue da aurícula direita passa

para o ventrículo direito à medida que este relaxa, após a contração anterior. De seguida, o sangue que ficou na aurícula é empurrado para o ventrículo, através da válvula tricúspide – que garante o fluxo de sangue em apenas uma direção, tal como a válvula bicúspide – para completar o enchimento do ventrículo direito. Agora dá-se a contração do ventrículo direito, que empurra o sangue de encontro à válvula tricúspide e a obriga a encerrar, e contra a válvula semilunar pulmonar, forçando-a a abrir e permitir a passagem do sangue na artéria pulmonar – que conduz o sangue através das artérias pulmonares direita e esquerda para os pulmões, onde o dióxido de carbono é libertado e o oxigénio é captado. O sangue retorna então dos pulmões e entra na aurícula esquerda através das quatro veias pulmonares. De forma semelhante ao que acontece no lado direito do coração, o sangue passa da aurícula esquerda para o ventrículo esquerdo através da válvula bicúspide e a contração auricular completa o enchimento do ventrículo esquerdo. A contração do ventrículo esquerdo obriga a válvula bicúspide a fechar, e empurra o sangue contra a válvula semilunar aórtica, permitindo a sua abertura e a passagem do sangue oxigenado no arco da aorta.

As aurículas são divididas pelo septo interauricular, enquanto os ventrículos são divididos, e constituídos, por um tecido muscular mais robusto – chamado septo interventricular –, uma vez que são sujeitos a maior esforço para bombear o sangue para todo o organismo, requerendo, assim, maior volume muscular.

O sangue oxigenado é distribuído por todas as partes do corpo, exceto pelas zonas dos pulmões, que são irrigados pelos vasos pulmonares. O miocárdio é irrigado pelas artérias e veias coronárias, através das quais, à semelhança do restante organismo, são realizadas as trocas de nutrientes e desperdícios metabólicos.

O coração é capaz de bombear o sangue para o organismo de forma eficiente quando a contração auriculoventricular é sincronizada – resultando num correto ciclo cardíaco, através do mecanismo descrito anteriormente. As aurículas devem ser enchidas primeiro, para que o sangue seja bombeado para os ventrículos, antes de se dar a contração ventricular direita e esquerda. Desta forma, dá-se a contração de ambas as aurículas, seguidas da contração dos ventrículos. A anatomia do coração é apresentada nas Figura 3.1 e 3.4.

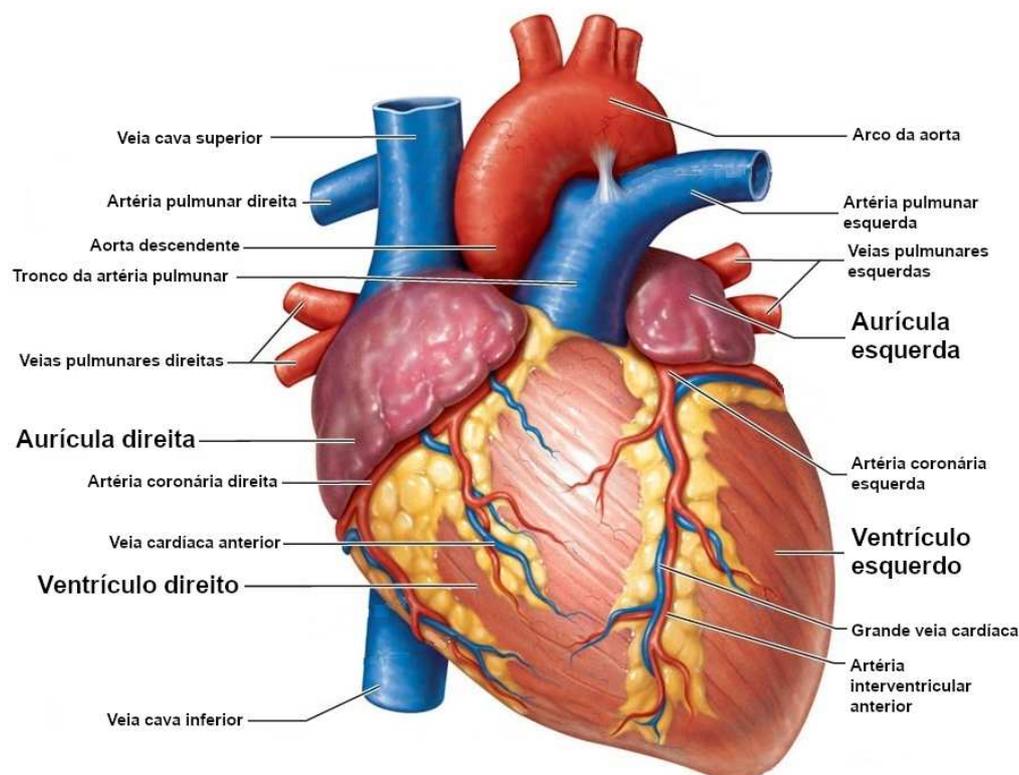


Figura 3.1 – Representação da anatomia do coração. Adaptado de [Agur e Dalley \(2016\)](#).

3.2 Músculo Cardíaco

O tecido muscular cardíaco (miocárdio) apresenta um aspeto estriado, como o que está presente no músculo-esquelético, embora as estrias sejam menos numerosas e regulares. A parede muscular cardíaca forma uma camada espessa de tecido muscular, em que a parte interna é chamada de endocárdio e a externa é o epicárdio. Mais detalhadamente, os principais constituintes do miocárdio são: as células musculares cardíacas (miócitos), que estão ligados pelos discos intercalares em áreas de baixa resistência elétrica, onde se dão as sinapses; mitocôndrias – responsáveis pela realização do metabolismo oxidativo para fornecimento de energia ao miocárdio; miofibrilas – conjunto de miofilamentos organizados em sarcômeros, que têm como função a contração muscular; entre outros constituintes. Outra particularidade que a estrutura das fibras musculares cardíacas lhes confere é a propagação do impulso

elétrico em qualquer direção através das ramificações das fibras, que interliga as fibras musculares transversalmente ao longo da sua extensão (Hong e Shaw, 2017; Malmivuo et al., 1995; VanPutte et al., 2015).

Os músculos auricular e ventricular têm um comportamento muito semelhante ao músculo esquelético, embora a sua contração seja mais longa, já que a duração do impulso elétrico através dos miócitos é mais longa do que a propagação no tecido muscular esquelético. A sua orientação permite que seja produzido um movimento em espiral, e que a distância entre o vértice e a base (tecido muscular que circunda as válvulas cardíacas) do coração diminua aquando da contração ventricular, possibilitando a difusão do sangue pelo seu circuito, veja-se pela Figura 3.2) (Ashwell, 2017; Agur e Dalley, 2016; Tortora e Nielsen, 2013).

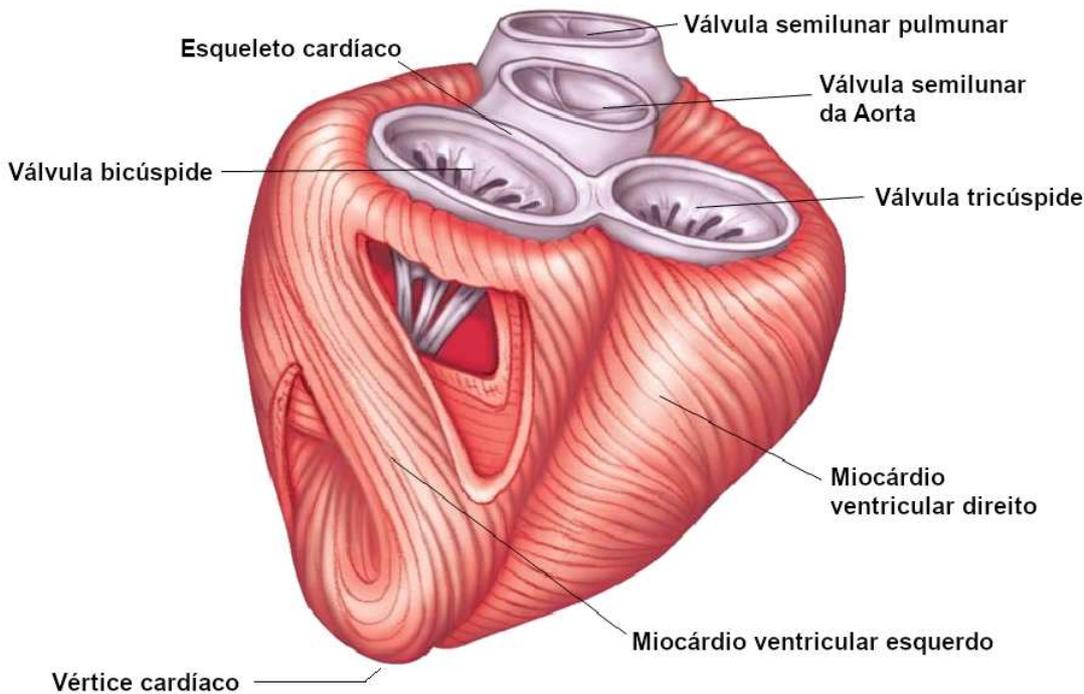


Figura 3.2 – Representação do esqueleto fibroso e composição muscular do coração. Adaptado de VanPutte et al. (2015).

Na Figura 3.3 são ilustradas as micro estruturas do miocárdio.

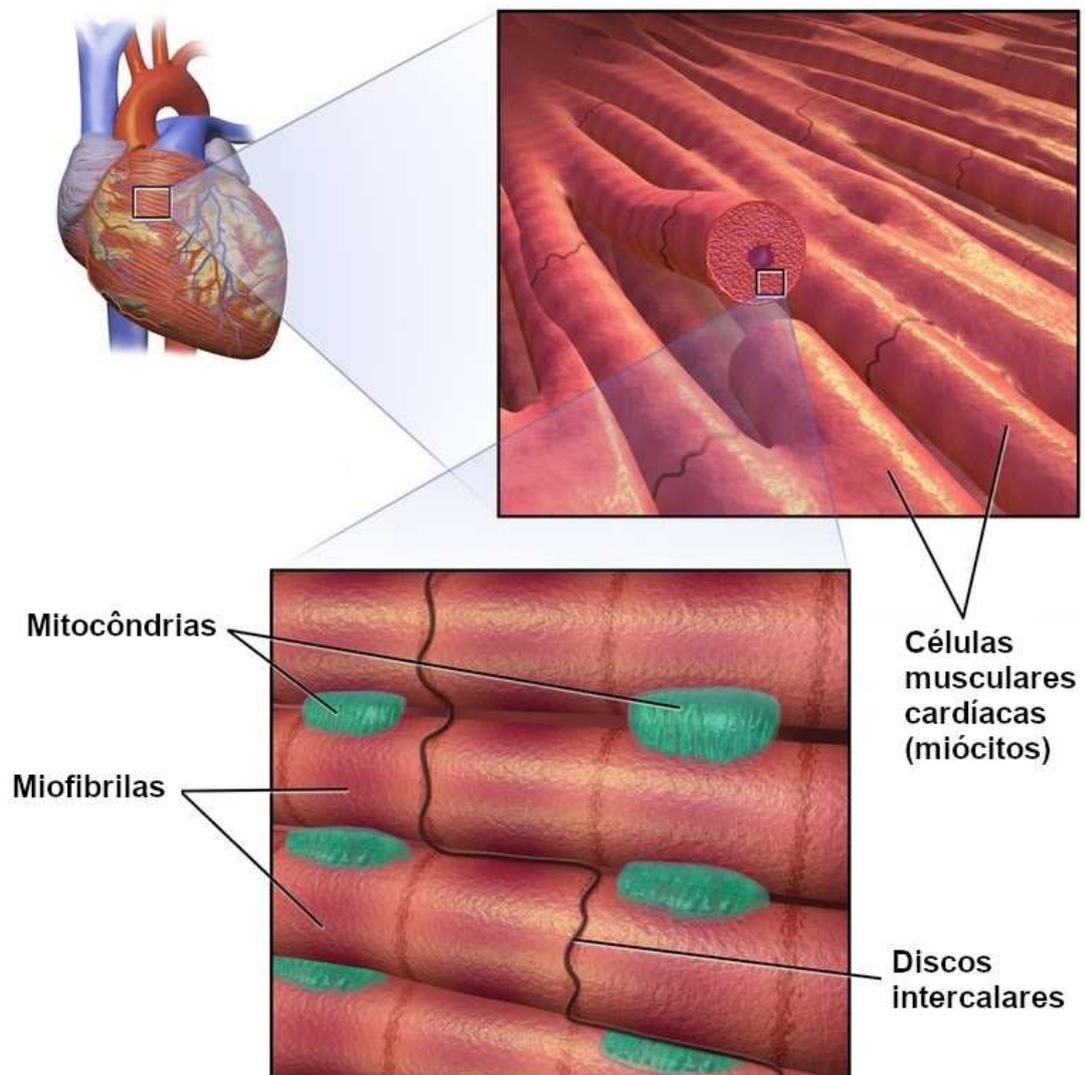


Figura 3.3 – Micro estruturas do miocárdio. Adaptado de [Hong e Shaw \(2017\)](#).

3.3 Eletrofisiologia do Coração

É através do sistema de condução elétrico do coração que os impulsos elétricos gerados são transmitidos pelas suas ramificações, dando origem às contrações musculares.

Segundo [Antzelevitch e Burashnikov \(2011\)](#); [Malmivuo et al. \(1995\)](#); [Pocock et al. \(2017\)](#); [Warrell et al. \(2016\)](#), o *pacemaker* natural do coração – nódulo Sinusal ou

Sino-Atrial (SA) – é constituído por um conjunto de células musculares especializadas, que geram, em média, 60 a 70 potenciais de ação por minuto. Estão localizadas na aurícula direita, numa zona mediana da abertura da veia cava superior. A partir do nódulo SA, o potencial de ação é propagado pelas fibras musculares e conduzido até ao nódulo auriculoventricular (AV) – localizado numa zona mediana da válvula auriculoventricular direita –, a uma velocidade superior à que ocorre no resto das fibras auriculares, embora sejam compostos pela mesma estrutura. Da mesma forma, os potenciais de ação são conduzidos à aurícula direita. O nódulo AV é capaz de produzir potenciais de ação a uma taxa média de 50 por minuto.

Em condições normais, o nódulo AV é regulado por uma frequência superior, vinda do nódulo SA, de forma que este serve apenas como um condutor do impulso elétrico desde a aurícula até aos ventrículos – sendo que a propagação do potencial de ação dentro do nódulo AV é feita lentamente, em comparação com o restante sistema de condução. O espaço de tempo criado pelo tempo de propagação do potencial elétrico, desde o nódulo AV até ao feixe AV, ou feixe de His – um sistema especializado descoberto pelo cardiologista Wilhelm His Jr. em 1893 – permite a conclusão da contração auricular antes de ocorrer a contração ventricular.

A propagação dos potenciais de ação desde o nódulo AV até aos ventrículos é providenciada pelo feixe de His, que se divide no septo interventricular no ramo direito e esquerdo, a uma velocidade muito superior àquela com que foram propagados no nódulo AV. Assim, o potencial de ação estende-se através deste sistema de condução por ambos os lados através do endocárdio e por todo o perímetro do ventrículo, penetrando o miocárdio através das ramificações terminais da rede de Purkinje – constituídas por fibras musculares cardíacas com grande número de ligações sinápticas, que lhes confere grande velocidade de propagação dos potenciais de ação.

A Figura 3.4 representa o sistema de condução elétrico do coração, com descrição das respetivas etapas do circuito de condução dos potenciais de ação gerados pelo nódulo SA.

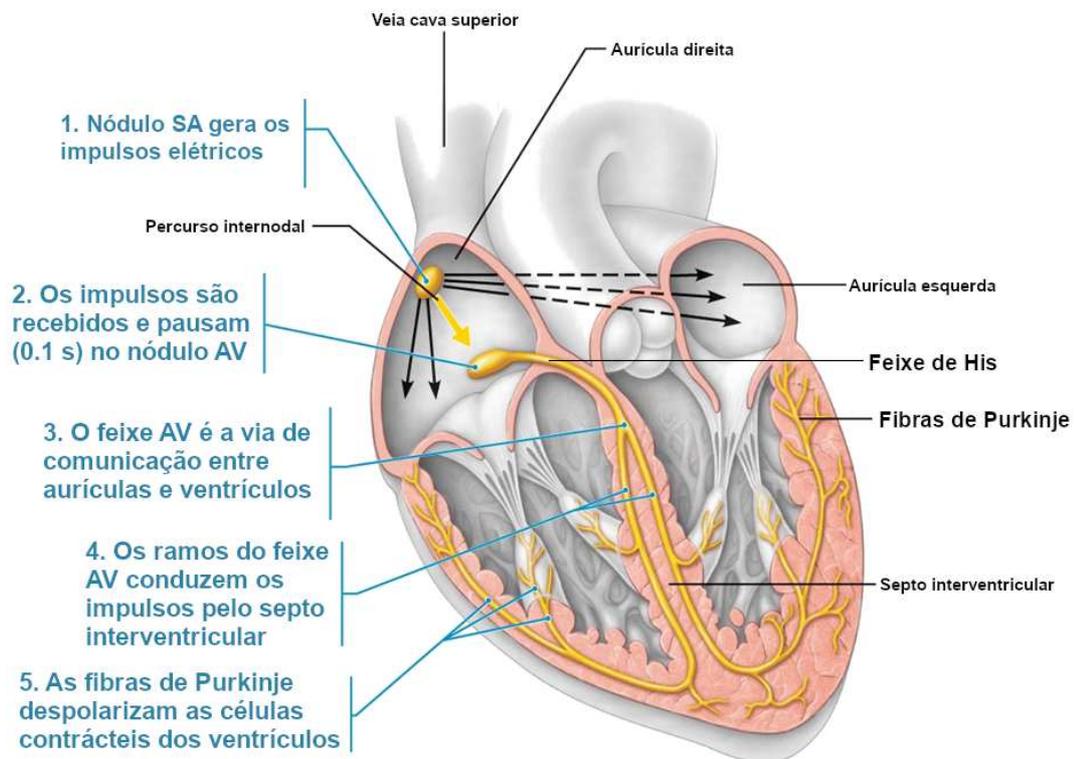


Figura 3.4 – Sistema de condução elétrico do coração e diferentes etapas da condução dos potenciais de ação. Adaptado de [Agur e Dalley \(2016\)](#).

3.3.1 Potenciais de Ação no Miocárdio

A geração do potencial de ação desenvolve-se ao nível celular, a partir destas unidades estruturais e funcionais dos seres vivos. O seu interior é constituído por uma solução aquosa composta, principalmente, pelas seguintes substâncias químicas envolvidas pela membrana celular (ou membrana plasmática): água, eletrólitos, proteínas, lípidos e hidratos de carbono ([Alberts et al., 2002](#)).

Segundo [VanPutte et al. \(2015\)](#), a atividade elétrica no tecido muscular que ocorre a nível celular está direta e exclusivamente dependente do estado de excitabilidade da membrana celular que, por sua vez, irá selecionar a passagem de moléculas com características particulares ao nível de potencial elétrico. Uma vez que os meios intracelular e extracelular possuem diferentes concentrações iónicas, dão origem a uma diferença de potencial entre os diferentes meios, e as alterações que ocorrem

nos canais de membrana plasmática produzem os potenciais de ação - à diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula dá-se o nome de Potencial de Membrana em Repouso (PMR), ou potencial de membrana. Em contraste com os potenciais de ação do músculo esquelético, que demoram em média 2 milissegundos (ms) para se completarem, no músculo cardíaco a sua duração varia entre 200 a 500 ms. No miocárdio, o potencial de ação consiste numa fase de despolarização, seguida por uma rápida, mas parcial, repolarização inicial. De seguida, dá-se o período prolongado de repolarização lenta – planalto –, seguido por uma fase mais rápida de repolarização final, durante a qual o potencial de membrana retorna ao PMR.

O interior da membrana celular apresenta uma carga elétrica menor do que o exterior, sendo que o potencial intracelular é negativo em relação ao potencial extracelular. O PMR dos miócitos ventriculares pode chegar a variar entre -90 a -70 miliVolts (mV). Quando a excitabilidade da membrana celular permite a abertura dos canais de membrana relativos à passagem de Sódio (Na^+), ou canais rápidos, dá-se o início da fase de despolarização do potencial de ação. Então, os iões de Na^+ difundem-se no interior da célula muscular, causando a sua despolarização rápida até que o seu interior atinja um valor que pode chegar aos +40 mV (Hall, 2015; Malmivuo et al., 1995; VanPutte et al., 2015).

A variação de potencial que ocorre durante a despolarização afeta outros canais iónicos existentes na membrana plasmática. Existem vários tipos de canais de membrana compatíveis com os iões de potássio (K^+), que abrem e fecham a diferentes potenciais de membrana, originando mudanças à permeabilidade de K^+ – em repouso, o movimento de iões de potássio, através dos respetivos canais de membrana abertos, é a principal razão pelo estabelecimento do PMR nos miócitos. A despolarização promove o encerramento dos canais de K^+ , diminuindo a permeabilidade a este ião. Por outro lado, a despolarização origina também a abertura dos canais de passagem de iões de cálcio (Ca^+). Em comparação com os canais de passagem a Na^+ , os canais lentos de Ca^+ abrem e fecham (Agur e Dalley, 2016; Pocock et al., 2017).

Segundo Grunnet (2010); Khan (2008), as fases de despolarização e repolarização

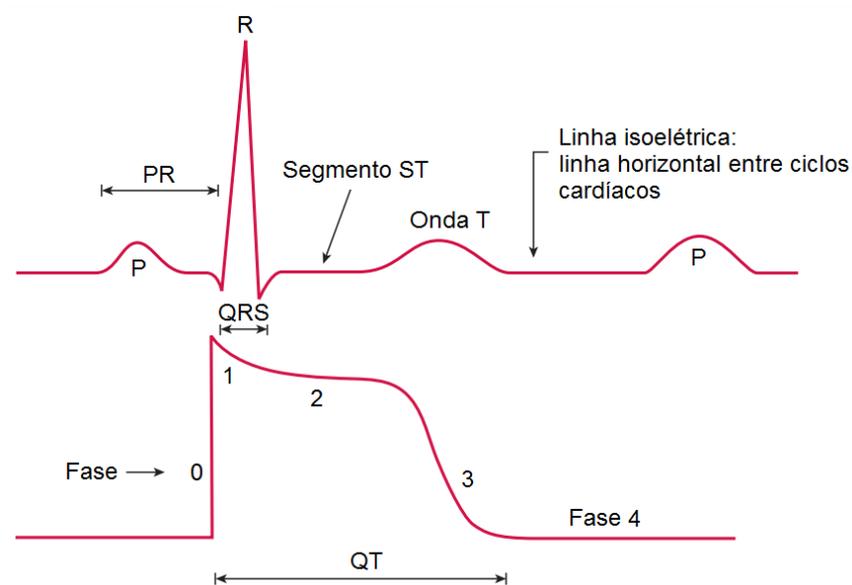


Figura 3.5 – Fases de despolarização e repolarização ao nível celular (miócitos), com as diferentes fases ilustradas em sincronia com a forma de onda P-QRS-T. Adaptado de [Khan \(2008\)](#).

das células musculares, ilustrados pela Figura 3.5, pode ser sintetizado nas seguintes fases:

- Fase 0: despolarização do nódulo SA
 - Canais de Na^+ abrem (iões movem-se para meio intracelular);
 - Canais de K^+ fecham;
 - Canais de Ca^+ começam a abrir (iões movem-se para o meio intracelular).
- Fase 1: repolarização inicial
 - Canais de Na^+ fecham;
 - Alguns canais de K^+ abrem (iões movem-se para o meio extracelular), dando origem à repolarização inicial.
- Fase 2: repolarização e planalto
 - Grande número de canais de K^+ abrem (iões movem-se para o meio extracelular);

- Canais de Ca^{+} abertos (iões movem-se para meio intracelular), produzindo o planalto ao atrasarem a restante repolarização.
- Fase 3: repolarização (rápida) final
 - Canais de Ca^{+} fecham;
 - Canais de K^{+} abertos (iões movem-se para o meio extracelular).
- Fase 4: repouso
 - Os miócitos atingem o PMR até receberem um novo estímulo que altere a permeabilidade da membrana celular, o que ocorre na próxima despolarização (fase 0).

3.3.2 Automatismo e Ritmicidade do Miocárdio

Segundo [Dubin \(2000\)](#); [Lakatta \(2010\)](#), existem zonas do miocárdio auricular e ventricular no sistema de condução elétrico, onde estão presentes grupos de células auto excitatórias – focos ectópicos – capazes de gerar potenciais de ação a uma taxa inerente ao seu próprio ritmo. A taxa a que estes grupos de células geram os potenciais de ação estão relacionadas com a sua localização no coração: aurícula – 60 a 80 batimentos por minuto (bpm); junção auriculoventricular – 40 a 60 bpm; ventrículos – 20 a 40 bpm. Por norma, o nódulo SA regula a frequência das contrações cardíacas, sendo o grupo de células que detém a principal produção de potenciais de ação. Contudo, se por algum motivo o principal *pacemaker* (nódulo SA) do coração falhar, os focos ectópicos adjacentes vão gerar o potencial de ação que será conduzido através do sistema de condução elétrico do coração, funcionando como um sistema de segurança para assegurar os batimentos cardíacos, e respetiva oxigenação e nutrição dos órgãos.

A taxa de produção de potenciais de ação gerados, assim como o sistema de supressão dos potenciais de ação gerados pelos focos ectópicos, permitem que as etapas do ciclo cardíaco sejam realizadas na ordem correta. Contudo, existem circunstâncias, como certas patologias, em que bloqueios no circuito elétrico do coração

interrompem a passagem do potencial de ação. Desta forma, este não é conduzido de forma fluída e contínua através do circuito normal, o que pode levar ao desencadeamento de batimentos assíncronos entre as aurículas e os ventrículos, podendo, em situações críticas, representar um risco de vida (Levick, 2013; Warrell et al., 2016).

3.4 Sistema Nervoso Autónomo e o Coração

O coração é o órgão muscular do corpo humano responsável pela oxigenação e nutrição de todos os órgãos do corpo Humano, tendo a função de gerar a circulação do sangue através do Aparelho Circulatório. Neste circuito, o sangue oxigenado é distribuído pelos restantes órgãos, enquanto o sangue não oxigenado, que contém o desperdício metabólico, é conduzido aos pulmões e rins para respetiva oxigenação e excreção do desperdício metabólico (VanPutte et al., 2015). Segundo VanPutte et al. (2015), o coração tem quatro funções principais:

1. Gerar a pressão sanguínea, através das contrações que são responsáveis pela geração de pressão sanguínea; De salientar no entanto, que a dilatação e contração dos vasos sanguíneos, que também influencia a pressão sanguínea, são reguladas através da libertação de diferentes tipos de neurotransmissores pelo Sistema Nervoso Simpático (com funções estimulantes: contração dos vasos sanguíneos, aumentando a pressão e circulação sanguínea) e Sistema Nervoso Parassimpático (com funções de inibição: dilatação dos vasos sanguíneos, diminuindo a pressão arterial e sanguínea) – em situação normal estes neurotransmissores regulam também a frequência cardíaca (Dubin, 2000; Levy, 1971);
2. Dirigir a circulação sanguínea, separando a circulação pulmonar da sistémica, assegurando a oxigenação e nutrição dos tecidos;
3. Assegurar um fluxo unidirecional, através das válvulas cardíacas;
4. Regular a quantidade de sangue que chega aos restantes órgãos consoante as suas necessidades metabólicas, durante o exercício físico, repouso, ou alterações

posturais (McArdle et al., 2014).

O Sistema Nervoso Autônomo (SNA) é o responsável pela manutenção das condições fisiológicas que permitem a regulação do funcionamento dos órgãos do corpo Humano. As suas principais funções englobam a regulação do meio visceral para manutenção do organismo em homeostase e dar resposta a estímulos aferentes que exigem adaptação da função fisiológica (Montano et al., 2009).

Segundo Dubin (2000); Pocock et al. (2017); VanPutte et al. (2015), o SNA consiste em duas divisões com funções antagónicas: Sistema Nervoso Simpático e Sistema Nervoso Parassimpático. Ambos regulam os órgãos através da secreção de neurotransmissores associados a cada um dos sistemas, a partir dos seus terminais sinápticos, de forma a ativarem células recetoras específicas, que estão presentes na membrana celular – no caso do coração, são os grupos de células musculares especializadas, como o nódulo SA.

O Sistema Nervoso Simpático tem funções excitatórias no organismo em geral (e.g., dilatação da pupila, transpiração) e, em particular, no sistema cardiovascular, através de: vasoconstrição (quando os neurotransmissores são captados pelos recetores $\alpha 1$, presentes na membrana celular); aumento da pressão sanguínea; aumento da instabilidade dos focos ectópicos, tornando-os mais suscetíveis à descarga de potenciais de ação; e aumento da condutividade elétrica no meio muscular cardíaco (dado que promove a abertura dos canais de Na^+ , presentes na membrana celular) que, conseqüentemente, gera um aumento da frequência cardíaca. Tais funções são desencadeadas através da ação do neurotransmissor Noradrenalina, também designado por Norepinefrina – que, em termos gerais do organismo, em conjunto com outros neurotransmissores como Serotonina, Dopamina e Adrenalina, podem afetar funções fisiológicas como o humor, ansiedade, sono, apetite, entre outros. A Noradrenalina ativa recetores celulares específicos, chamados recetores adrenérgicos – identificados por $\beta 1$. A Adrenalina é, ainda assim, o estimulante dos recetores adrenérgicos mais potente.

Uma resposta comum do reflexo simpático é a vasoconstrição na posição bípede, por forma a prevenir a acumulação de sangue em pontos distais – mãos e pés –,

promovendo o fornecimento de sangue ao cérebro.

O Sistema Nervoso Parassimpático, por sua vez, funciona da mesma forma, embora desencadeando funções inibitórias no sistema cardiovascular. Tal como em relação ao Sistema Nervoso Simpático, estas funções não se aplicam a todos os órgãos do corpo Humano, uma vez que a ativação parassimpática desencadeia em simultâneo funções excitatórias noutros órgãos (e.g., estimulação do trato gastrointestinal, a qual pode desencadear, em casos extremos, vômitos, diarreia, entre outros efeitos). O neurotransmissor libertado pelos terminais sinápticos do sistema parassimpático é a Acetilcolina – com importantes funções fisiológicas no organismo, como o processo de memória e aprendizagem –, que é captada pelos recetores colinérgicos, que se localizam maioritariamente nas aurículas. Desencadeiam a diminuição da Frequência Cardíaca (FC) e da condução elétrica no miocárdio, promovem vasodilatação, diminuem a intensidade das contrações do miocárdio e reduzem a instabilidade dos focos ectópicos. A principal via condutora da estimulação parassimpática é o Nervo Vago.

Um exemplo de um fenómeno fisiológico relacionado com elevada ação do sistema nervoso parassimpático acontece na presença de uma lesão grave que leve à perda de grandes quantidades de sangue. A sua estimulação atuará na dilatação dos vasos sanguíneos, assim como na redução da FC, e, conseqüentemente, na pressão sanguínea, para que esta perda seja reduzida. Contudo, este facto irá reduzir o fornecimento de sangue ao cérebro, o que pode levar à síncope. O mesmo pode acontecer quando está a ser retirado sangue a um paciente num dado processo clínico, em que o organismo pode responder a uma possível dor mínima e “perda” de sangue, com um reflexo parassimpático, podendo também levar a síncope.

Em suma, [Tobaldini et al. \(2013\)](#) refere que, sendo a principal função do SNA controlar a homeostase do organismo, nomeadamente, da função cardíaca – ou equilíbrio simpátovagal –, e, sendo que as suas duas divisões têm funções distintas, a ativação de uma divisão provoca a inibição da outra, e não a sobreposição de estimulação por parte das mesmas. Portanto, considera-se de alto nível a complexidade do SNA, devido à sua relação direta com os processos envolvidos na regulação dos vários sistemas biológicos do organismo (e.g., imunidade, inflamação, metabolismo, produção

de hormonas, etc.), e dos seus mecanismos multifacetados que atuam nos ramos simpático e parassimpático.

Resumo

Este capítulo descreve os principais conceitos sobre a anatomia, fisiologia e eletrofisiologia cardíaca, assim como a relação entre o SNA e o coração, por forma a se compreender, através da observação dos dados transcritos no traçado de ECG, os principais fenómenos biológicos associados ao sistema cardiovascular. Juntamente com os conteúdos apresentados no capítulo anterior, pretende-se uma adequada introdução aos conceitos associados à aquisição e interpretação do ECG, apresentados no capítulo seguinte.

4

Eletrocardiografia

Este capítulo descreve os principais aspetos da eletrocardiografia, com vista à compreensão da sua origem, utilização e aplicabilidade. Os princípios básicos do ECG são abordados numa perspetiva que permite mapear um sinal elétrico extraído por um dispositivo eletrónico aos fenómenos fisiológicos transcritos pelo ECG. É abordado o eletrocardiograma clássico de 12 derivações, desde a génese dos processos práticos inerentes, ao significado da informação recolhida. São também abordadas derivações especiais, assim como aspetos relativos à extração do ECG, nomeadamente, no que se refere à leitura da frequência cardíaca e ritmo, dado serem o enfoque este estudo.

4.1 Princípios Básicos de Eletrocardiografia

As primeiras descobertas sobre a possível existência de eletricidade nos tecidos vivos remontam a finais do século XVIII, em que foi datada a demonstração científica realizada por Luigi Galvani, em 1790, na qual foi capaz de induzir movimento nas pernas de um sapo morto através de estimulação elétrica ([Dubin, 2000](#)). Esta controversa demonstração gerou uma onda de curiosidade em torno deste tema na comunidade científica, promovendo o desenvolvimento de diferentes equipamentos e experiências

que permitiram explorar e descobrir as propriedades elétricas do corpo humano. Em 1901, Willem Einthoven inventou o primeiro instrumento prático para realização de Eletrocardiograma (ECG), também abreviado por EKG (do alemão Elektrokardiogramm), que permitiu a visualização do sinal elétrico gerado pelo coração (Herring e Paterson, 2006). O eletrocardiograma é uma técnica não invasiva, usada para monitorizar, à superfície da pele, as alterações elétricas resultantes da despolarização e repolarização do tecido muscular cardíaco, na sequência dos potenciais de ação gerados pelas suas células autoexcitáveis. Estas variações podem ser medidas com recurso a dispositivos capazes de amplificar e ler os potenciais elétricos (Bowbrick e Borg, 2006).

Os eventos sequenciais de despolarização e repolarização do miocárdio, associados ao ciclo cardíaco, podem ser registados por um dispositivo eletrocardiográfico que capta o sinal bioelétrico gerado pelos potenciais de ação cardíacos e os filtra e amplifica (como descrito nas subsecções 2.2 e 2.3). Variações na forma de onda, latência entre segmentos, ou amplitude de deflexão dos segmentos de onda representadas pelo ECG, são indicadores que permitem diagnosticar patologias cardíacas (Tortora e Nielsen, 2013).

Segundo Aehlert (2017); Bowbrick e Borg (2006); Pocock et al. (2017), o ritmo cardíaco normal é chamado ritmo sinusal, sendo gerado pelo nódulo SA, dando origem ao ciclo cardíaco normal que é composto pelos seguintes componentes visíveis no ECG (ilustrados pela Figura 4.1):

- Onda P: representa a onda de despolarização gerada pelo nódulo SA e distribuída pelas aurículas. Tem uma duração média de 0.08 s e origina a contração auricular que ocorre durante o intervalo PR;
- Intervalo PR: mesmo sendo considerado o intervalo de tempo entre o final da onda P e o início da onda Q, é chamado intervalo PR. Representa a duração da distribuição dos potenciais de ação nas aurículas, originando a sístole auricular. Dá-se também um atraso na condução no nódulo AV e feixe de His, que permite a conclusão da contração auricular e garante o espaço de tempo suficiente para a passagem de sangue e função das válvulas cardíacas, antes de ocorrer a sístole

ventricular. Este intervalo deve ter uma duração não superior a 0.2 s, caso contrário poderemos estar perante um bloqueio de condução dos potenciais de ação no nódulo AV, feixe de His ou nos ramos adjacentes;

- Complexo QRS: constituído pelo conjunto das ondas Q, R e S, representam a distribuição dos potenciais de ação pelos ventrículos e septo interventricular, que geram a sua contração. O complexo QRS deve ter uma duração não superior a 0.1 s pois, uma duração superior poderá indicar síndrome de intervalo QT longo (LQT), podendo ser hereditário e trazer grandes complicações, ao ponto de colocar a vida em risco, em casos críticos (Dubin, 2000). A inexistência de onda de repolarização auricular deve-se ao facto de a amplitude do complexo QRS se sobrepor à amplitude da repolarização auricular, uma vez que a amplitude do sinal elétrico tem relação direta com o volume de massa muscular. Uma vez que os ventrículos detêm grande volume de massa muscular, comparativamente às restantes zonas do miocárdio, a amplitude do sinal que representa o complexo QRS é, de modo geral, claramente superior às das restantes componentes da forma de onda P-QRS-T;
- Segmento ST: estende-se desde o final do complexo QRS até ao início da onda T, coincidindo com a fase de planalto (abordado no subsecção 3.3.1) – uma vez que o ventrículo é despolarizado uniformemente e o meio extracelular é isoeletrico neste momento. Na presença de patologia, o segmento ST pode ser elevado (como ocorre na patologia designada por angina), ou estar abaixo do nível isoeletrico (e.g., enfarte do miocárdio);
- Onda T: representa a repolarização dos ventrículos – após a contração gerada no momento do complexo QRS as fibras musculares relaxam e reorganizam-se. A repolarização ventricular é mais lenta e dessincronizada do que a despolarização, o que dá origem a uma forma de onda assimétrica. A onda T é, normalmente, representada por uma deflexão positiva, tal como a onda R. Em certos casos, usualmente associados a patologia (e.g., isquemia do miocárdio, relacionada com redução no fornecimento de sangue ao miocárdio), a onda T pode apresentar uma deflexão negativa. Normalmente, tem uma duração aproximada de 0.16s;

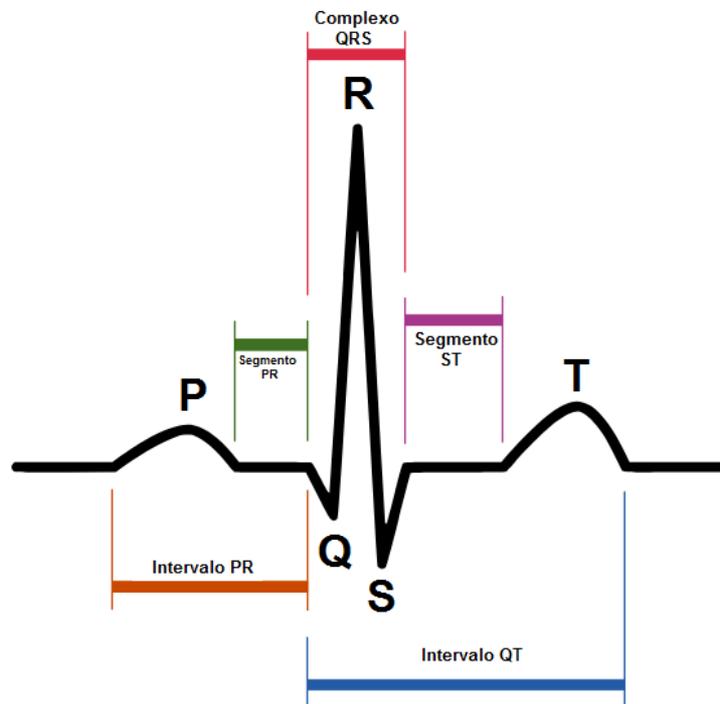


Figura 4.1 – Morfologia da onda P-QRS-T, representando o ciclo cardíaco através de eletrocardiograma, com identificação dos segmentos e intervalos. Adaptado de Wikipedia – URL:<https://en.wikipedia.org/wiki/File:SinusRhythmLabels.png>.

- Onda U: é hipoteticamente associada à repolarização das fibras de Purkinje, ventricular, entre outras hipóteses. Uma vez que tem uma amplitude muito baixa, torna-se difícil de identificar. Contudo, se a sua deflexão estiver representada em polaridade anormal em certa derivação, se for muito expressiva, entre outras características, pode representar diferentes patologias cardíacas (Girish et al., 2005; Pocock et al., 2017).

Através da polaridade das deflexões das ondas é possível detetar a direção da onda de despolarização e repolarização. Quando a deflexão é positiva, a onda de despolarização ou repolarização vai na direção do eletrodo, ao contrário do que acontece nas deflexões negativas (Wesley, 2016).

4.2 Aquisição de Eletrocardiograma

Como descrito anteriormente, a aquisição de ECG explorada neste estudo visa uma abordagem *"on-the-person"*. Este é o método mais comum, geralmente utilizado em inúmeras circunstâncias, desde monitorização em cirurgias até à monitorização ambulatoria através de dispositivos portáteis, incluindo dispositivos de baixo custo, ou *wearables*¹, podendo ser determinantes na monitorização e prevenção de doenças (Silva et al., 2015).

O sinal elétrico é captado pelos elétrodos colocados à superfície da pele, com propriedades condutoras elevadas e que formam um circuito elétrico com o eletrocardiógrafo, posicionados nas derivações associadas a localizações pré-definidas. Uma derivação resulta do cálculo da diferença de potencial entre o eletrodo positivo e o negativo, através dos quais será determinado o vetor dessa derivação, podendo existir um eletrodo neutro que serve como eletrodo de referência e atenuante de ruído (Aehlert, 2017).

De notar que se deve ter atenção na colocação dos elétrodos, uma vez que um erro muito comum na prática eletrocardiográfica é a colocação dos elétrodos em localizações que não as determinadas para a derivação pretendida. Por vezes, pode, apenas resultar na inversão da polaridade das ondas, o que é facilmente detetável, embora possam ocorrer casos mais graves em que a ordem e localização dos elétrodos não correspondem ao protocolo estipulado. Se o erro não for detetado, o diagnóstico do paciente pode ser comprometido, desencadeando uma série de riscos para a sua saúde, desde prescrição de medicamentos, tratamentos ou até procedimentos e intervenções cirúrgicas que podem ser desadequadas (García-Niebla et al., 2009; Kligfield et al., 2007).

Segundo Dubin (2000), diferentes derivações permitem *"observar o coração através de diferentes perspetivas"*, por forma a construir uma imagem completa da funcionalidade deste órgão. Para isso, existem derivações estabelecidas que foram caracterizadas ao longo do tempo e que permitem a observação através Plano Frontal, ou

¹<https://www.techopedia.com/definition/31206/wearable-device>

Coronal, e Plano Horizontal, ou Transversal.

4.2.1 Derivações Periféricas: Plano Frontal

As derivações periféricas são bipolares, sendo seis as predefinidas no plano frontal: Derivações Periféricas Standard – I, II e III; Derivações Periféricas Aumentadas – aVR, aVL e aVF.

Segundo [Pocock et al. \(2017\)](#) as derivações periféricas standard foram introduzidas por Willem Einthoven, e a sua configuração forma um triângulo equilátero tendo o coração como ponto central, designado por Triângulo de Einthoven. A configuração das três derivações resulta da colocação de elétrodos no membro superior direito, membro superior esquerdo e membro inferior esquerdo. A sua posição deve ser localizada num ponto distal (pulsos nos membros superiores e tornozelo no membro inferior esquerdo), para melhor evidenciar a amplitude do sinal. Contudo, a aplicação dos elétrodos tem vindo a ser testada em diferentes posições (em pontos mais próximos do tronco), principalmente numa ótica de melhoria da usabilidade.

Derivações Periféricas Standard

- Derivação I: Obtida através da diferença de potencial elétrico entre o membro superior esquerdo e membro superior direito. Permite observação da atividade elétrica ao longo da parede lateral do miocárdio.
- Derivação II: Obtida através da diferença de potencial elétrico entre o membro inferior esquerdo e membro superior direito. Permite observação da superfície lateral inferior do ventrículo esquerdo. Esta derivação permite uma perspetiva geral do funcionamento do coração, uma vez que o seu vetor é o mais aproximado da direção da corrente que circula no coração. Por este motivo, é uma das derivações mais importantes a ter em conta na análise do ECG.
- Derivação III: Obtida através da diferença de potencial entre o membro inferior esquerdo e membro superior esquerdo. Através desta derivação é possível

observar a superfície inferior do ventrículo esquerdo.

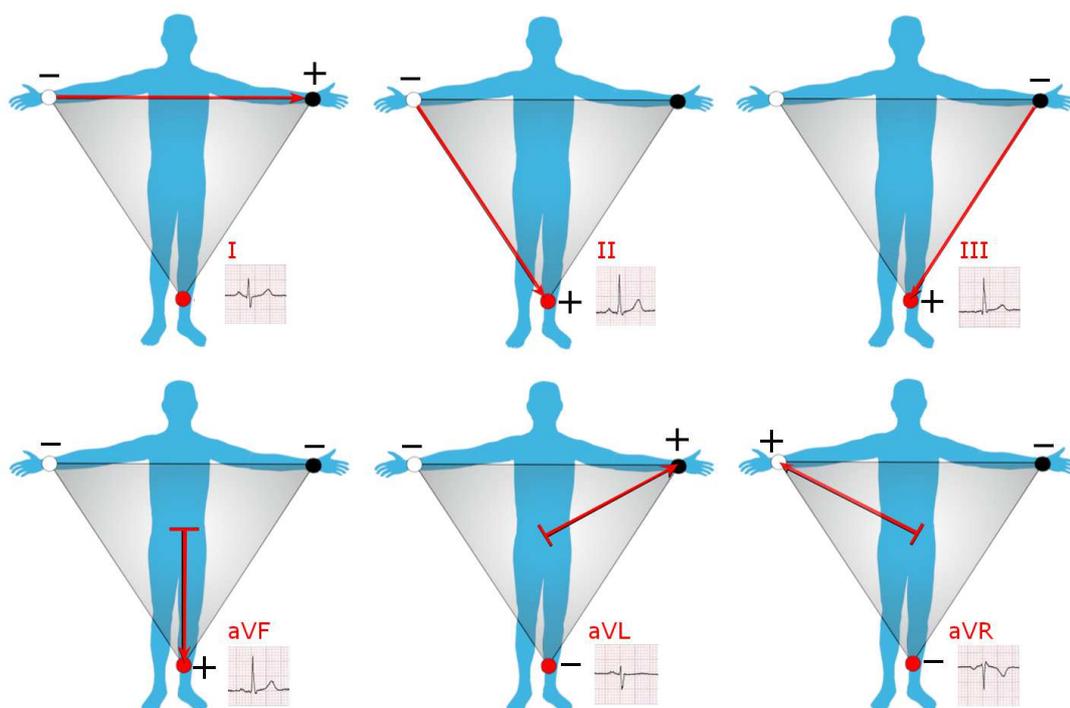


Figura 4.2 – Configuração das derivações periféricas do eletrocardiograma clássico de 12 derivações, com ilustração da morfologia de onda normalmente obtida através de cada uma das derivações. Imagem produzida por Npatchett — URL:<https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=39235282>.

Devirações Periféricas Aumentadas

Através da nomenclatura das derivações aumentadas periféricas é possível identificar a posição dos elétrodos – a nomenclatura advém do inglês, em que “a” significa aumentada; “V” representa vetor; “R”, “L” e “F” dizem respeito ao membro em que está posicionado o elétrodo, nomeadamente: R – *Right arm* (braço direito); L – *Left arm* (braço esquerdo); F – *Left foot* (pé esquerdo). Pocock et al. (2017) referem que as derivações aVR, aVL e aVR são derivações periféricas, que medem o potencial elétrico num elétrodo específico em relação a uma derivação virtual gerada pelo eletrocardiógrafo. Frank Norman Wilson e seus colegas, usaram o termo *terminal*

central de Wilson para descrever um ponto de referência que representa a média dos potenciais de ação das derivações periféricas. Nas derivações periféricas aumentadas, o *terminal central de Wilson* é calculado pela máquina de ECG computadorizada como a diferença de potencial das correntes elétricas entre dois elétrodos, ao invés de um deles ser usado como o eletrodo positivo. É dado o exemplo da derivação aVL, em que o eletrodo positivo é colocado no membro superior esquerdo, e o eletrocardiógrafo calcula o *terminal central de Wilson* a partir das medições obtidas dos elétrodos colocados no membro superior direito e membro inferior esquerdo. O cálculo da derivação aVL é feito a partir da diferença de potencial elétrico entre o membro superior esquerdo e o *terminal central de Wilson*. O potencial elétrico do terminal central é, aproximadamente, zero.

4.2.2 Derivações Precordiais: Plano Transversal, ou Horizontal

Segundo [Aehlert \(2017\)](#); [Dubin \(2000\)](#); [Levick \(2013\)](#), as derivações precordiais no plano transversal possibilitam a observação do coração nas perspectivas frontal e lateral esquerda. Estas seis derivações standard são unipolares e identificadas por V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 e V_6 . Para estas derivações são colocados elétrodos positivos no tórax e é usado um negativo no membro inferior direito, que serve como referência comum a todas as derivações precordiais.

Cada uma das derivações tem uma localização específica para o eletrodo, permitindo analisar zonas específicas do coração – V_1 e V_2 são orientadas para o lado direito do coração e septo intraventricular; enquanto V_5 e V_6 são orientadas para a parede esquerda do miocárdio; V_3 e V_4 sobrepõem-se ao septo intraventricular, sendo que a primeira está mais orientada sobre o ventrículo direito e a segunda sobre o esquerdo. Na Tabela 4.1 estão representadas as derivações precordiais e respectivas características, relativamente à posição dos elétrodos, bem como as zonas do coração que permitem “observar”. A Figura 4.3 ilustra a configuração das mesmas.

Os conjuntos das derivações periféricas e precordiais constituem a configuração utilizada no ECG convencional de 12 derivações, confluindo numa análise ao funcionamento do coração bastante completa, tipicamente utilizada na prática clínica.

Tabela 4.1 – Localização dos elétrodos para aquisição das derivações precordiais, com descrição das perspetivas relativamente à superfície externa do miocárdio observadas para cada uma das derivações.

Derivação	Posição do elétrodo	Perspetiva
V ₁	Lado direito do esterno, 4º espaço intercostal	Septo intraventricular
V ₂	Lado esquerdo do esterno, 4º espaço intercostal	Septo intraventricular
V ₃	Posição intermédia entre V ₂ e V ₄	Superfície anterior
V ₄	Linha intermedia clavicular, 5º espaço intercostal	Superfície anterior
V ₅	Horizontal em relação a V ₄ , linha axilar esquerda	Superfície lateral
V ₆	Horizontal em relação a V ₄ e V ₅ , linha axilar média esquerda	Superfície lateral

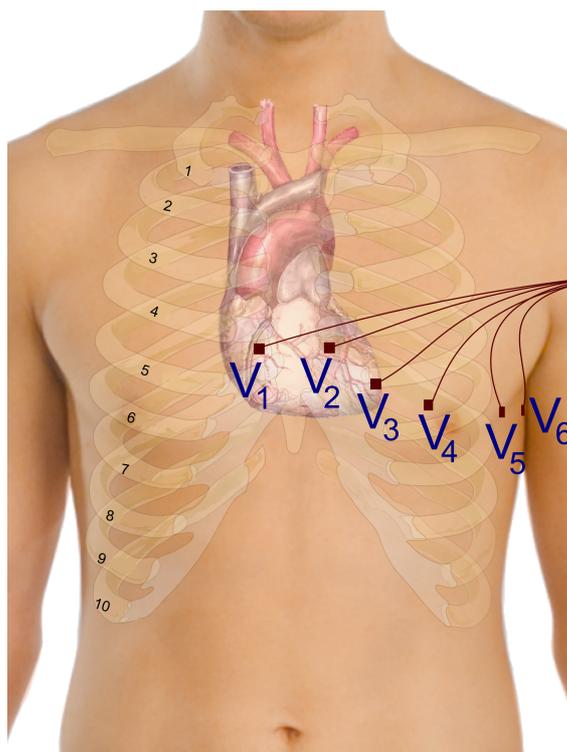


Figura 4.3 – Localizações dos elétrodos para aquisição de ECG a partir das derivações precordiais. 1ª a 10ª costelas identificadas para melhor identificação da localização dos elétrodos. Adaptado de Wikimedia Commons, imagem produzida por Mikael Häggström — URL:https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Precordial_leads_in_ECG.png.

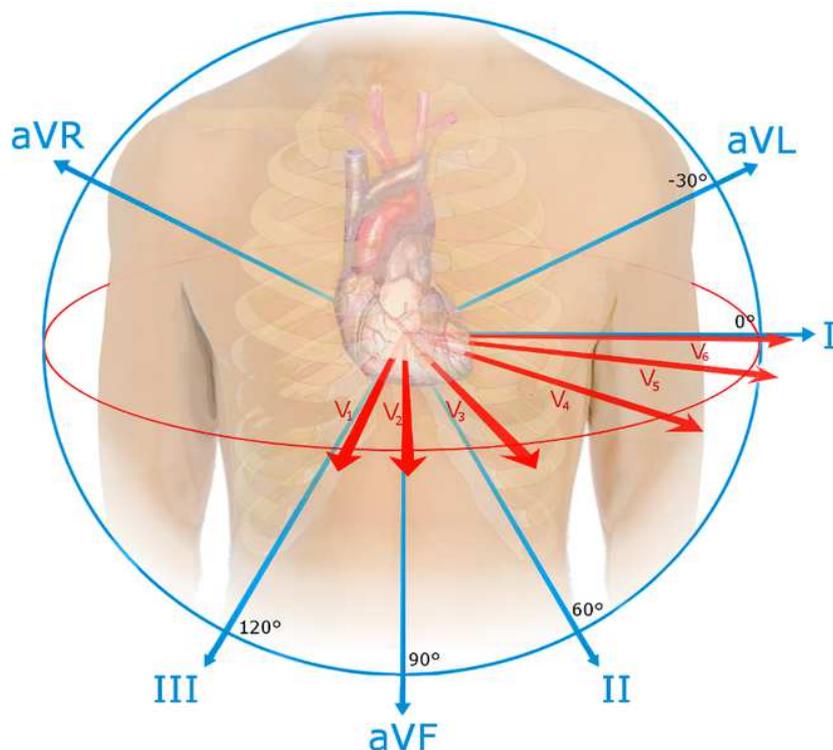


Figura 4.4 – Vetores das 12 derivações do ECG convencional, segundo os planos frontal e transversal. Retirado de Wikimedia Commons, imagem produzida por Npatchett — URL: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EKG_leads.png.

4.2.3 Derivações Especiais

Em alternativa às derivações precordiais standard, no caso de não ser possível usá-las ou por forma a obter um diagnóstico específico, é também possível replicar a localização dos elétrodos no lado direito do peito, num plano simétrico – da mesma forma, estas derivações permitem observação do lado direito do coração em perspetivas simétricas às das derivações standard (Aehlert, 2017).

Além das derivações configuradas no lado direito do peito, podem também ser configuradas outras na parte posterior do peito, para complementar o ECG de 12 derivações, sendo conhecido como ECG de 15 derivações. Como tal, são adicionadas 3 derivações posteriores (V_7 , V_8 e V_9) que permitem a observação da superfície posterior do coração, e tornam mais clara a deteção de anomalias nesta zona do coração (Aehlert, 2017; Aqel et al., 2009; Levis, 2015).

Segundo [Fletcher et al. \(2013\)](#), [Francis \(2016\)](#) e [Pigozzi et al. \(2005\)](#), uma prática bastante utilizada é a configuração modificada das derivações standard, por forma a contornar artefactos provocados pelo movimento dos membros, ou obter monitorizações para detetar patologias específicas, usando derivações bipolares. Estas derivações são extremamente úteis para monitorizações com dispositivos móveis, ou durante provas de esforço. Um exemplo muito comum na prática de ECG sugerido pelos autores referidos e [Quyyumi et al. \(1986\)](#), e utilizado neste estudo, é a derivação CM_5 . Na prática clínica, é, normalmente usada para analisar o segmento ST e, portanto, na deteção de doença arterial coronária, permitindo uma aproximação à derivação V_5 convencional. Estes autores referem outras derivações modificadas bipolares, que permitem uma aproximação às derivações convencionais, com especificidade própria na deteção de eventos cardíacos – MCL_1 e MCL_6 (configurações que permitem a aproximação às derivações precordiais V_1 e V_6 , respetivamente) ([Drew e Scheinman, 1991](#)); CS_5 (aproximação à derivação precordial V_5 para deteção de isquemia da superfície anterior do miocárdio); entre outras derivações resultantes da modificação de derivações periféricas e precordiais standard. No caso específico da derivação CM_5 , selecionada para este estudo, a sua configuração é realizada através da colocação do eléctrodo negativo abaixo do manúbrio, na zona em que a 2^a cartilagem costal liga ao esterno, sendo o eléctrodo positivo colocado na posição da derivação precordial convencional V_5 , e o eléctrodo de referência pode ser colocado sobre a crista ilíaca esquerda, dado ser uma zona com grande área óssea à superfície da pele (ver configuração dos eléctrodos para derivações CL e CM_5 na Figura 6.1 na página 73). [Pocock et al. \(2017\)](#) referem que o eléctrodo de referência pode ser utilizado em regiões ósseas, dado que a sua baixa condutividade se irá traduzir num sinal de melhor qualidade.

Em [Dubin \(2000\)](#) são também sugeridas modificações às derivações periféricas convencionais que são úteis na monitorização quando ocorre movimento dos membros, entre as quais se destacam a Conventional Lead (Derivação Convencional) – abreviada como CL – que foi utilizada neste estudo. A configuração da derivação CL é muito semelhante à derivação periférica modificada II. Este autor sugere que, na prática, a posição dos eléctrodos deve ser testada e reajustada até se encontrar a sua

posição ideal, no sentido de captar o mínimo de ruído possível. Esta derivação permite evitar o ruído resultante do movimento dos membros superiores (proveniente, por exemplo, dos músculos deltoide e peitoral) durante a realização de exercício físico. Segundo a análise da imagem representativa da derivação CL apresentada pelo autor, a sua configuração bipolar consiste em: 1 – colocação do elétrico positivo na zona do 9º espaço intercostal, sobre a linha hemiclavicular esquerda; 2 – o elétrico negativo é colocado junto ao lado direito do manúbrio; 3 – o elétrico de referência localiza-se numa posição simétrica ao elétrico positivo, em relação ao Plano Sagital, do lado direito (Figura 4.5).



Figura 4.5 – Derivações periféricas modificadas I, II e Conventional Lead (CL), com localização dos eletrodos positivo (+), negativo (-) e referência (R). Adaptado de [Dubin \(2000\)](#).

O vetor da derivação CL está alinhado com a direção do vetor elétrico do coração, sendo útil para ter uma perspetiva geral do funcionamento do coração.

4.3 Leitura do Eletrocardiograma

O sinal captado é representado pelo traçado de eletrocardiograma que é tradicionalmente apresentado no papel quadriculado, definido pelos eixos do tempo e amplitude standardizados. No eixo horizontal é representado o tempo, em segundos, enquanto no eixo vertical é representada a amplitude do sinal elétrico, em miliVolt. Como representado, por exemplo, na Figura 7.1 (página 90), cada quadrícula tem 1 milímetro de largura/altura que correspondem a 0.1 mV no eixo vertical, e 0.04 s,

ou 40 ms, no eixo horizontal. O conjunto de 5 quadrículas, em ambos os eixos, formam um bloco de 5×5 quadrículas – 0.2 s por 0.5 mV – que é útil para a leitura do ritmo cardíaco de forma instantânea e determinação das amplitudes dos segmentos da onda de ECG. Tipicamente, o ECG é gravado a uma velocidade de 25 milímetros por segundo (mm/s) e amplitude à escala de 10 mm/mV. Por vezes, a velocidade de gravação é aumentada para 50 mm/s, aumentando a resolução do sinal para o dobro, pelo que a equipa médica pode analisar com maior precisão o ritmo cardíaco e morfologia da forma de onda no traçado de ECG – e. g., durante taquicardia (Aehlert, 2017; Dubin, 2000; Vaswani et al., 2016).

No que respeita à leitura do ECG, devem ser tidos em conta vários parâmetros, entre os quais a configuração do eletrocardiógrafo usado para recolha do sinal (e.g., frequência de amostragem e velocidade de gravação, entre outros). Khan (2008) e Wesley (2016) sugerem a análise dos seguintes parâmetros: frequência cardíaca, ritmo, eixo, análise da morfologia das ondas e localização da lesão. Dubin (2000) sugere uma análise com uma metodologia diferente, sendo que, atinge os mesmos resultados na análise. De notar que, antes de se proceder à recolha de ECG devem também ser registados os dados do paciente, tais como: nome, idade, género, atividade física que pratica, histórico clínico relevante, traços biológicos hereditários, entre outros, por forma a proceder a uma correta análise do ECG, dado que existem padrões cardíacos associados a diferentes grupos (Drezner et al., 2013; Macfarlane et al., 2014; Rijnbeek et al., 2001; Santhanakrishnan et al., 2016).

4.3.1 Frequência Cardíaca

A frequência cardíaca (FC) regulada pelo nódulo SA é, tipicamente, cerca de 60 a 70 batimentos por minuto (bpm) em repouso (conhecido como ritmo sinusal). Frequências abaixo de 60 bpm são denominadas por bradicardia. Acima de 100 bpm consideradas como taquicardia. Ambas podem ter diferentes origens e características (Barrett et al., 2016; Warrell et al., 2016).

Além da análise da frequência cardíaca automatizada com apoio de ferramentas de software, a análise por observação do traçado é, primordialmente, uma forma

simples e imediata de avaliação. Consiste na contagem do número de blocos de 5×5 quadrículas do papel de ECG, entre cada pico R. Para isso, o pico R coincidente com a linha dos blocos quadriculados maiores deve servir como ponto inicial, para facilitar a leitura. A partir deste ponto de referência, os seguintes blocos terão os valores de “300”, “150”, “100”, “75”, “60”, “50”, como apresentado na Figura 4.6.

São apresentadas duas técnicas mencionadas por este autor, existindo, contudo, outras como as mencionadas pelos autores Hampton (2013), Khan (2008) e Wesley (2016).

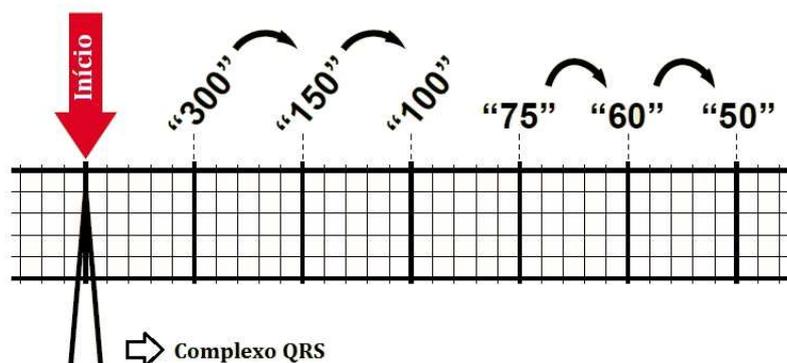


Figura 4.6 – Método para determinação da frequência cardíaca através de observação do traçado de ECG. Adaptado de Dubin (2000).

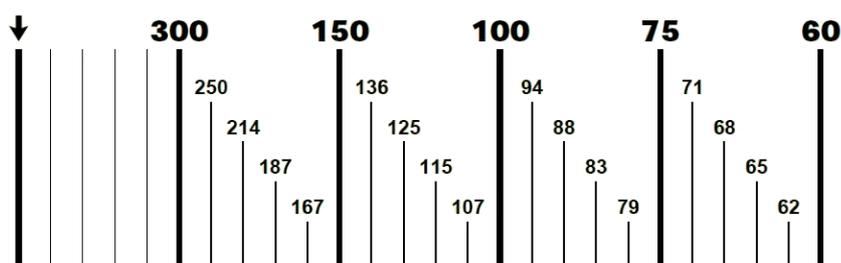


Figura 4.7 – Determinação precisa da frequência cardíaca por observação do traçado de ECG. Retirado de Dubin (2000).

Dubin (2000) sugere uma fórmula para determinar a frequência cardíaca a partir do referencial quadriculado com maior precisão através de observação que é dada pela equação 4.1 e apresentado na Figura 4.7.

$$FC = \frac{1500}{\text{distância entre ondas iguais (em milímetros)}} \quad (4.1)$$

4.3.2 Intervalo QT Corrigido (QTc)

Postema e Wilde (2014) descrevem que a interpretação do intervalo QT é crucial para reduzir o risco das arritmias malignas ou morte súbita associada a intervalos QT anómalos. Os autores descrevem que o intervalo QT absoluto é medido desde o início do complexo QRS até ao fim da onda T, e deve ser corrigido para a frequência cardíaca, por forma a contemplar comparações com valores de referência.

Existem diferentes técnicas de leitura do intervalo QT absoluto, para posterior cálculo do intervalo QT corrigido para a frequência cardíaca (QTc), no entanto, é dado enfoque à técnica utilizada neste estudo, isto é, o método da tangente. Este método pode ser descrito de forma sucinta através de 3 fases principais: 1) desenhar uma linha tangente ao segmento diagonal final da onda T; 2) o ponto em que a linha tangente intersesta a linha isoeétrica é considerado o final da onda T; 3) o valor absoluto do intervalo QT é considerado desde o início da onda Q até ao final da onda T, apontado no procedimento anterior. Este processo é demonstrado na Figura 4.8.

Uma vez determinado o intervalo QT absoluto, é calculado o intervalo RR absoluto entre o complexo QRS em que foi lido o intervalo QT absoluto e o complexo QRS anterior. Com os valores dos intervalos RR (ou intervalos NN) e QT absolutos é então aplicada a fórmula de correção de Bazett (Postema e Wilde, 2014), dada pela Equação 4.8, para obtenção do QTc:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (4.2)$$

Em que QT é o valor do intervalo QT absoluto lido através do processo descrito anteriormente (em segundos), e RR (designação usada por Postema e Wilde (2014))

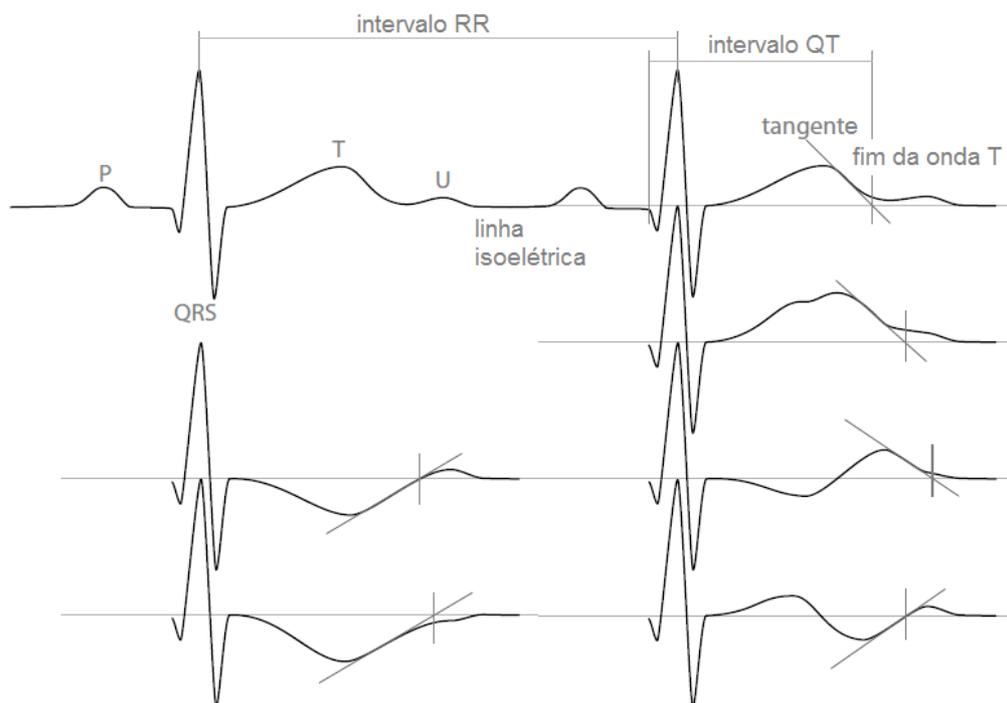


Figura 4.8 – Exemplificação da leitura escalar do intervalo QT absoluto na presença e ausência de segmentos TU anormais. Imagem adaptada de [Postema e Wilde \(2014\)](#).

é o valor do intervalo *NN* absoluto (em segundos). O valor em milissegundos obtém-se através da multiplicação do resultado obtido através da Equação 4.2 por 1000.

4.3.3 Alterações de Ritmo: Arritmias

O eletrocardiograma é uma forma simplificada de análise do ritmo cardíaco. Como vimos, o ritmo sinusal é desencadeado pela despolarização induzida pelo nódulo SA. Contudo, a despolarização pode ser gerada por outros grupos de células especializadas em diferentes partes do miocárdio, originando arritmias, dando-se o distúrbio do ritmo sinusal.

Em [Aehlert \(2017\)](#) é descrito que o ritmo cardíaco é natural e ligeiramente afetado pela respiração, de acordo com o processo de expiração e inspiração, induzido por processos fisiológicos. Este acontecimento é mais comum em crianças e adolescentes,

sendo é conhecido como arritmia sinusal.

Ritmos cardíacos lentos (bradicardia sinusal) podem ser associados a performance física de alta intensidade, desmaio, hipotermia, hipotireoidismo, ou até surgir após ataque cardíaco. Já a taquicardia sinusal pode estar associada à execução de exercício físico, estados emocionais intensos, dor, hipertireoidismo, entre outros.

Além do espectro do ritmo sinusal, existem diversos tipos de ritmos que estão associados a diferentes patologias, e, normalmente, associados a bloqueios no sistema de condução elétrica do coração. Estes, são desencadeados por focos ectópicos e são associados a três regiões principais do miocárdio: miocárdio auricular, miocárdio juncional AV – região do nódulo AV –, e miocárdio ventricular. O ritmo sinusal, ritmo auricular e ritmo juncional AV constituem os ritmos supraventriculares, em que a onda de despolarização é conduzida, normalmente, através do feixe de His e seus ramos, sendo que o complexo QRS toma a sua forma normal, uma vez que a onda de despolarização é originada por uma fonte anterior à ventricular.

Quando existe bloqueio no sistema de condução elétrico do coração entre o nódulo AV e os feixes dos ramos interventriculares, os potenciais de ação podem ser impedidos de chegar a todas as zonas do miocárdio ventricular, refletindo-se numa forma de onda do complexo QRS fora do padrão. Por outro lado, os ritmos ventriculares são distribuídos pelo miocárdio ventricular por vias condutoras lentas (fibras de Purkinje) e alternativas, o que, associado ao volume de massa muscular devido pelos ventrículos (principalmente pelo esquerdo), faz com que o complexo QRS seja, por norma, o segmento de despolarização mais longo do ciclo cardíaco.

De entre os vários tipos de ritmos, neste estudo é dado ênfase às extrassístoles, também denominados por batimentos prematuros, dada a evidência encontrada no caso de estudo 2 (descrito no subsecção 7.2.2). Segundo [Barrett et al. \(2016\)](#), as extrassístoles são um fenómeno atípico, que ocorre quando os focos ectópicos desencadeiam espontaneamente uma onda de despolarização, contrapondo a regularidade dos potenciais de ação gerados pelo nódulo SA. As extrassístoles podem estar associadas a diversas causas e podem também estar presentes em indivíduos saudáveis,

pelo que, a sua a sua origem ao nível celular, e respetiva denominação, pode ser desencadeada na região auricular, região juncional AV ou ventricular, e é identificada através da morfologia da onda de ECG:

- **Extrassístole auricular:** um potencial de ação gerado a partir de um foco ectópico independente na aurícula irá estimular a contração da mesma e o nóculo AV prematuramente, e será conduzido aos ventrículos. No ECG, as ondas P geradas por estes focos terão uma forma fora do padrão normal, embora as configurações do complexo QRS e onda T sejam, geralmente, normais. A onda de despolarização pode estimular o nóculo SA, que pode estar em condições patológicas. Consequentemente, ocorre uma pausa entre a extrassístole e a próxima contração normal do miocárdio, que tem, normalmente, a mesma duração do intervalo entre batimentos normais antes da extrassístole – o que origina um “reset” ao ritmo cardíaco. Em casos gradualmente extremos, ondas de despolarização independentes geradas em maior número podem originar taquicardias auriculares, flutuação auricular ou até fibrilação auricular. Arritmias auriculares ocorrem frequentemente, até em indivíduos saudáveis, sem significância patológica. Nos casos mais graves (e.g., taquicardia), a taxa de contrações ventriculares pode ser de tal forma elevada que torna as diástoles demasiado curtas, condicionando o volume de sangue que chega aos ventrículos durante as contrações, e podendo levar a falência cardíaca. Em casos extremos como fibrilhação auricular, a estimulação das células especializadas e nóculo AV é feita de forma desordenada e a taxas muito elevadas, o que exige intervenção urgente, por forma a evitar patologias crónicas, ou até risco de vida.
- **Extrassístole ventricular:** batimentos prematuros originados por um foco ectópico localizado no miocárdio ventricular. É tipicamente representado por um complexo QRS prolongado, causado pela lenta condução do potencial de ação pelo tecido do miocárdio e fibras de Purkinje. Estas ondas de despolarização são, tipicamente, incapazes de estimular o feixe de His, pelo que a sequência do ciclo cardíaco não é afetada. Entretanto, dá-se a despolarização do nóculo SA, que origina a contração auricular seguinte. Contudo, esta é

dificilmente visível no ECG, uma vez que o complexo QRS proveniente da extrassístole se sobrepõe à onda P. O impulso gerado pelo nódulo SA irá chegar aos ventrículos no seu período refratário, que é seguido do período de despolarização originado pelo foco ectópico. O segundo impulso consecutivo gerado pelo nódulo SA produz um batimento na sequência normal. Porém, as extrassístoles ventriculares são seguidas de um período de pausa compensatória, e a contração ventricular seguinte será mais forte do que aquela que antecede a extrassístole, independentemente do volume de sangue presente nas câmaras ventriculares. Ao contrário das extrassístoles auriculares, as ventriculares não interrompem as normais descargas de potenciais de ação do nódulo SA.

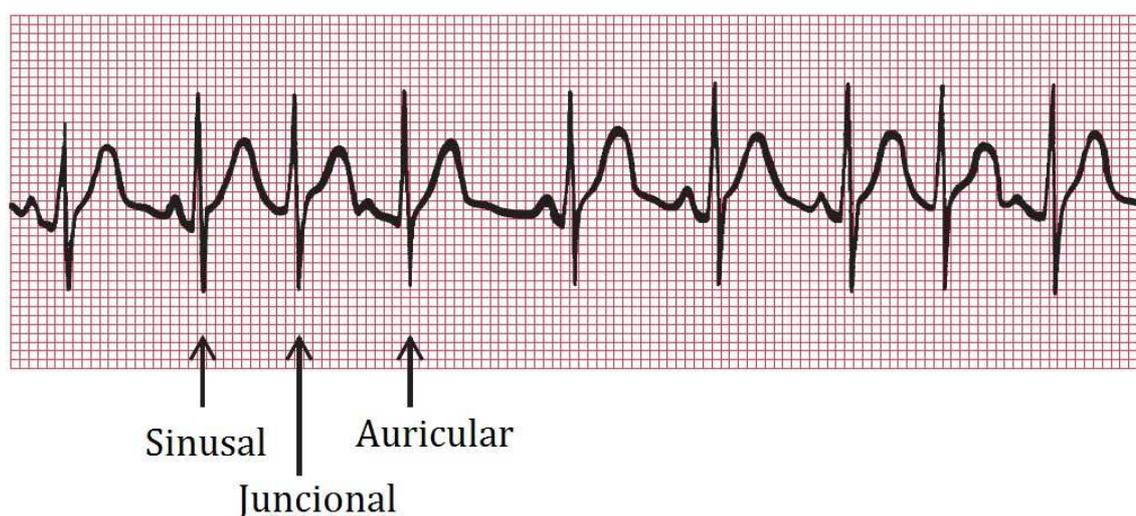


Figura 4.9 – Exemplos de extrassístole com origem no nódulo SA, aurícula (auricular) e na região juncional AV. Adaptado de [Aehlert \(2017\)](#).

Em suma, as extrassístoles auriculares e ventriculares que ocorrem numa fase inicial da diástole – momento em que os ventrículos têm pouco volume de sangue nas suas câmaras, e o miocárdio ventricular se encontra no período refratário –, possuem uma contração de baixa intensidade e, normalmente, não são detetáveis através de palpação no pulso. No que respeita à apresentação do segmento P-QRS-T no traçado de ECG, os eventos cardíacos que antecedem a extrassístole tendem a não constar no segmento onde a extrassístole ocorre, ou constam com uma forma distorcida em relação ao seu padrão normal – a Figura 4.9 representa os diferentes tipos de

extrassístoles.

As situações alarmantes ocorrem quando as extrassístoles ventriculares se desencadeiam em séries rápidas e consecutivas de ondas de despolarização. A taquicardia ventricular é um exemplo de uma situação grave, em que o fluxo de saída de sangue do coração é reduzido, podendo originar fibrilação ventricular. No caso mais extremo, as fibras musculares sofrem contrações totalmente irregulares e incompletas, devido às descargas de ondas de despolarização de vários focos ectópicos. A situação pode ainda ser mais complicada se a despolarização ocorrer no chamado “período vulnerável”, que coincide com a fase em que os miócitos estão em parte despolarizados e a repolarização está incompleta, reduzindo drasticamente o fornecimento de sangue ao organismo. A fibrilação ventricular é uma das causas mais comuns de morte súbita em pacientes com enfarte do miocárdio.

Em termos práticos, [Dubin \(2000\)](#) refere os seguintes aspetos morfológicos a ter em atenção durante a observação de um ritmo anormal (onde estão presentes a prematuridade de batimentos cardíacos, pausas, irregularidade, ou ondas com formas fora do padrão): a existência de uma onda P antes de cada complexo QRS; a presença de um complexo QRS após uma onda P; duração do intervalo PR e complexo QRS.

Resumo

Este capítulo apresenta, de uma forma geral, a descrição dos conceitos mais importantes sobre o ECG no contexto do presente trabalho, nomeadamente: a sua génese, as metodologias clínicas principais para aquisição do ECG clássico de 12 derivações, e derivações especiais, assim como o significado e interpretação dos seus principais componentes. Com base nos conceitos abordados nos capítulos anteriores e com ênfase nos aspetos relacionados com o ECG, associados aos objetivos traçados para o trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação (i.e., princípios básicos e derivações para aquisição de ECG, leitura do ECG), pretende-se uma melhor compreensão das metodologias adotadas para a prossecução desta dissertação.

5

Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC)

Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre a análise da VFC, uma técnica que tem vindo a ser redescoberta, e que tem sido alvo de vários estudos recentes, que apontam evidências acerca do seu uso e possíveis aplicações em diversos contextos. Portanto, é feita uma abordagem que envolve a origem da análise da VFC, as suas aplicações práticas, métodos e metodologias que permitem a sua análise.

5.1 Fundamentos Teóricos da VFC

O interesse pela a variação dos intervalos entre batimentos cardíacos, surge através da técnica de monitorização do ritmo cardíaco medida no pulso pelo médico e cientista Grego Herophilos, que viveu entre 335-280 A.C. ([Bedford, 1951](#)). Mais recentemente, com o desenvolvimento e proliferação da técnica de ECG, surge a possibilidade de avaliar com precisão as alterações no ritmo cardíaco. Com a estabilização desta técnica, com os avanços que permitiram a Norman J. Holter o desenvolvimento do primeiro dispositivo portátil para realização de ECG ambulatório para utilização prolongada ([J. Holter, 1961](#)), e com o advento das técnicas de processamento digital de sinal ([Cooley e Tukey, 1965](#)), é despertado o interesse em estudar a relação entre a variação dos intervalos do ritmo cardíaco em diferentes patologias.

Desde então, têm sido desenvolvidas diferentes técnicas de análise dos parâmetros da VFC e, principalmente nas últimas décadas, surgem vários estudos que procuram demonstrar evidências coerentes para a estabilização de padrões associados aos parâmetros analisados. Contudo, dada a complexidade dos fatores associados à origem dos fenômenos fisiológicos, nomeadamente, relativas ao SNA, existem ainda evidências que necessitam de investigação aprofundada, no sentido de se chegar a uma opinião consensual acerca do significado de alguns dos parâmetros analisados (Billman, 2011).

5.2 Análise da VFC

De acordo com ESC/AHA (1996) e Shaffer e Ginsberg (2017) estão descritos os três grandes grupos de parâmetros que convergem na análise da VFC, constituindo os marcadores para avaliação do controlo, flexibilidade e regulação cardiovascular: 1. Parâmetros do domínio do Tempo; 2. Parâmetros do domínio da Frequência; e 3. Parâmetros Não-Lineares.

1. Parâmetros do Domínio do Tempo

Existem vários métodos para a medição das variações no ritmo cardíaco. As medições no domínio temporal são, historicamente, as primeiras a surgir e, possivelmente, um dos métodos mais simples. Estes métodos baseiam-se no ritmo cardíaco instantâneo (denominado por *Instant Heart Rate* – *IHR* – e apresentado em bpm) em qualquer momento temporal ou o intervalo entre complexos QRS sucessivos, determinados para recolhas de longa duração. Estes intervalos são denominados por *normal-to-normal (NN) intervals*, apresentados em milissegundos e dizem respeito a todos os intervalos entre complexos QRS adjacentes resultantes do Ritmo Sinusal. Variáveis simples no domínio do tempo que podem ser calculadas incluem: média dos intervalos *NN*, FC, a diferença entre os maior e menor intervalos *NN*, a diferença entre o ritmo cardíaco durante o dia e noite, entre outros. Outras medições no domínio do

tempo são variações no ritmo cardíaco instantâneo por efeito da respiração, posição do corpo, entre outras. Estas diferenças podem ser descritas tanto em diferenças do ritmo cardíaco, como na duração do ciclo cardíaco. A análise dos parâmetros temporais da VFC aborda também métodos estatísticos de entre as quais, para o domínio do tempo, se incluem: desvio padrão do ritmo cardíaco instantâneo (*Standard Deviation of IHR* – SD IHR); desvio padrão dos intervalos *NN* (*SD NN*), que reflete todos os componentes do ciclo cardíaco responsáveis pela variabilidade durante o período de monitorização, uma vez que representa, de uma forma geral e quantitativa, a variação dos intervalos *NN* em relação ao valor médio; a raiz quadrada das diferenças entre intervalos *NN* adjacentes, que representa a modulação parassimpática (Dong, 2016); número de pares de intervalos *NN* com diferenças superiores a 50 ms (*NN50*); e a proporção da quantidade dos intervalos *NN50* em relação ao número total de intervalos *NN* (*pNN50*); e, à semelhança de *NN50* e *pNN50*, existe ainda *NN20* (com o mesmo significado que *NN50*, embora para diferenças superiores a 20 ms). Os parâmetros *pNN20*, *rMSSD*, *NN50* e *pNN50* estão altamente relacionados com a estimativa das variações de alta frequência (*High Frequency* – *HF*, descrito a seguir nos parâmetros do domínio da frequência) no ritmo cardíaco.

2. Parâmetros no Domínio da Frequência

A análise da VFC para monitorizações de ECG de curta duração – entre 2 e 5 minutos, de acordo com ESC/AHA (1996) –, apresenta dois padrões de oscilação primários, que são independentemente representados em diferentes bandas de frequência: baixa frequência (*Low Frequency* – *LF*), que representa a banda de frequências entre 0.04–0.15 Hz (compreende períodos $\approx 7 - 25$ segundos, sendo afetado pela respiração em $\approx 3 - 9$ bpm, e.g., numa amostra de 5 minutos existem 12 – 45 períodos de oscilação completos), está tipicamente associada à ativação do sistema nervoso simpático; e alta frequência (*High Frequency* – *HF*), na banda 0.15–0.4 Hz (compreende períodos $\approx 2.5 - 7$ segundos, sendo afetado pela respiração em $\approx 9 - 24$ bpm), associada à ativação do sistema nervoso parassimpático e modulação do Nervo Vagal. Segundo Shaffer

e Ginsberg (2017), a potência da banda *HF* está altamente relacionada com as medições de *pNN50* e *rMSSD* do domínio do tempo. Tem tendência a aumentar durante a noite e diminuir durante o dia. Baixa potência da banda *HF* pode estar relacionada com stress, ansiedade, pânico, entre outros. As bandas *LF* e *HF* são predominantemente utilizadas para quantificar a regulação simpática, parassimpática e a sua interação (Heathers, 2014). As distribuições da potência e da frequência central de *LF* e *HF* não são fixas, e podem variar de acordo alterações na modulação do período cardíaco (Shaffer e Ginsberg, 2017).

Existe também a banda de frequências muito baixa (*Very Low Frequency – VLF*), em que a gama de frequência respetiva está compreendida entre 0.0033–0.04 Hz, para ritmos com períodos entre os 25 e 300 segundos, sendo, tipicamente, utilizada para monitorizações de longa duração. Mais recentemente são também apontadas as frequências ultra baixas (*Ultra Low Frequency – ULF*), que compreende a gama de frequências ≤ 0.003 Hz, para ritmos com períodos desde os 5 minutos a 24 horas, sendo usadas, em geral, para monitorizações de 24 horas (Shaffer e Ginsberg, 2017). A aplicabilidade das bandas *VLF* e *ULF* para monitorizações de curta duração é pouco fiável, devido ao período inerente. A sua associação aos fenómenos fisiológicos é ainda pouco definida. Contudo, é apontada como referência para um grupo de fatores que envolvem desde o sistema nervoso simpático, quimiorreceptores, termoreceptores, metabolismo, entre outros (ChuDuc et al., 2013; Shaffer e Ginsberg, 2017).

A medição das bandas de frequências *ULF*, *VLF*, *LF* e *HF* é, geralmente, calculada em valores absolutos de potência (milissegundos ao quadrado – ms^2). Além disso, *LF* e *HF* podem também ser calculadas em unidades normalizadas (*normalized units – n.u.*), que realçam o comportamento dos dois ramos do SNA, e minimizam o efeito de alterações nos componentes da potência total de *LF* e *HF*.

Além disso, um valor tipicamente apresentado na análise dos parâmetros no domínio da frequência é o rácio *LF/HF*. Apesar das controvérsias em redor do significado deste valor no seio da comunidade científica, é geralmente aceite

como um dado que permite a avaliação do equilíbrio simpátovagal, constituindo um método simplificado para medir a regulação dos dois ramos do SNA. Contudo, outros fatores devem ser tidos em conta para que a sua interpretação seja correta, como por exemplo, a influência da posição do corpo durante a aquisição do sinal, que induz uma natural alteração da atividade de cada um dos componentes do SNA.

No que respeita à representação gráfica dos dados numéricos, existem vários métodos para análise das componentes de frequência. Podem ser exibidos pela distribuição da variância da potência como uma função de frequência através da análise de PSD (exemplos da representação gráfica de *PSD* exibidos pelas Figuras 7.14 e 7.15 apresentadas na página 102).

3. Parâmetros Não-Lineares

Os fenómenos não-lineares estão interligados com a origem da VFC e são determinados por interações complexas de variáveis hemodinâmicas (regulação do fluxo sanguíneo), eletrofisiológicas e humorais, assim como, por exemplo, através de regulações do Sistema Nervoso Autónomo. A investigação destes parâmetros aponta para que a sua análise permita a extração de informação relevante acerca da interpretação fisiológica da VFC e os estudos realizados demonstram coerência para a avaliação de possível morte súbita e monitorização de fibrilhação auricular (ESC/AHA, 1996).

Em ESC/AHA (1996) é também referido que em diversos estudos foi demonstrado que monitorizações de curta duração para a VFC retornam rapidamente aos valores basais após perturbações transitórias induzidas por alterações destes valores em resultado de exercício físico de carga média, vasodilatadores de curta atuação, e oclusão coronária transitória. Estímulos mais intensivos como exercício físico em carga máxima, ou fármacos com efeitos de longa atuação, podem resultar num intervalo maior para o regresso aos valores basais.

Segundo ESC/AHA (1996), Hsu et al. (2012) e Shaffer e Ginsberg (2017), os parâmetros não-lineares podem ser representados pelas secções *Poincaré* (ver Figuras 7.14 e 7.15 apresentadas nas páginas 102 e 103), no contexto do tacograma para intervalos *NN*. O diagrama *Poincaré* consiste num método

geométrico e não linear para avaliação da dinâmica da VFC. Cada intervalo NN é representado como uma função em que o valor é determinado pelo intervalo de um batimento (representado por NN_t) e o intervalo seguinte (representado por NN_{t+1}), definindo assim um ponto não linear no gráfico. Este método permite sumarizar, de forma detalhada, e insensível a alterações nas tendências dos intervalos NN , a informação relativa ao desempenho do coração através dos intervalos NN . A sua análise consiste em delinear uma elipse centrada em torno dos pontos representados graficamente. A partir desta elipse é possível derivar três parâmetros não-lineares: S , $SD1$ e $SD2$. A área da elipse que representa o total da VFC (S), correlaciona a sensibilidade barorreflexa, a potência de LF e HF , e $rMSSD$. O desvio padrão da distância de entre cada ponto a partir do eixo $y = x$ ($SD1$), especifica a largura da elipse. $SD1$ mede a VFC para curta duração, em milissegundos, e está relacionado com a sensibilidade barorreflexa, isto é, alterações nos intervalos NN por unidade de variação da pressão sanguínea, e potência de HF . $SD1$ prevê a pressão sanguínea diastólica, diferença da FC, $rMSSD$, $pNN50$, $SDNN$, a potência das bandas LF e HF e a potência total para monitorizações de 5 minutos. O desvio padrão de qualquer ponto a partir de $y = x + média\ NN$ ($SD2$), especifica o comprimento da elipse. $SD2$ mede a VFC para curta e longa duração, em ms , e relaciona a potência da banda LF e a sensibilidade barorreflexa. O rácio $SD1/SD2$, que mede a imprevisibilidade das séries de intervalos NN , é usado para medir o equilíbrio autónomo, quando a duração da monitorização o permite e está presente ativação simpática. A interpretação do rácio $SD1/SD2$ e LF/HF estão correlacionadas.

5.3 Aplicações

O estudo da VFC através de ECG é baseado nas alterações dos intervalos dos batimentos cardíacos, e é considerado um método não-invasivo através do qual se pode extrair informação acerca da atividade simpática e parassimpática eferente, tanto em condições fisiológicas típicas como patológicas (Montano et al., 2009; Tobaldini

et al., 2013). Apesar das opiniões controversas em relação ao significado de alguns dos parâmetros da análise da VFC, existe uma grande comunidade no seio das comunidades clínica e científica, que consideram que o estudo dos parâmetros da VFC fornece informação clínica crucial para deteção de patologias ou potenciais fatores de risco (Trimmel et al., 2015). Os estudos pioneiros nesta área, mostram que a análise da VFC é capaz de fornecer, por si só, prognóstico acerca da mortalidade em doentes que sofreram enfarte do miocárdio (Dekker et al., 2000; Lü et al., 1996; Huikuri et al., 2000; Tsuji et al., 1994).

Recentemente, surgiram vários estudos que sugerem a utilidade da análise da VFC em diversas áreas, como os estudos mencionados por Lopes et al. (2013); Arroyo-Carmona et al. (2016), mais especificamente, a análise da VFC sustenta aplicações na prática clínica para a prevenção e/ou monitorização da condição mental, física e psicológica. Tem ainda aplicação na análise do estado emocional, tal como depressão (Hughes et al., 2010; Vaccarino et al., 2008) e ansiedade (Friedman e Thayer, 1998).

A sua aplicação no setor desportivo é cada vez mais frequente dados os evidentes fatores revelados a partir da FC e VFC. Tipicamente, os atletas apresentam alta variabilidade do ritmo cardíaco, assim como dos parâmetros temporais da VFC, o que demonstra uma boa adaptabilidade fisiológica a diferentes estímulos aferentes. É possível determinar a evolução da adaptabilidade do organismo a diferentes necessidades fisiológicas (e.g., especificação da condição muscular, força, resistência, flexibilidade, entre outros), que exigem respostas diferentes por parte do organismo, através da avaliação quantitativa e qualitativa da modulação do SNA, antes, durante, e em fase de recuperação após exercício físico. A utilidade da análise da VFC é reconhecida neste meio, para monitorizar parâmetros fisiológicos que permitem o desenvolvimento de planos de treino físico e mental personalizados, em prol do aumento da performance individual e coletiva (Dong, 2016; Kaikkonen et al., 2014; Luque-Casado et al., 2013; Moltedo et al., 2006; Peçanha et al., 2013; Taelman et al., 2009).

Num espectro mais alargado, foram também encontradas evidências para a avaliação de níveis de stress relacionado com condições patológicas relacionadas com os sistemas hormonal, cardiovascular, neurológico e muscular, aquando da exposição a

situações de stress, a curto e longo termo, através da análise da FC e VFC ([Taelman et al., 2009](#)).

Resumo

Uma vez abordados os conceitos associados à aquisição e interpretação do ECG, este capítulo aborda os principais componentes que resultam da análise dos parâmetros da VFC, e a sua interpretação fisiológica. São também apresentadas algumas das principais aplicações da análise da VFC, no sentido de se compreender a abrangência e complexidade desta técnica. Através dos conceitos aqui apresentados, juntamente com a revisão da literatura exposta nos capítulos anteriores, pretende-se criar um enquadramento que permita contextualizar e compreender melhor as metodologias, procedimentos e os resultados obtidos, que serão descritos nos capítulos seguintes.

6

Materiais e Métodos

Neste capítulo são descritos os materiais e métodos usados para a aquisição de ECG, no âmbito dos objetivos estabelecidos para este estudo, bem como as metodologias definidas para a recolha e tratamento dos dados adquiridos. Como tal, é descrita a população, protocolo usado e ferramentas de software e hardware utilizados para a prossecução do estudo realizado.

6.1 Estudo Exploratório

No sentido de conhecer as potencialidades do *BITalino* para aquisição de ECG em condição de repouso e dinâmica com derivações bipolares, para posterior corroboração empírica dos dados adquiridos por este dispositivo com os dados adquiridos por um dispositivo médico, foram feitos diversos testes preliminares na sequência da revisão de literatura.

Relativamente à seleção das derivações que melhor pudessem enquadrar-se nos objetivos deste estudo, foram considerados como principais critérios: a) mínima susceptibilidade possível a artefactos, durante aquisição de dados em condição dinâmica; b) picos da onda R evidentes; c) vetor da derivação com uma direção aproximada

ao vetor cardíaco, para uma observação geral dos eventos cardíacos. Foram testadas derivações periféricas e precordiais modificadas caracterizadas no estado de arte. No que respeita às derivações periféricas, foram testadas as derivações modificadas I e II, e *Conventional Lead* (CL) (Dubin, 2000).

De forma semelhante, as derivações bipolares precordiais modificadas dispõem de uma configuração de elétrodos colocados no tronco. Note-se que as derivações precordiais standard para o eletrocardiograma clássico de 12 derivações são unipolares, enquanto que as derivações utilizadas com o *BITalino* são bipolares. Isto significa que, embora a configuração seja aproximada, o sinal obtido está a ser recolhido a partir das derivações colocadas em pontos diferentes, o que significa que a forma de onda obtida é aproximada, podendo contudo haver várias diferenças no sinal de saída e na forma de onda recolhida pelas derivações unipolares standard.

Foram também testadas as derivações precordiais modificadas MCL_1 , MCL_6 e CM_5 (Fletcher et al., 2013; Francis, 2016). Estas derivações são utilizadas na prática clínica para monitorizações em contexto dinâmico, e pretendem obter dados aproximados às derivações V_1 , V_6 e V_5 , respetivamente. Por estas razões, a configuração destas derivações para o elétrodo negativo e de referência são bastante diferentes do convencional, em comparação com as derivações precordiais standard, uma vez que nas derivações unipolares é utilizado um elétrodo positivo por cada referência, mas apenas um elétrodo negativo e outro elétrodo de referência comuns a todas as derivações precordiais (e colocados em posições diferentes dos que são utilizados para as derivações bipolares). Já nas derivações bipolares, os elétrodos de cada derivação são, tipicamente, configurados independentemente, existindo um elétrodo positivo, um negativo e um de referência para cada derivação.

A escolha das derivações deve ser considerada cautelosamente, e de acordo com a finalidade pretendida, por forma a evitar que os elétrodos colocados estejam na vizinhança de grupos musculares associados aos movimentos realizados – o que irá traduzir-se em ruído gerado por EMG. Por estes motivos, de entre as derivações modificadas, foram escolhidas: uma derivação periférica modificada, CL, e uma derivação precordial modificada, CM_5 – as suas configurações são representadas na Figura 6.1.

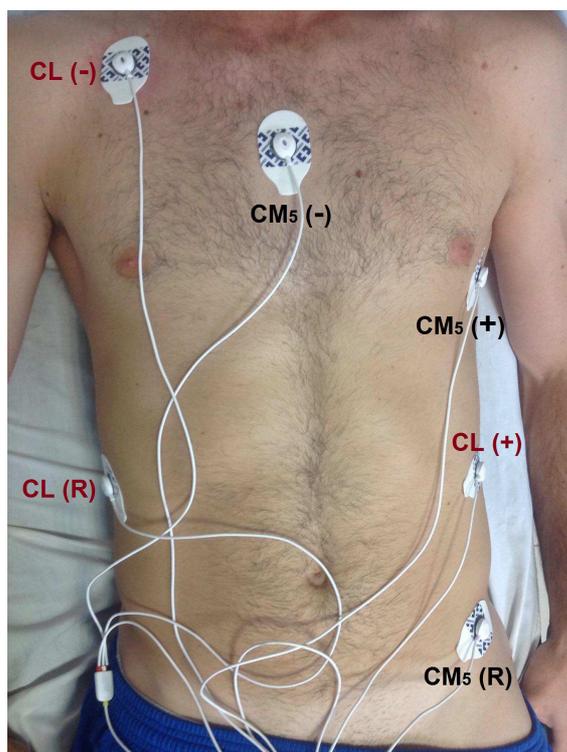


Figura 6.1 – Exemplo da configuração das derivações usadas neste estudo – CL e CM_5 –, num dos voluntários, para aquisição de ECG com recurso ao *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT*. As imagem referencia a colocações dos eléttodos positivo (+), negativo (-) e de referência (R), para cada uma das derivações.

A escolha da derivação periférica modificada recaiu sobre a CL, uma vez que, durante a fase de testes, foi a que apresentou menos ruído na presença de movimento nos membros, nomeadamente, os superiores. Isto deve-se ao facto de a configuração desta derivação apresentar apenas um eléttodo colocado na zona peitoral e dois na zona do abdómen, enquanto que as derivações periféricas modificadas I e II apresentaram dois eléttodos na zona peitoral e apenas um na zona do abdómen. Por esta razão, as derivações modificadas I e II tornam-se mais suscetíveis a ruído induzido pelos grupos musculares envolvidos na produção de movimento ao nível dos membros superiores. Além disso, esta derivação apresenta também um vetor com uma direção aproximada ao vetor elétrico do coração, e os picos R são evidentes, correspondendo aos critérios estipulados para a seleção das derivações.

No que respeita às derivações precordiais modificadas, a escolha da derivação CM_5

deve-se ao facto de esta apresentar uma baixa suscetibilidade a ruído originado por EMG, induzido em condição dinâmica, sendo os picos R bem evidenciados (o que é ideal para posterior análise da VFC). [Fletcher et al. \(2013\)](#) referem ainda que, mesmo entre as derivações do ECG clássico de 12 derivações, esta é a que apresenta maior sensibilidade para deteção isquemia subendocárdica induzida por exercício físico. Para mais, o vetor desta derivação está alinhado com o vértice cardíaco, dada a posição da colocação do par de elétrodos polarizados, permitindo a monitorização dos eventos ventriculares.

Para comprovar a viabilidade destas derivações, foram realizadas recolhas em repouso e em condição dinâmica em diferentes indivíduos.

6.2 Voluntários

Para a aquisição de ECG, foi estabelecido um acordo com uma equipa de futebol profissional, e com os atletas do plantel que realizam treinos bidirários, para que se disponibilizassem como voluntários para recolha de dados. A média de idades dos voluntários (atletas) é de 21.95 ± 3.32 anos de idade, com uma média de alturas de 181.3 ± 5.68 cm e um peso médio de 72.3 ± 5.81 Kg.

Adicionalmente, foram monitorizados dois indivíduos no âmbito do estudo exploratório, que foram também submetidos ao mesmo procedimento que os atletas, para a monitorização em repouso. Um deles, identificado como Sujeito C2 – indivíduo de sexo feminino de 34 anos de idade, 158 cm de altura e peso de 47 Kg – apresenta histórico familiar de doença cardiovascular, e é apresentado no caso de estudo 2. O outro indivíduo, de sexo masculino, saudável, de 26 anos de idade, 174 cm de altura e com o peso de 70 Kg, foi identificado como voluntário C3. Do estudo realizado com o sujeito C3 surge o caso de estudo 3, onde são apresentados os dados de ECG adquiridos em condição de repouso e condição dinâmica, e respetiva análise rítmica e da VFC. Os resultados obtidos a partir destes sujeitos são apresentados nas subsecções [7.2.2](#) e [7.2.3](#).

6.3 Protocolo Experimental

Antecedendo o processo de recolha de ECG, foi apresentado um Protocolo Experimental, e respetivo Consentimento Informado (formulário anexo à dissertação), através do qual os atletas concordaram em fornecer os dados adquiridos (descritos na secção 6.2), e em participar neste estudo. O primeiro processo realizado consistiu na explicação do intuito deste estudo e os procedimentos a que seriam posteriormente sujeitos para a realização da recolha dos dados de ECG. Esta fase inicial envolveu a explicação do propósito, metodologias e material utilizado para o estudo, assim como a descrição do tratamento dos dados na fase de pós-processamento.

Os voluntários declararam que não estavam sobre o efeito de qualquer fármaco que pudesse alterar os fenómenos cardíacos.

No sentido de evitar qualquer interferência bioelétrica, a preparação da pele dos voluntários foi realizada com recurso a álcool etílico e gaze e, em alguns casos, foi também removido o pelo cutâneo existente nas zonas de colocação dos elétrodos – este procedimento pode reduzir a resistividade da pele até 5000Ω (Kligfield et al., 2007). As interferências eletromagnéticas também foram tomadas em conta, assegurando que as monitorizações fossem realizadas num local afastado de linhas elétricas, e dispositivos elétricos/eletrónicos que pudessem comprometer a qualidade dos sinais.

Como referido anteriormente, as derivações utilizadas foram a derivação CL e CM_5 . A Tabela 6.1 apresenta a configuração dos elétrodos para as derivações utilizadas – de ressaltar que a derivação CL é apresentada pelo autor Dubin (2000) apenas através de imagem, pelo que a sua configuração foi interpretada a partir da mesma, que pode ser visualizada na Figura 4.5 (que consta na página 54); ambas as derivações são descritas na subsecção 4.2.3. Como referido por Dubin (2000), a configuração destas derivações deve ser ajustada, por forma a obter-se um sinal de melhor qualidade, pelo que foi optado pela colocação dos elétrodos em posições ligeiramente mais distais, em relação ao coração, por forma a melhorar a qualidade do sinal de ECG.

Tabela 6.1 – Configuração da localização dos elétrodos para aquisição das derivações CL e CM₅, usadas neste estudo.

Derivação	Elétrodo positivo	Elétrodo negativo	Elétrodo de referência
CM ₅	Posição do elétrodo positivo da derivação precordial convencional V ₅	Abaixo do manúbrio, zona de ligação entre a 2ª cartilagem costal e o esterno	Crista ilíaca esquerda
CL	Aproximadamente na zona do 9º espaço intercostal, sobre a linha hemiclavicular esquerda	Lado direito do manúbrio, abaixo da clavícula	Simétrico ao elétrodo positivo, segundo o plano sagital, do lado direito

Após a realização dos procedimentos iniciais e colocação dos elétrodos, com o voluntário em posição de supino e relaxado, deu-se início à gravação do sinal de ECG, adquirido em tempo real. Cada voluntário foi submetido a uma monitorização, com duração mínima de 2 minutos – de acordo com os procedimentos estabelecidos em [ESC/AHA \(1996\)](#) para análise da VFC, para monitorizações de curta duração.

As normas relativas à confidencialidade dos dados, ética e riscos associados foram regidos pela Declaração de Helsínquia¹.

6.4 Materiais

6.4.1 Hardware

Como dispositivo de baixo custo, e tal como foi descrito anteriormente, foi escolhido o *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT*, dois sensores de ECG e uma bateria com capacidade de 750 mAh e 3.7 V. Para gravação dos dados foi utilizado um computador portátil, com sistema operativo Windows, emparelhado com o *BITalino* via Bluetooth (na Figura 6.2 estão ilustrados os componentes do *BITalino* utilizados). Foram ainda produzidos os encapsulamentos, com recurso a impressão 3D, a partir dos modelos disponíveis online², usando os materiais PLA e Filaflex, para armazenamento dos componentes do *BITalino* (que por defeito são fornecidos como placas de circuito impresso sem encapsulamento, e por isso mais propensos à influência

¹<https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/>

²<http://bitalino.com/en/development/3d-printing>

de ruído). Foi ainda produzida uma caixa para armazenamento do kit completo (Figura 6.3).

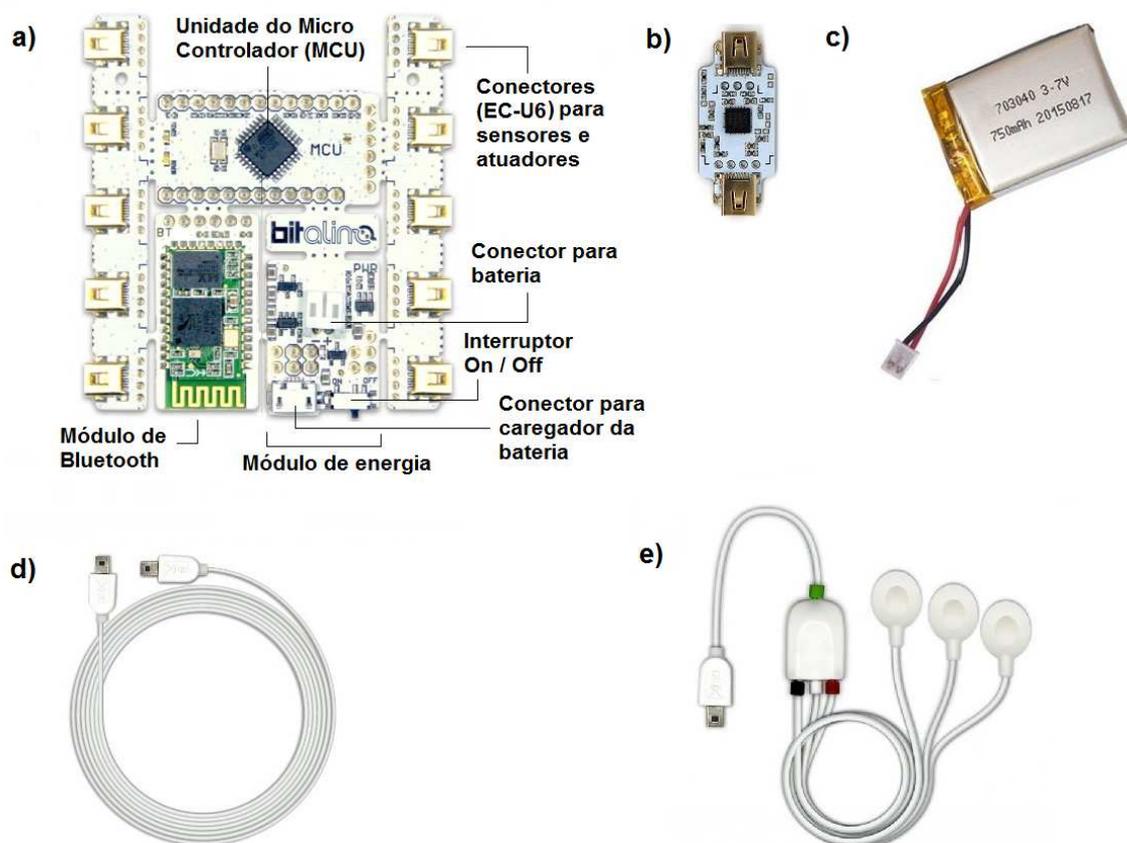


Figura 6.2 – Componentes do *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT* utilizados neste estudo, para monitorização das derivações CL e CM₅: a) Placa principal do *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT*; b) Sensor de ECG; c) Bateria; d) Cabo de ligação entre a placa principal e o sensor; e) Cabo de ligação dos eléctrodos ao sensor com 3 terminais (+, - e REF).

Foram usados eléctrodos pré-gelificados, e auto adesivos, de Ag/AgCl.

Além das monitorizações realizadas com o *BITalino*, os voluntários foram também submetidos à recolha de dados eletrocardiográficos utilizando um dispositivo profissional de uso clínico, em repouso, no seguimento das provas de aptidão física realizada para atletas de alta competição no início da época desportiva. Estes eletrocardiogramas foram realizados por uma equipa médica, com recurso a um dispositivo *gold*



Figura 6.3 – Encapsulamentos impressos em PLA e Filaflex para armazenamento do *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT*, e respetivos componentes.

standard para aquisição de ECG de 12 derivações – *BTL-08 MT PLUS*³ (Figura 6.4). Além das especificações dispostas na Tabela 6.2 (apresentada na página 78), o *BTL-08 MT PLUS* é também dotado dos seguintes filtros embebidos no hardware: filtros principais adaptáveis para ondas eletromagnéticas [50–60 Hz]; filtros de tremor muscular para 35 Hz e 25 Hz; filtros de linha base: 0.05 Hz (3.2 segundos), 0.11 Hz (1.5 segundos), 0.25 Hz (0.6 segundos), 0.50 Hz (0.3 segundos), 1.50 Hz (0.1 segundos) e *splines*.

Tabela 6.2 – Especificações técnicas dos equipamentos *BITalino (r)evolution Plugged Kit BT* com os respectivos sensores de ECG e *BTL-08 MT PLUS*.

Especificação	BITalino	BTL-08 MT PLUS
Frequência de amostragem	1000 Hz	2000 Hz
Resolução do ADC	10 bit	13 bit
Ganho	1100	n.d.
Amplitude	$\pm 1.5\text{mV}$ (VCC = 3.3V)	AC: $\pm 15.9\text{ mV}$; DC: $\pm 400\text{ mV}$
Largura de banda	0.5 — 40 Hz	0.05 — 170 Hz
Gama da tensão de entrada	$\pm 1.65\text{ V}$	$\pm 5\text{ V}$
Impedância de entrada	$7.5\text{G}\Omega$	$> 20\text{M}\Omega$
CMRR	86dB	$> 98\text{dB}$

³<https://www.btl.net.com/products-cardiology-resting-ecg-btl-m-line-btl-08-mt-plus>



Figura 6.4 – Aparato do dispositivo *BTL-08 MT PLUS*, *gold standard*, usado pela equipa médica para aquisição de ECG de 12 derivações.

6.4.2 Software

O software utilizado para visualização e gravação das monitorizações de ECG realizadas com o *BITalino* foi o *OpenSignals*⁴ – software desenvolvido pela PLUX⁵. Os dados registados nos ficheiros gerados pelo *OpenSignals* podem ser acedidos para pós-processamento através de *Application Programming Interface (API)*, disponíveis para *Python*, *Java*, *Matlab*, *LabView* ou *Microsoft Visual C#*. Este software dispõe, ainda, de visualização dos dados adquiridos em tempo real, compatível com diferentes sistemas operativos (*Windows*, *Android*, *Mac OS X*), e dotado de um módulo para análise dos parâmetros no domínio do Tempo e Frequência, assim como dos parâmetros não-lineares, da Variabilidade da Frequência Cardíaca.

Foi definida uma frequência de amostragem de 1000 Hz para a gravação do sinal, pelas razões apresentadas na secção 1.2.

⁴<http://bitalino.com/en/software>

⁵<https://www.plux.info/index.php/en/>

Quanto ao *BTL-08 MT PLUS*, foi definida uma frequência de amostragem 2000 Hz. O software utilizado para extração de características do sinal recolhido (apresentando o traçado de ECG para ambas as velocidades gravação de 25 mm/s e 50 mm/s, e 10 mm/mV em amplitude) e análise automática, para fins de diagnóstico e geração de relatórios de ECG, foi o *BTL CardioPoint-ECG C600*⁶.

6.4.3 Pós-processamento de Dados

No sentido de se obter um sinal com melhor qualidade, foi realizado um pós-processamento do sinal adquirido com o *BITalino*, através da aplicação de filtros digitais. Nas Figuras 6.5 e 6.6 pode verificar-se a diferença entre o sinal obtido em bruto e o sinal filtrado após aplicação dos filtros digitais.

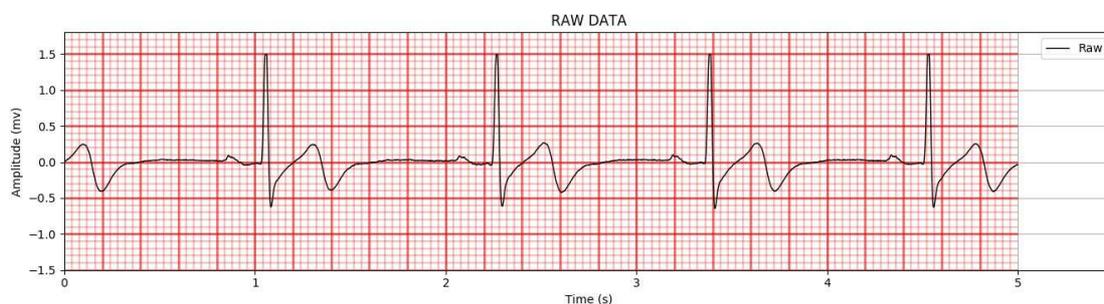


Figura 6.5 – Traçado de ECG de 5 segundos do sinal em bruto, gerado através da biblioteca *BioSPPy*, para o voluntário S13 a partir da derivação CL, com grelha à escala de 25 mm/s e 10 mm/mV.

Com vista à remoção de possíveis interferências eletromagnéticas que podem corromper o sinal adquirido, e tratamento de dados, foi escolhida a linguagem *Python*, e em particular a biblioteca *BioSPPy*⁷, devido ao conjunto de funções já disponíveis

⁶<https://www.btlnet.com/products-cardiology-resting-ecg-computerized-ecg-btl-cardioint-ecg-c600>

⁷<http://biosppy.readthedocs.io/en/stable/>

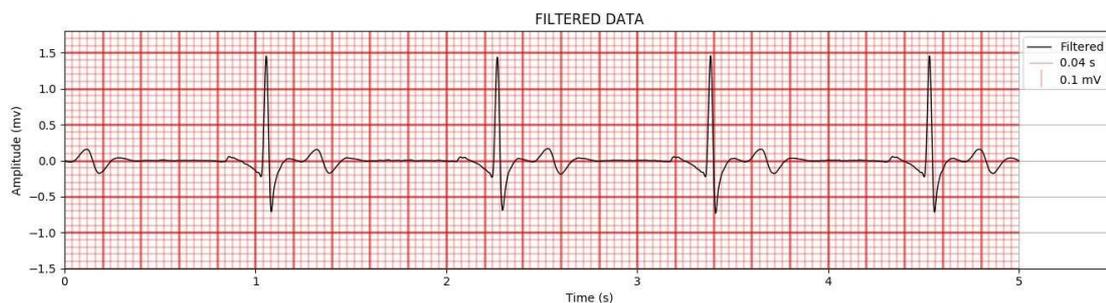


Figura 6.6 – Traçado de ECG de 5 segundos do sinal filtrado, gerado através da biblioteca *BioSPPy*, para o voluntário S13 a partir da derivação CL, com grelha à escala de 25 mm/s e 10 mm/mV.

e especificamente desenvolvidas para lidar com sinais ECG. Como interface de desenvolvimento utilizou-se o editor *Spyder*⁸. Esta ferramenta possibilitou a edição e execução do código para a filtragem digital de sinal, deteção de picos R, geração de gráficos baseados na frequência cardíaca e ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas (em que gera um gráfico com a sobreposição dos segmentos de onda P-QRS-T identificados, no período de tempo selecionado). A biblioteca *BioSPPy* permite a aplicação de um filtro passa-banda [3–45 Hz] ao sinal recolhido (de notar que, uma vez que se trata de uma biblioteca *open source*, é possível alterar a banda do filtro aplicado), e implementa o algoritmo de Christov (Christov, 2004) para deteção dos complexos QRS.

Uma vez que os dados recolhidos através do *OpenSignals* não correspondem às unidades físicas reais (mas sim aos código digitais produzidos pelo ADC), é necessário aplicar uma função de mudança de escala para que as unidades sejam convertidas para *Volts* (dado pela equação 6.1), ou para *miliVolts* (dado pela equação 6.2). Ambas as funções de mudança de escala (ou funções de transferência, como descrito pela *PLUX*) estão disponíveis online, na *datasheet* do sensor de ECG do *BITalino*⁹.

$$ECG(V) = \frac{\left(\frac{ADC}{2^n} - \frac{1}{2}\right) \cdot VCC}{G_{ECG}} \quad (6.1)$$

⁸<https://www.spyder-ide.org/>

⁹http://bitalino.com/datasheets/REVOLUTION_ECG_Sensor_Datasheet.pdf

$$ECG(mV) = ECG(V) \cdot 1000 \quad (6.2)$$

em que:

- $VCC = 3.3$ V (tensão de operação do *BITalino*);
- ADC – código digital resultante da amostragem do canal;
- $G_{ECG} = 1100$ (ganho do sensor);
- ECG (V) – valores do ADC convertidos para Volt (V);
- ECG (mV) – valores do ADC convertidos para miliVolt (mV);
- n – número de bits do canal; este valor pode variar, uma vez que depende da resolução do conversor ADC, já que, no *BITalino (r)evolution* os canais A1 a A4 têm 10-bit de resolução ($n=10$) e os canais A5 e A6 usam 6-bit ($n=6$) quando todos os canais são adquiridos.

Foi realizada uma adaptação à biblioteca *BioSPPy*, para a geração de uma grelha escalar nos gráficos do traçado de ECG. Esta grelha está ajustada à escala que é utilizada no papel eletrocardiográfico, onde os traçados dos ECG convencionais de 12 derivações são impressos (Dubin, 2000), como ilustrado nas Figuras 6.5, 6.6 e 6.8. A localização dos picos R não foi apresentada, para proporcionar melhor leitura por observação rítmica e morfológica (a Figura 6.7 representa o traçado com a identificação dos picos R e ausência da grelha escalar). O algoritmo de Christov foi mantido como base para geração do gráfico da frequência cardíaca.

Com recurso à biblioteca *BioSPPy* foram extraídos os seguintes gráficos, para cada um dos voluntários e para cada uma das derivações modificadas: traçado de ECG de 5 segundos com sinal em bruto (Figura 6.5) e filtrado (Figura 6.6); traçado de ECG de 10 segundos do sinal em bruto e sinal filtrado (Figura 6.8); gráfico representativo da frequência cardíaca para o tempo total de aquisição de ECG (Figura 6.9); gráfico representativo das ondas electrocardiográficas segmentadas e individualizadas (Figura 6.10); sumário da aquisição de ECG, para monitorização completa (Figura 6.11).

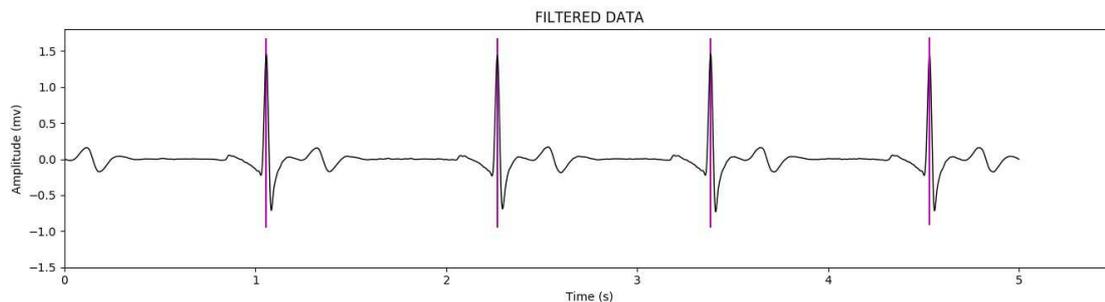


Figura 6.7 – Traçado de ECG de 5 segundos do sinal filtrado sem grelha escalar, gerado através da biblioteca *BioSPPy*, para o voluntário S13 a partir da derivação CL.

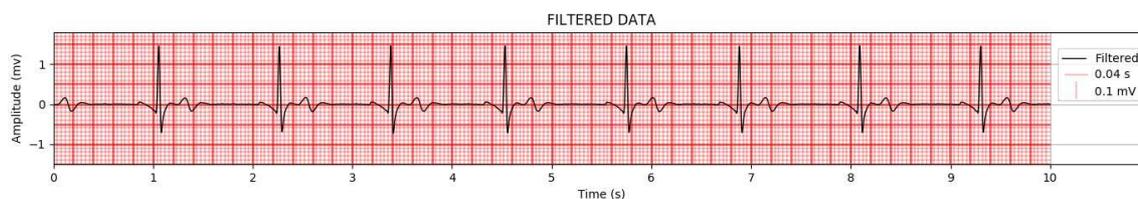


Figura 6.8 – Traçado de ECG de 10 segundos do sinal filtrado, gerado através da biblioteca *BioSPPy* para o voluntário S13 a partir da derivação CL, com grelha à escala de 25 mm/s e 10 mm/mV.

Para a análise dos parâmetros da VFC foi usado o módulo do *OpenSignals* como ferramenta de suporte para análise dos dados recolhidos, que permite a geração de relatórios com os dados numéricos e geométricos (que podem ser exportados nos formatos .CSV ou .PDF). Exemplos dos parâmetros da VFC extraídos podem ser encontrados no caso de estudo 3 (subsecção 7.2.3).

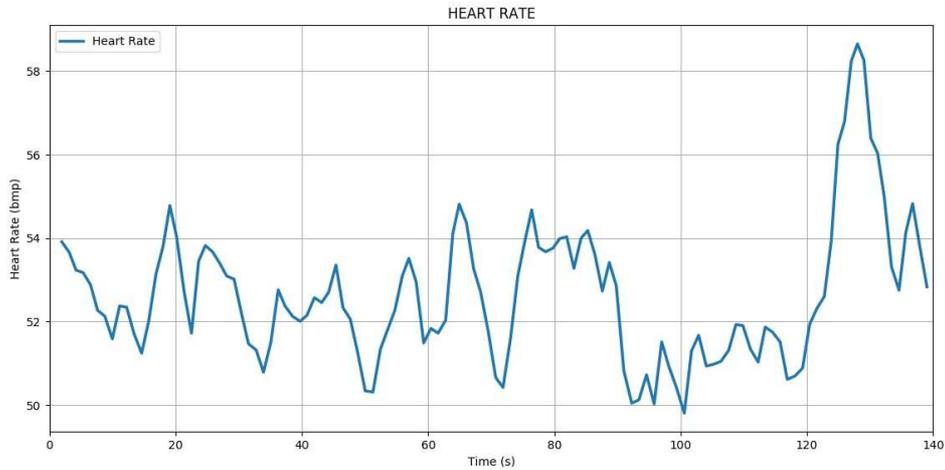


Figura 6.9 – Gráfico da frequência cardíaca ao longo da duração total da monitorização (2:21 minutos) de ECG para o voluntário S13 a partir da derivação CL, extraído através da biblioteca *BioSPPy*.

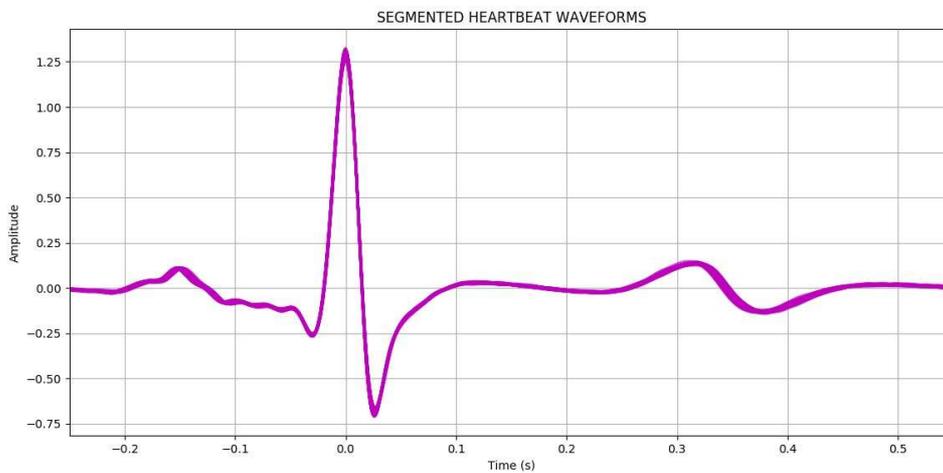


Figura 6.10 – Exemplo do gráfico das ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas com representação da forma de onda P-QRS-T para a duração total da monitorização do voluntário S13 (171.2 segundos), a partir da derivação CL. Representação gráfica extraída através da biblioteca *BioSPPy*, apresentando a sobreposição dos 168 segmentos de onda P-QRS-T detetados, onde é possível observar a ausência de artefactos.

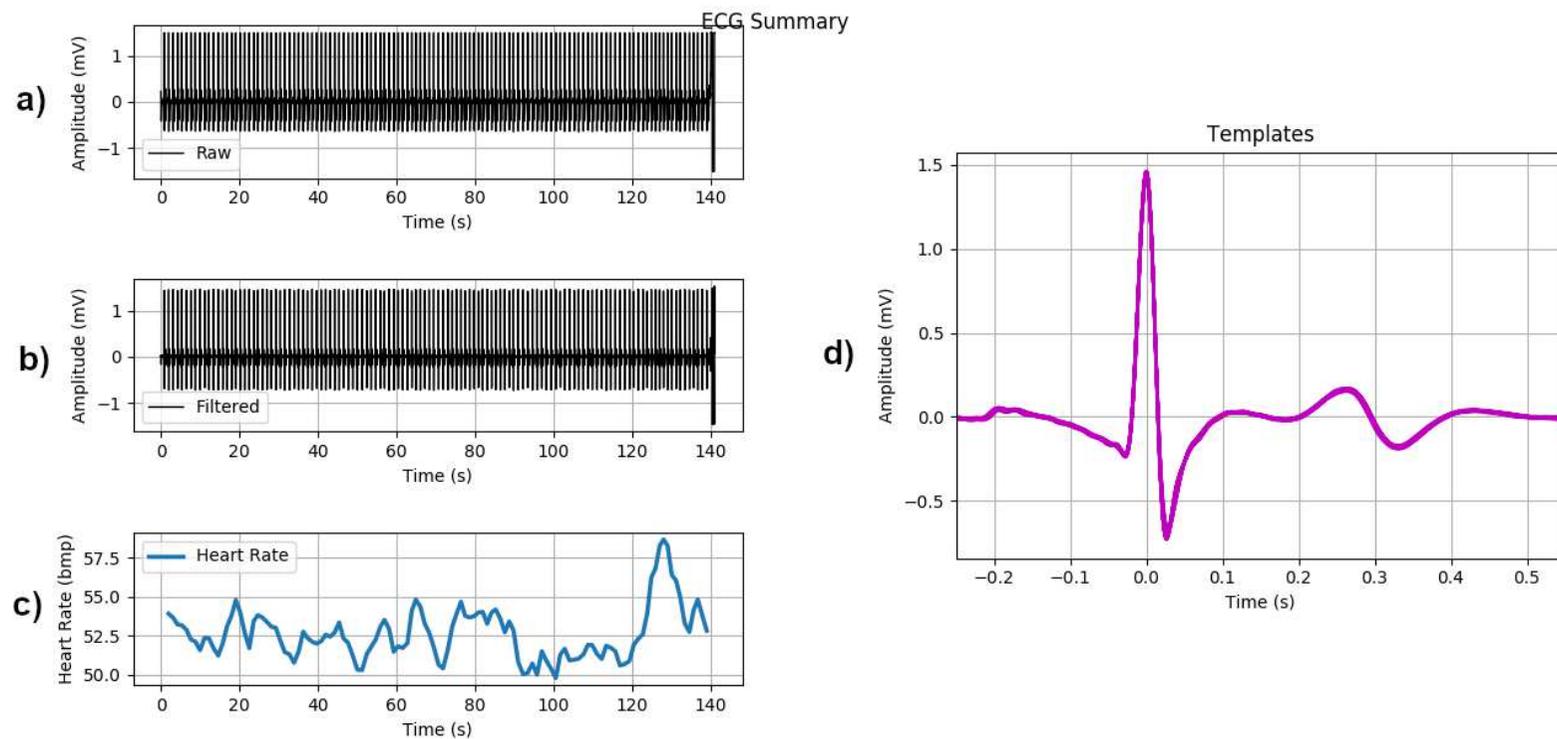


Figura 6.11 – Sumário da monitorização, gerado pela biblioteca BioSPPy para monitorização completa do voluntário S13 (2:21 minutos) para a derivação CL: a) sinal em bruto; b) sinal filtrado; c) gráfico da frequência cardíaca; d) ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas.

7

Resultados

Este capítulo é dividido em duas partes: resultados obtidos e discussão dos mesmos. Começa por apresentar os resultados que englobam o grupo de controlo, onde é descrita a comparação dos dados entre o *BITalino* e o dispositivo *gold standard*, nomeadamente, a qualidade do sinal adquirido pelo dispositivo de baixo custo, e a análise do segmento QT corrigido. Depois, são apresentados os três casos de estudo que resultaram de um dos indivíduos do grupo de controlo e dos dois voluntários que participaram no estudo exploratório, onde são apresentados os padrões da onda de ECG atípicos detetados pelo *BITalino* e por dispositivos *gold standard*, bem como os resultados da análise da VFC.

7.1 Grupo de Controlo

Em todas as aquisições de ECG realizadas para os 21 atletas é possível detetar, com evidência, todos os segmentos de onda P-QRS-T e picos R – como se exemplifica a Figura 6.10 –, o que permite uma correta leitura rítmica do traçado de ECG, mas também habilita uma análise morfológica coerente. A validação da qualidade do sinal foi realizada por um profissional de saúde, especialista em ECG.

No que respeita à comparação dos dados obtidos pelo dispositivo de baixo custo com o dispositivo médico, não foi possível efetuar a aquisição de sinal com ambos os dispositivos de forma sincronizada – dado que o tempo necessário para configuração do hardware e software poria em causa o plano de treino dos atletas, ao qual acresce o tempo extra que teria de ser despendido pela equipa médica –, e apenas foram facultados os relatórios de ECG gerados pelo software do dispositivo médico, resultando numa limitação de análise dos dados. Contudo, as monitorizações de ECG realizadas com o *BITalino* tomaram lugar nos dias seguintes para que as condições fisiológicas dos atletas fossem tão semelhantes quanto possível às que apresentaram nos dias em que realizaram as monitorizações com o sistema *gold standard*. Desta forma, tivemos de optar por uma corroboração empírica dos dados disponíveis, através da análise numérica e análise por observação dos traçados de ECG obtidos a partir de ambos os dispositivos.

Para contornar as limitações impostas pelos recursos disponíveis, e partindo da qualidade do sinal obtido com o dispositivo de baixo custo, realizamos a análise do segmento QT Corrigido (QTc) para a frequência cardíaca, para todos os voluntários (Tabela 7.1). Desta forma obtivemos uma comparação numérica entre ambos os dispositivos (*BITalino (r)evolution* e *BTL CardioPoint-ECG C600*).

Seguindo os procedimentos da prática clínica para a medição escalar do QTc no ECG clássico de 12 derivações, procedemos à escolha da derivação que apresenta o intervalo QT absoluto mais longo, para ambos os dispositivos, e seguimos os procedimentos descritos na subsecção 4.2.

7.2 Estudos de Casos

As subsecções seguintes descrevem os casos de estudo analisados através das monitorizações realizadas com o *BITalino*, em que foram detetadas evidências relevantes para os resultados da investigação em causa. Um deles envolve um dos atletas. Os outros dois advêm do estudo exploratório, em que foi usado o mesmo protocolo experimental para monitorização em repouso. Apesar de o objetivo principal deste

Tabela 7.1 – Valores de QTc para os voluntários do grupo de controlo de 21 atletas. QT e RR obtidos através de medição escalar do intervalo absoluto para cálculo do QTc para a FC. RR médio obtido a partir das ferramentas de software – *OpenSignals* (módulo de análise da VFC) e *BTL CardioPoint-ECG C600*.

Voluntário	BITalino (r)evolution				BTL-08 MT PLUS			
	QT (s)	RR (s)	QTc (ms)	AVG RR (ms)	QT (s)	RR (s)	QTc (ms)	AVG RR (ms)
S1	0.44	1.04	431	1052	0.4	1.4	338	1333
S2	0.44	1	440	947	0.36	0.86	388	857
S3	0.42	0.92	438	887	0.38	0.86	410	845
S4	0.44	1.04	431	973	0.44	1.12	416	1053
S5	0.48	1.46	397	1433	0.44	1.4	372	1395
S6	0.46	1.16	427	1089	0.44	1.26	392	1224
S7	0.44	1.06	427	1011	0.4	0.88	426	857
S8	0.46	1.04	451	1007	0.4	0.9	422	938
S9	0.4	0.96	408	880	0.36	0.92	375	896
S10	0.44	1.16	409	1086	0.36	0.7	430	706
S11	0.44	0.98	444	940	0.44	0.94	454	1000
S12	0.48	1.2	438	1364	0.44	1.08	423	1091
S13	0.44	1.14	412	1163	0.42	1.4	355	1395
S14	0.42	0.98	424	967	0.4	1.04	392	1000
S15	0.42	1.18	387	1008	0.38	1.32	331	1224
S16	0.44	1.56	352	1434	0.42	1.52	341	1395
S17	0.5	1.22	453	1209	0.46	1.34	397	1277
S18	0.44	1.16	409	1162	0.42	1.52	341	1463
S19	0.4	1.2	365	1029	0.38	0.96	388	938
S20	0.48	1	480	1191	0.44	1	440	1034
S21	0.52	1.44	433	1313	0.44	1.3	386	1224
Média	0.44	1.14	427	1052	0.42	1.08	392	1053
Desvio Padrão	0.0306	0.172	29.55	169.5	0.0314	0.248	35.77	221.8

estudo recair na avaliação da fiabilidade do dispositivo de baixo custo para análise rítmica, foram detetados eventos que sustentam a argumentação para o seu uso em análise morfológica da forma de onda do ECG, como veremos a seguir.

7.2.1 Caso de Estudo 1: Polaridade Invertida na Onda T

Uma forma de onda atípica foi detetada durante a monitorização de ECG de um dos atletas, designado por C1, com recurso ao *BITalino* (Figura 7.1). Quando analisado o relatório de ECG gerado pelo dispositivo *gold standard*, mais precisamente, o traçado das derivações V_4 , V_5 e V_6 , verificou-se que a polaridade invertida da onda T foi também detetada pelo *BTL-08 MT PLUS* (Figura 7.2).

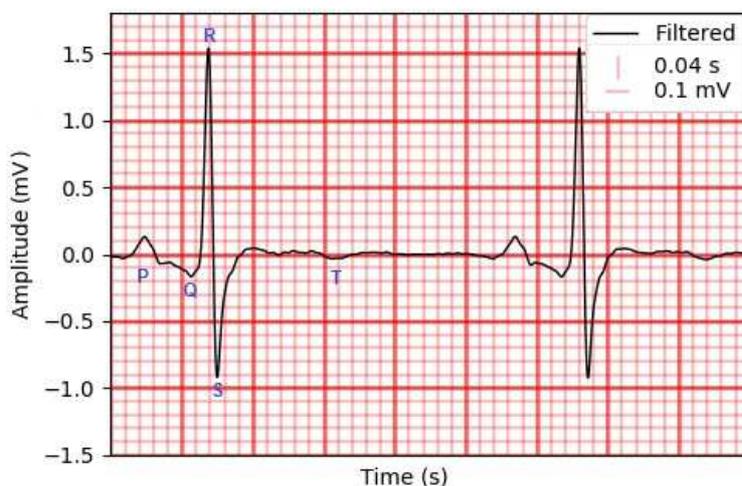


Figura 7.1 – Porção de traçado de ECG adquirido pelo *BITalino* através da derivação CM_5 , para o voluntário C1, com identificação dos componentes da forma de onda P-QRS-T. A polaridade invertida da onda T é evidenciada. Representação gráfica extraída através da biblioteca *BioSSPy*, à escala de 25 mm/s de velocidade de gravação e 10 mm/mV em amplitude.

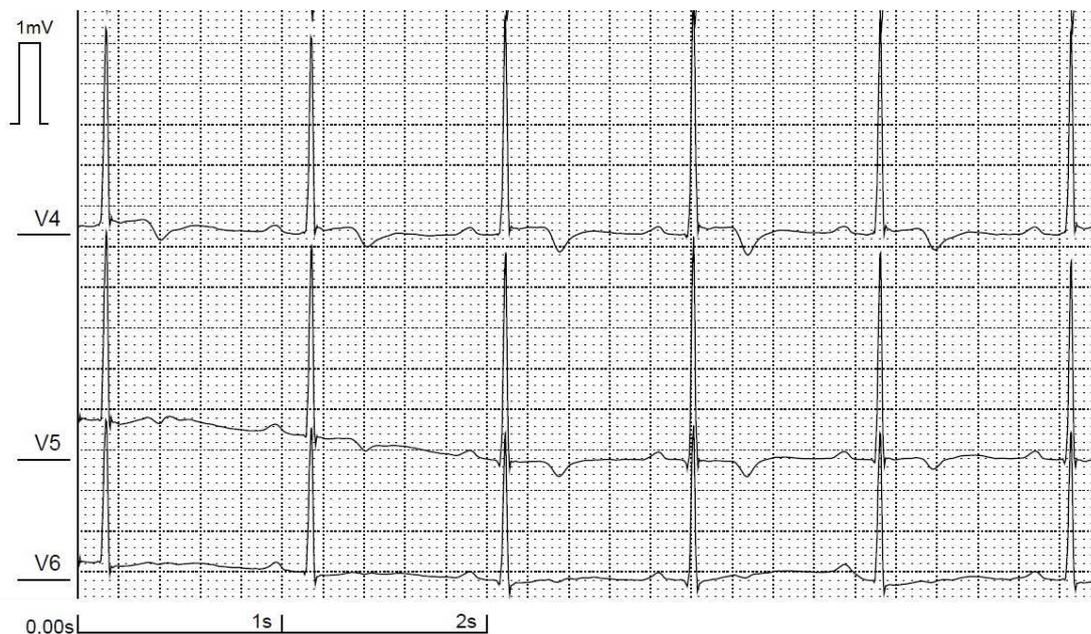


Figura 7.2 – Traçado de ECG para as derivações V_4 , V_5 e V_6 para a monitorização do voluntário C1, extraídas pelo *BTL-08 MT PLUS*, evidenciando a polaridade invertida da onda T. Gráfico adaptado a partir do relatório de ECG gerados pelo *BTL CardioPoint-ECG C600*, a uma escala de 25 mm/s de velocidade de gravação e 10 mm/mV de amplitude.

Esta evidência eletrocardiográfica pode indicar vários tipos de patologias (e.g., possível enfarte do miocárdio) ou malformações do miocárdio adquiridas (e.g., hipertrofia ventricular). No entanto, uma análise de diagnóstico mais aprofundada com recurso a técnicas mais apuradas (e.g., ecocardiograma) devem ser realizadas, por forma a complementar a informação dada pelo ECG, e excluir-se qualquer diagnóstico errático. Além disso, na análise de ECG é crucial considerar inferências, tais como, atividade física do sujeito (uma vez que, no caso dos atletas é comum haver um aumento da massa muscular cardíaca em resposta às necessidades de irrigação dos órgãos), idade (certas evidências patológicas são excluídas em crianças, jovens e jovens adultos), género, ou até mesmo o grupo étnico, que podem sugerir padrões reconhecidos como normais para certos grupos, e auxiliar na elaboração de um diagnóstico correto (Aehlert, 2017; Drezner et al., 2013; Macfarlane et al., 2014; Santhanakrishnan et al., 2016).

7.2.2 Caso de Estudo 2: Extrassístoles

Durante o estudo exploratório, em que os testes para escolhas das derivações estavam a ser realizados com o voluntário C2, nomeadamente, a derivação modificada I – a configuração usada pretende simular o triângulo de Einthoven, e envolveu o uso de 2 elétrodos colocados nos pulsos –, foram detetados vários eventos morfológicos que levantaram a suspeita de possível patologia.

Os resultados obtidos pelo *BITalino* foram analisados por um Médico Especialista em Cardiologia, que sugeriu a este indivíduo a realização de exames eletrocardiográficos num serviço de cardiologia local. Neste seguimento, o voluntário C2 realizou um exame Holter durante 24 horas, para o qual foi usado um dispositivo NovaCor com o software de análise ECG HolterSoft Ultima V2.4.4. Os traçados foram analisados pela equipa médica do serviço de cardiologia da área de residência deste voluntário, e em resultado foram diagnosticadas extrassístoles. Após investigarmos os resultados do dispositivo médico comparativamente aos resultados obtidos com o *BITalino*, concluímos que as formas de onda provenientes de ambos os dispositivos são semelhantes, sendo possível observar a presença de extrassístoles, como

se verifica nas Figuras 7.3 e 7.4.

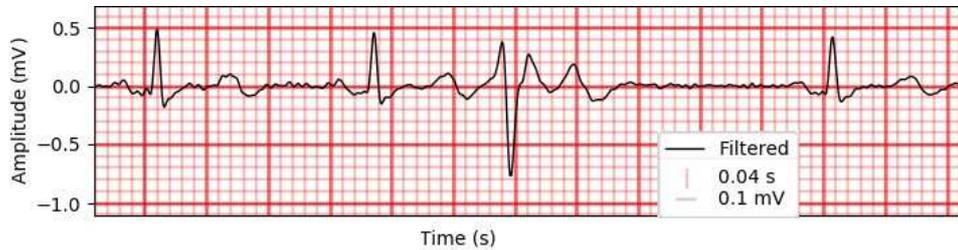


Figura 7.3 – Segmento do traçado de ECG adquirido através da derivação modificada I com recurso ao *BITalino (r)evolution*, para o voluntário C2, onde se pode observar a ocorrência de extrassístole. Gráfico gerado através da biblioteca *BioSSPy*, à escala de 25 mm/s de velocidade de gravação e 10 mm/s em amplitude.

7.2.3 Caso de Estudo 3: Análise da VFC em Condição Dinâmica

Para procedermos à análise da VFC, o voluntário C3 foi sujeito a monitorização de ECG em repouso e em condição dinâmica durante a realização de corrida em trilho livre, na fase de estudo exploratório desta investigação. O protocolo para a realização da monitorização, em condição dinâmica, tem a mesma base do protocolo usado para monitorização em repouso, com as seguintes diferenças:

1. Foi usada uma rede elástica no tronco para proporcionar melhor fixação dos cabos e elétricos, reduzindo o ruído causado pelo movimento dos cabos e promovendo a aderência dos elétrodos;
2. Utilizou-se um clip plástico impresso na caixa que envolve a placa principal do *BITalino*, para fixar a mesma à roupa do voluntário;
3. A estação para visualização e gravação do sinal adquirido foi um *smartphone* com o sistema operativo *Android*, com recurso à aplicação *OpenSignals*.

O aparato utilizado é semelhante ao que foi usado para o voluntário C1, para o teste de monitorização durante treino, que pode ser visualizado na Figura 7.5.

A monitorização, em repouso, teve uma duração de 2:27 minutos com a derivação CL – a Figura 7.6 ilustra a FC para a monitorização total, em repouso. Posteriormente, foi realizada a monitorização, em condição dinâmica, com as derivações CL e CM₅, durante cerca de 18 minutos, em que existiram diferentes fases de esforço, que exigem diferentes necessidades de carga de trabalho para o coração, devido às alterações das necessidades metabólicas – podem observar-se as alterações da FC do gráfico ilustrado pela Figura 7.7 (resultados obtidos através da derivação CM₅). O gráfico da Figura 7.8 representa os mesmos resultados, a partir da derivação CL, a qual foi afetada por ruído de contacto, adulterando os resultados (pode ser comparado com os resultados obtidos a partir da derivação CM₅). O efeito do ruído sobre o sinal adquirido pela derivação CL pode ser observado através dos resultados obtidos pela derivação CM₅ nas Figuras 7.10, 7.11, 7.12 e 7.13.

Após as monitorizações, fez-se o tratamento dos dados ao nível de filtragem do sinal e análise dos parâmetros da VFC (Tabelas 7.2, 7.3 e 7.4; e representados graficamente pelas Figuras 7.14 e 7.15). Devido ao facto de o sinal adquirido através da derivação CL apresentar grande quantidade de ruído, a análise da VFC foi realizada apenas a partir dos dados adquiridos pela derivação CM₅.

Tabela 7.2 – Parâmetros no domínio do tempo da VFC para o voluntário C3, recolhidos a partir da derivação CM₅, para as aquisições em repouso e durante corrida (condição dinâmica). Dados obtidos a partir do módulo para extração de parâmetros da VFC do *OpenSignals*.

Parâmetro	Repouso	Corrida
Min. NN (ms)	775	344
Max. NN (ms)	937	945
AVG NN (ms)	858	492
SD NN (ms)	30	74
rMSSD (ms)	28	21
NN20	99	389
pNN20 (%)	58	17
NN50	11	61
pNN50 (%)	6	2
AVG IHR (BPM)	69	121
SD IHR (BPM)	2	19

Tabela 7.3 – Parâmetros do domínio da frequência da VFC para o voluntário C3, recolhidos a partir da derivação CM_5 , para as aquisições em repouso e durante corrida (condição dinâmica). Dados obtidos a partir do módulo para extração de parâmetros da VFC do *OpenSignals*.

Parâmetro	Repouso			Corrida		
	VLF	LF	HF	VLF	LF	HF
Frequência (Hz)	0–0.04	0.04–0.15	0.15–0.4	0–0.04	0.04–0.15	0.15–0.4
Pico (Hz)	0.007	0.062	0.338	0.012	0.06	0.152
Potência (ms^2)	122	307	300	1890	472	227
Potência (%)	17	42	41	73	18	9
Potência (n.u.)	–	51	49	–	68	32

Tabela 7.4 – Parâmetros não-lineares da VFC para o voluntário C3, recolhidos a partir da derivação CM_5 , para as aquisições em repouso e durante corrida (condição dinâmica). Dados obtidos a partir do módulo para extração de parâmetros da VFC do *OpenSignals*.

Parâmetro	Repouso	Corrida
SD1 (ms)	20	15
SD2 (ms)	39	104
SD1/SD2	0.51	0.14

7.3 Análise de Resultados

Relativamente à medição do QTc para a FC, os procedimentos encontrados no estado da arte, e na prática clínica, prevêm, apenas, procedimentos e valores de corte para medições do QTc a partir das derivações do ECG clássico de 12 derivações. No estudo desenvolvido por [Viskin \(2009\)](#) são referidos valores de corte standard para QTc: entre 350 a 450 milissegundos para homens; e entre 360 a 460 milissegundos para mulheres. Porém, as derivações usadas com o *BITalino* são bipolares, o que faz com que estes valores possam não ser diretamente equiparáveis com os valores obtidos por derivações unipolares. Mesmo assim, os valores resultantes das análises realizadas são aproximados. A escassez de estudos em torno da medição do QTc através de derivações modificadas exige investigação aprofundada, no sentido de se determinarem valores de corte específicos que permitam um diagnóstico apurado e fiável.

Relativamente à análise dos parâmetros da VFC, esta foi, também, realizada para o grupo de atletas para valores médios, que permitem uma avaliação geral (apresentados na Tabela 7.5). Estes dados podem ser complementados pelos valores apresentados na Tabela 7.1, onde constam valores do intervalo NN individualizado

e médio para o grupo de controlo.

Tabela 7.5 – Valores médios dos parâmetros da VFC para o grupo dos 21 atletas. Valores extraídos a partir das monitorizações em repouso para a derivação CL, com recurso aos relatórios gerados pelo módulo para análise da VFC do *OpenSignals* (o valor 8.1 para o Rácio LH/HF é um valor isolado).

	SD NN (ms)	AVG IRH (BPM)	SD IHR (BPM)	rácio LH / HF	SD1/SD2
Min.	30	41	1	0.2	0.19
Max.	162	68	7	8.1	1.13
Média	79	55	3.7	1.14	0.64

Os valores dos parâmetros da VFC analisados para o grupo dos 21 atletas, apresentados na Tabela 7.5, sugerem um bom nível de predominância da atividade parassimpática – evidenciados pelos rácios LH/HF e SD1/SD2 –, que se enquadra nos valores padrão encontrados no estado de arte (Dong, 2016). Contudo, neste grupo em particular, alguns dos atletas apresentam valores de atividade simpática razoavelmente elevada, uma vez que as monitorizações foram adquiridas em supino. Pressupõem-se, pois, que poderiam beneficiar de monitorização contínua, quer em repouso quer durante a realização de exercício físico, possibilitando um ajuste dos planos de treino personalizado, ou mesmo, um acompanhamento mais profundo ao nível de monitorização dos padrões de sono (Tobaldini et al., 2013), ou outras variáveis aferentes que podem influenciar a complexa atividade do Sistema Nervoso Autónomo. De notar que as monitorizações tomaram lugar no início da temporada futebolística, altura em que a equipa não tinha ainda participado em partidas oficiais, o que significa que alguns dos atletas estariam a começar a rotina de treinos e a sua condição física ainda não estava no seu pico. A análise da VFC deve ser regular e consistente, por forma a melhor se identificar o padrão de cada indivíduo e evitar análises que possam ser enviesadas por fenómenos fisiológicos pontuais.

No que respeita ao estudo exploratório com o voluntário C3, os resultados mostram que os picos R são eficaz e eficientemente detetados pela derivação CM₅, durante a monitorização de longa duração em condição dinâmica, como se pode verificar pela Figura 7.13. Estes resultados prevalecem ao longo da monitorização, mesmo perante contração dos grupos musculares associados ao movimento dos membros superiores e músculos do tronco, que geram potenciais de ação em regiões próximas aos

elétrodos, assim como na presença de transpiração (que poderia pôr em causa, essencialmente, a aderência e condutividade dos elétrodos). Já em relação à derivação CL é notável a presença de ruído (como se pode observar pela Figura 7.12), quer induzida pela aderência dos elétrodos, quer pelo facto de dois dos seus terminais estarem colocados na região lateral do abdómen, podendo ser afetados por ruído produzido pelas contrações musculares exigidas para funções motoras de movimento e equilíbrio.

A análise dos parâmetros da VFC realizada para o voluntário C3 revela resultados mais concisos, onde é possível verificar padrões distintos da modulação simpato-vagal entre a monitorização em repouso e a monitorização em condição dinâmica (Tabelas 7.2, 7.3 e 7.4 da subsecção 7.2.3). Através da análise destes resultados é possível observar uma coerente predominância da atividade simpática durante a monitorização em corrida, causada pelas necessidades fisiológicas do organismo nesta condição (i.e., necessidade de absorção de oxigénio e excreção de dióxido de carbono, assim como a necessidade de obtenção de nutrientes e energia transportadas pelo sangue, por parte dos tecidos musculares). Estes factos são evidenciados pelos valores de LF elevados relativamente aos valores de HF, em comparação com a monitorização em repouso. Este fenómeno fisiológico pode ser também confirmado através do rácio LF/HF, e estimulação simpática com efeito no aumento da FC – os gráficos PSD (Figuras 7.14 e 7.15) relativos às monitorizações nas duas condições de monitorização retratam estes valores numéricos. A análise dos parâmetros não lineares, para o sujeito C3, refletem as mesmas alterações simpato-vagais, tanto nas monitorizações em repouso como em condição dinâmica. Os valores de $rMSSD$ decrescem durante a atividade física, dada a inibição da atividade simpática nesta condição. Tal como referido por (Dong, 2016), os resultados obtidos demonstram a regularidade dos batimentos cardíacos e predominância da atividade simpática durante atividade física – estes factos podem ser observados através da análise dos gráficos Poincaré em ambas as condições (Figuras 7.14 e 7.15).

Foi ainda realizada a tentativa de aquisição de ECG durante um treino, em que um dos atletas utilizou o mesmo aparato utilizado para indivíduo C3 (ver Figura 7.5). Contudo, esta recolha não teve sucesso, uma vez que a ligação por Bluetooth era

perdida devido à distância a que o atleta estava em relação à estação de gravação do sinal adquirido. Para este efeito, o sistema de aquisição deveria estar dotado de memória para armazenamento de dados ([Reis e Plácido da Silva, 2018](#)).



Figura 7.4 – Extrassístole detetada durante o exame Holter para o voluntário C2. Traçado à escala de 25 mm/s de velocidade de gravação e 10 mm/mV de amplitude.



Figura 7.5 – Configuração de hardware para o teste de monitorização em condição dinâmica com o voluntário C1 (semelhante ao usado pelo voluntário C3 para a realização de monitorização em condição dinâmica).

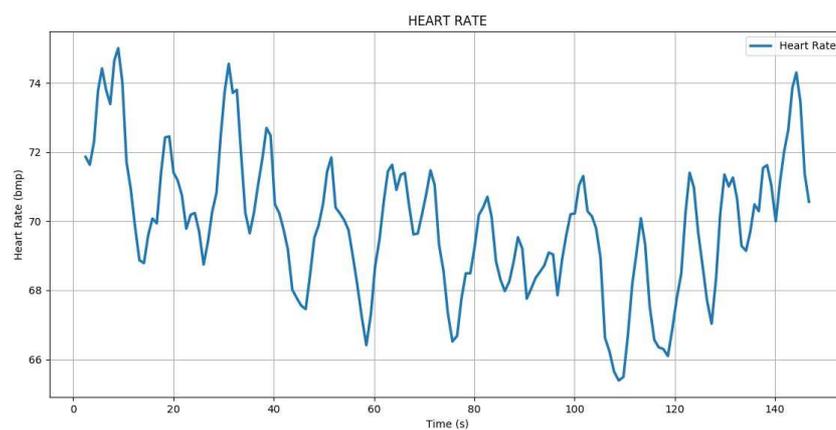


Figura 7.6 – Representação temporal da FC na monitorização em repouso para o voluntário C3, durante os 2:27 minutos (147 segundos) de monitorização com a derivação CL, em repouso. Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

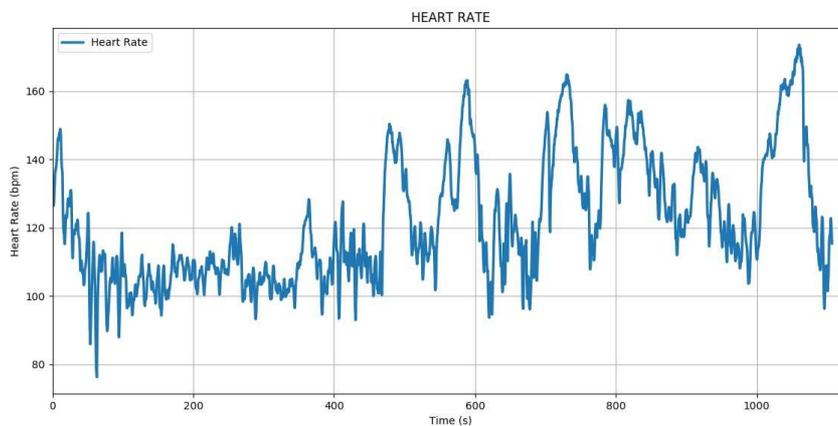


Figura 7.7 – Representação temporal da FC do voluntário C3 na condição de corrida em trilho livre durante aproximadamente 18 minutos (1108.4 segundos), para a derivação CM_5 . Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

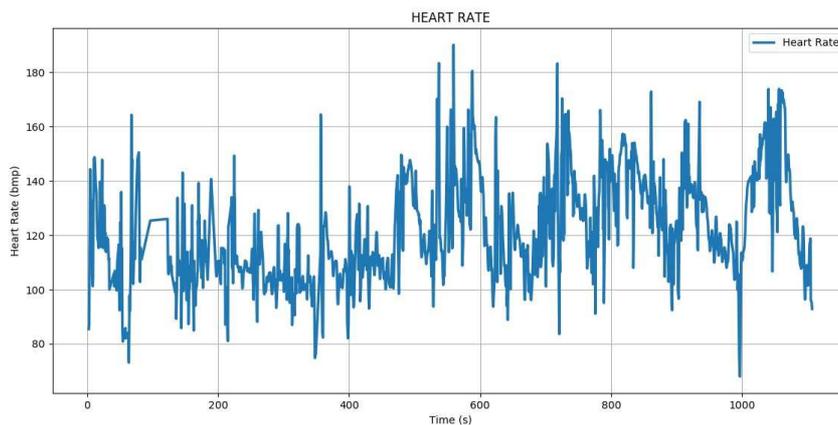


Figura 7.8 – Representação geométrica da FC do voluntário C3 durante a corrida em trilho livre durante aproximadamente 18 minutos (1108.4 segundos), para a derivação CL. Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

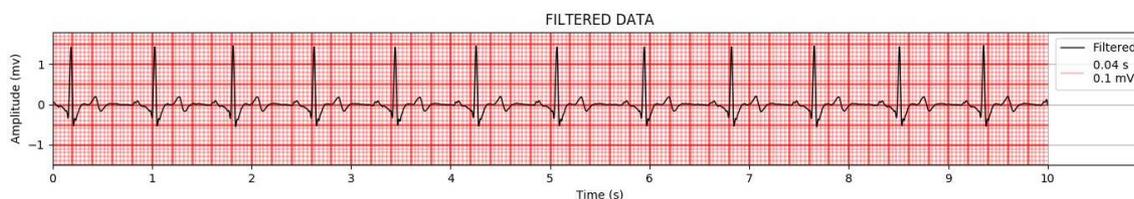


Figura 7.9 – Traçado de ECG da monitorização em repouso para o voluntário C3, para uma porção de 10 segundos, através da derivação CL. Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

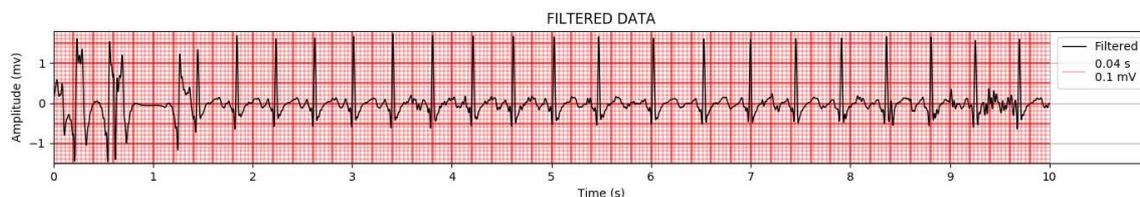


Figura 7.10 – Traçado de ECG durante a monitorização em condição dinâmica para o voluntário C3, para uma porção de 10 segundos (entre 700 – 710 segundos do tempo total da monitorização) da através da derivação CL. Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

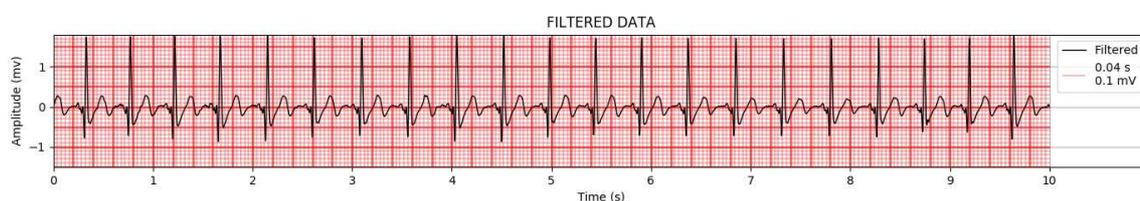


Figura 7.11 – Traçado de ECG durante a monitorização em condição dinâmica para o voluntário C3, para uma porção de 10 segundos (entre 700 – 710 segundos do tempo total da monitorização) da através da derivação CM_5 . Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

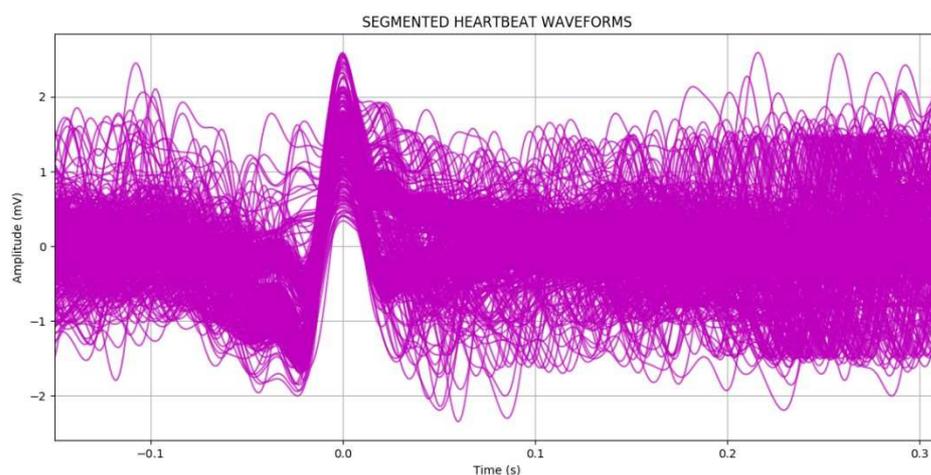


Figura 7.12 – Ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas para o voluntário C3 em condição dinâmica, para a derivação CL, durante aproximadamente 18 minutos (1108.4 segundos). Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

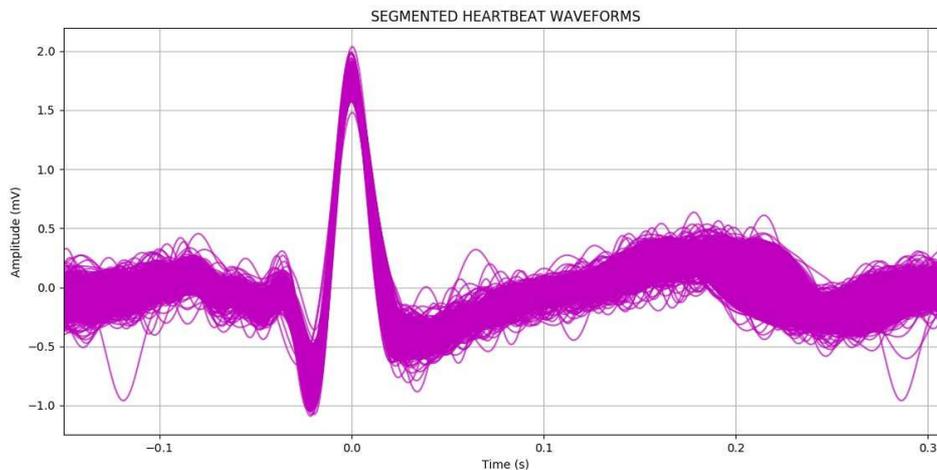


Figura 7.13 – Ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas para o voluntário C3 em condição dinâmica, a partir da derivação CM_5 , durante aproximadamente 18 minutos (1108.4 segundos). Gráfico extraído a partir do sinal filtrado com recurso à biblioteca *BioSSPy*.

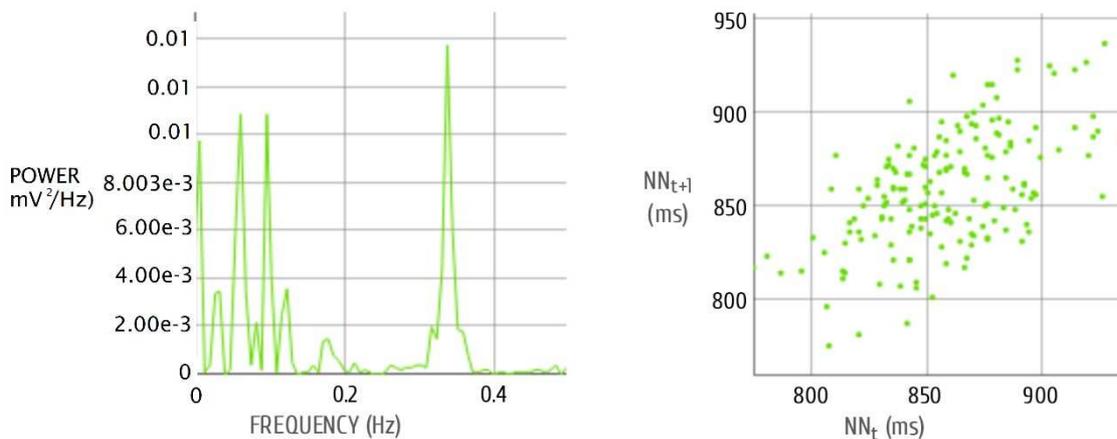


Figura 7.14 – (Esquerda) Distribuição da densidade espectral da potência (PSD) – com representação da Potência (mV^2/Hz) em função da Frequência (Hz); (Direita) Gráfico de Poincaré. Dados relativos ao voluntário C3 para a duração total da monitorização em repouso. Gráficos extraídos a partir do módulo do *OpenSignals* para análise dos parâmetros da VFC.

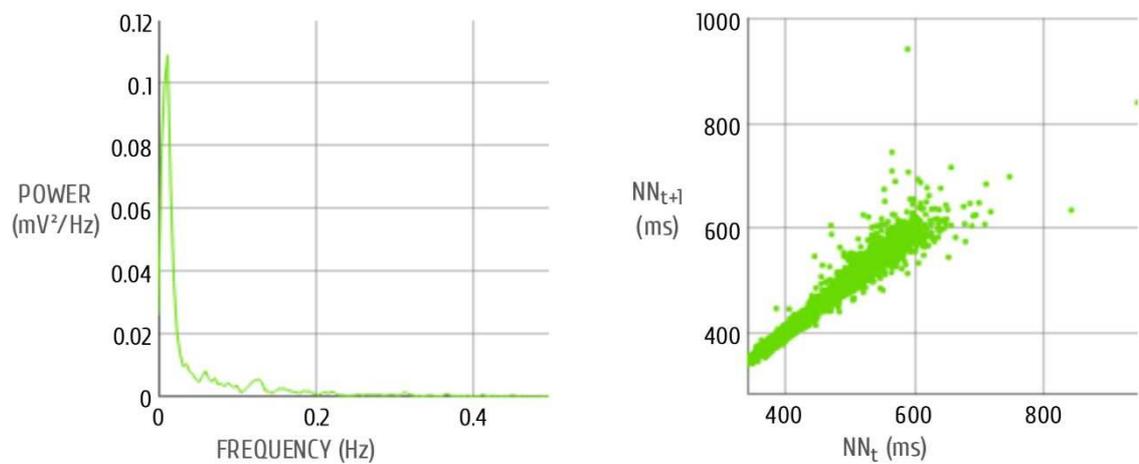


Figura 7.15 – (Esquerda) Distribuição da densidade espectral da potência (PSD) – com representação da Potência (mV^2/Hz) em função da Frequência (Hz); (Direita) Gráfico de Poincaré. Dados relativos ao voluntário C3 para a duração total da monitorização em condição dinâmica. Gráficos extraídos a partir do módulo do *OpenSignals* para análise dos parâmetros da VFC.

8

Conclusões e Trabalho Futuro

Nos primeiros capítulos desta dissertação, foram abordados conceitos teóricos acerca da aquisição de biosinais, nomeadamente, o ECG, conceitos relacionados com a eletrofisiologia do coração e, finalmente, uma abordagem mais completa ao ECG. Esta abordagem inicial visa promover um sentido lógico no decorrer dos assuntos elencados e uma abordagem aos principais conceitos teóricos necessários para a prossecução dos objetivos estabelecidos para este estudo de investigação. Visam, ainda, a um melhor entendimento da ciência por de trás dos dispositivos de recolha de ECG, e uma melhor compreensão dos fenómenos fisiológicos monitorizados. Após esta revisão da literatura, assim como a prévia introdução sobre o estado da arte dos trabalhos que têm sido desenvolvidos com o *BITalino*, entre outras ferramentas usadas ao longo dos últimos anos no contexto da eletrocardiografia, é então apresentado o trabalho que foi desenvolvido no presente trabalho. Após esta introdução, são descritas todas as etapas conducentes aos resultados apresentados no capítulo anterior, e que levaram às conclusões apresentadas a seguir. Em anexo, seguem ainda alguns componentes importantes deste trabalho, como o artigo científico que resultou deste estudo, o Protocolo Experimental utilizado, e um exemplo dos dados adquiridos e tratados a partir das monitorizações de ECG realizadas.

8.1 Conclusões

Neste estudo, é estudada a aplicabilidade de dispositivos de baixo custo e *Do-it-Yourself (DiY)* (sendo a plataforma escolhida para o presente estudo o *BITalino*) por comparação com um dispositivo *gold standard* (BTL) utilizado na prática clínica, com o objetivo de analisar o seu potencial para análise rítmica através da aquisição de ECG numa população total de 23 indivíduos.

Nesta população, 21 dos indivíduos são atletas profissionais, que realizam treinos diários, sendo estes os constituintes do grupo de controlo, através do qual foram recolhidos e corroborados empiricamente, os resultados da comparação entre o dispositivo *gold standard* e o dispositivo de baixo custo. Esta comparação resultou, essencialmente, de uma análise por observação dos traçados de ECG obtidos a partir de ambos os dispositivos – para tornar a análise por observação dos ECG adquiridos com o *BITalino* possível, foi adaptada a biblioteca *BioSPPy*. Apesar de as monitorizações não terem sido realizadas com ambos os dispositivos sincronizados, foram feitos os possíveis para que os voluntários se apresentassem em condições basais, para ambas as recolhas.

Para cada um dos voluntários foram extraídos traçados de ECG de 5 e 10 segundos, assim como o gráfico representativo da frequência cardíaca e gráfico das ondas eletrocardiográficas segmentadas e individualizadas, para as recolhas obtidas através do *BITalino*, após aplicação dos filtros digitais. Os resultados obtidos através desta comparação – em que o intervalo QTc foi usado como termo de comparação –, apresentam valores semelhantes, apesar do facto de um dos dispositivos usar derivações unipolares (*gold standard*) e o outro apresentar derivações bipolares (*BITalino*).

Entre os voluntários do grupo de controlo, foi detetada uma forma de onda peculiar no voluntário C1, detetável nos traçados de ECG obtidos a partir de ambos os dispositivos. A partir destes resultados, e dos sinais obtidos através do dispositivo de baixo custo, concluiu-se que a qualidade do sinal e a evidência dos picos R (assim como a presença explícita de todos os segmentos da forma de onda P-QRS-T) revelam uma aquisição de ECG através dispositivo de baixo custo fiável, para

posterior análise rítmica. Pro sua vez, a partir dos 2 voluntários que integraram este estudo na fase exploratória, foi também detetada uma forma de onda anómala a partir de uma recolha realizada com o *BITalino*, a partir da qual veio mais tarde a ser confirmada a presença de extrassístoles neste indivíduo, com recurso a um exame Holter – voluntário C2. Com base nas recolhas com o voluntário C3, com o qual foi testada a potencialidade de utilização do dispositivo de baixo custo em cenários ecológicos, foi também comprovado que o sinal adquirido em recolhas no contexto dinâmico apresentam qualidade de sinal fiável para análise rítmica e dos parâmetros da VFC. Como tal, foi ainda verificado que as variâncias nos parâmetros da VFC entre recolhas em contexto dinâmico e repouso, correspondem aos encontrados na revisão da literatura, para indivíduos saudáveis.

Apesar de os resultados obtidos com a derivação CL, em condição dinâmica, no caso de estudo 3 estarem comprometidos, os resultados obtidos através da derivação CM₅ evidenciam boa qualidade nas aquisições feitas em cenários ecológicos.

No geral, os resultados demonstram que a qualidade do sinal de ECG adquirido é fiável para posterior análise rítmica e dos parâmetros da VFC, em condições de repouso e dinâmica, através da utilização de derivações bipolares modificadas. Foram ainda apresentadas evidências que suportam a argumentação do uso do *BITalino* para análise morfológica do traçado de ECG adquirido, para aplicações que envolvam a prevenção e diagnóstico de patologias cardíacas. Do ponto de vista de análise rítmica, o dispositivo de baixo custo apresenta resultados promissores para futuras investigações que incluam este objetivo.

Os estudos de casos discutidos também promoveram a motivação, no sentido de investigar o potencial do *BITalino* para obtenção de resultados consistentes na deteção de formas de onda que possam estar relacionadas com fatores patológicos, enquanto sujeito a condições de aquisição pouco convencionais e dinâmicas. Desta forma é possível alcançar a máxima usabilidade deste dispositivo para aquisição de ECG nos mais variados cenários, com vista à posterior análise rítmica e morfológica.

8.2 Trabalho Futuro

Na sequência deste trabalho, é pretendido testar a fiabilidade do *BITalino* ao monitorizar indivíduos com patologias diagnosticadas, em condições de repouso e dinâmicas. Estas monitorizações serão idealmente realizadas em sincronia com um dispositivo médico, de modo a que os dados comparados possam partir exatamente das mesmas condições, tanto ambientais como fisiológicas. Desta forma, será possível uma análise morfológica concisa, além da análise rítmica e dos segmentos da forma de onda P-QRS-T, proporcionando ainda meios de análise do QTc para a frequência cardíaca através da utilização de derivações bipolares modificadas, e, como tal, abrindo a possibilidade de um estudo em torno da definição de valores de corte para derivações modificadas.

Pretende-se, também, explorar outras derivações bipolares modificadas, que permitam uma análise mais apurada dos eventos fisiológicos que ocorrem nas aurículas. É desejado, ainda, explorar novas técnicas de análise do rácio LH/HF que promovam uma análise da condição mental e emocional mais complexa e detalhada, como exemplo da metodologia desenvolvida por [von Rosenberg et al. \(2017\)](#).

Referências Bibliográficas

- Acharya, U. R. (2007). *Advances in Cardiac Signal Processing*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1st edition. [29](#)
- Aehlert, B. (2017). *ECGs Made Easy*. Elsevier Health Sciences. [44](#), [47](#), [50](#), [52](#), [55](#), [58](#), [61](#), [91](#)
- Agur, A. M. R. e Dalley, A. F. (2016). *Grant's Atlas of Anatomy*. Lippincott Williams and Wilkins Publication, 14th edition. [31](#), [32](#), [35](#), [36](#)
- Akay, M. (2006). *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Wiley-Interscience, 1st edition. [13](#), [16](#)
- Alberts, B., Johnson, A., Julian, L., Martin, R., Keith, R., e Walter, P. (2002). *Molecular Biology of the Cell*. CRC Press, New York, 4th edition. [35](#)
- Alves, A. P., Martins, J., Silva, H. P., Lourenço, A., Fred, A., e Ferreira, H. (2014). Paper-based inkjet electrodes. In Silva, H. P., Holzinger, A., Fairclough, S., e Majoe, D., editors, *Physiological Computing Systems*. Springer Berlin Heidelberg. [4](#)
- Antzelevitch, C. e Burashnikov, A. (2011). Overview of basic mechanisms of cardiac

- arrhythmia. *Cardiac Electrophysiology Clinics*, 3(1). Basic Science for the Clinical Electrophysiologist. 33
- Aqel, R. A., Hage, F. G., Ellipeddi, P., Blackmon, L., McElderry, H. T., Kay, G. N., Plumb, V., e Iskandrian, A. E. (2009). Usefulness of three posterior chest leads for the detection of posterior wall acute myocardial infarction. *American Journal of Cardiology*, 103(2). 52
- Arroyo-Carmona, R. E., López-Serrano, A. L., Albarado-Ibañez, A., Mendoza-Lucero, F. M. F., Medel-Cajica, D., López-Mayorga, R. M., e Torres-Jácome, J. (2016). Heart rate variability as early biomarker for the evaluation of diabetes mellitus progress. *Journal of Diabetes Research*, 2016. 3, 69
- Ashwell, K. (2017). *Atlas of the Human Body: How the Human Body Works*. Quad Books. 32
- Assunção, R. M. V. (2016). Determinação das frequências cardíaca e respiratória do cão através da técnica de fotopletismografia e descrição espectral do sinal. Dissertação de Mestrado, Universidade Lusófona.
- Barrett, K., Brooks, H., Boitano, S., e Barman, S. (2016). *Ganong's Review of Medical Physiology*. McGraw-Hill Education, 25th edition. 29, 55, 59
- Bedford, D. E. (1951). The ancient art of feeling the pulse. *British Heart Journal*, 13(4). 63
- Billman, G. (2011). Heart rate variability – a historical perspective. *Frontiers in Physiology*, 2. 64
- Bowbrick, S. e Borg, A. N. (2006). *ECG complete*. Churchill Livingstone. 18, 19, 20, 44
- Bronzino, J. D. e Peterson, D. R. (2006). *Biomedical Engineering Fundamentals*. CRC Press, 4th edition. 12, 15, 16, 18, 23, 24, 25, 26, 27
- Cecilia Vinzio Maggio, A., Bonomini, M., Laciari, E., e Arini, P. (2012). Quantification of ventricular repolarization dispersion using digital processing of the surface ecg. *Advances in Electrocardiograms – Methods and Analysis*. 20

- Christov, I. I. (2004). Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold. *Biomedical Engineering Online*, 3(1). 81
- Chu Duc, H., Nguyen Phan, K., e Nguyen Viet, D. (2013). A review of heart rate variability and its applications. *APCBEE Procedia*, 7. The 3rd Int. Conf. on Biomedical Eng. and Technology (ICBET 2013). 66
- Cooley, J. W. e Tukey, J. W. (1965). An algorithm for the machine calculation of complex fourier series. *Mathematics of Computation*, 19(90). 63
- Dekker, J. M., Crow, R. S., Folsom, A. R., Hannan, P. J., Liao, D., Swenne, C. A., e Schouten, E. G. (2000). Low heart rate variability in a 2-minute rhythm strip predicts risk of coronary heart disease and mortality from several causes. *Circulation*, 102(11). 69
- Dong, J.-G. (2016). The role of heart rate variability in sports physiology. *Experimental and Therapeutic Medicine*, 11(5). 3, 65, 69, 95, 96
- Drew, B. J. e Scheinman, M. M. (1991). Value of electrocardiographic leads MCL1, MCL6 and other selected leads in the diagnosis of wide QRS complex tachycardia. *Journal of the American College of Cardiology*, 18(4). 53
- Drezner, J. A., Ackerman, M. J., Anderson, J., Ashley, E., Asplund, C. A., Baggish, A. L., Börjesson, M., Cannon, B. C., Corrado, D., DiFiori, J. P., Fischbach, P., Froelicher, V., Harmon, K. G., Heidbuchel, H., Marek, J., Owens, D. S., Paul, S., Pelliccia, A., Prutkin, J. M., Salerno, J. C., Schmied, C. M., Sharma, S., Stein, R., Vetter, V. L., e Wilson, M. G. (2013). Electrocardiographic interpretation in athletes: the 'seattle criteria'. *British Journal of Sports Medicine*, 47(3). 55, 91
- Dubin, D. (2000). *Rapid interpretation of EKG's: an interactive course*. Cover Pub. Co, USA, 6th edition. 38, 39, 40, 43, 45, 47, 50, 53, 54, 55, 56, 62, 72, 75, 82
- Enderle, J., Bronzino, J., e Blanchard, S. (2005). *Introduction to Biomedical Engineering*. Academic Press, 2nd edition. 15, 16
- ESC/AHA (1996). Heart rate variability. *Circulation*, 93(5). 64, 65, 67, 76

- Fletcher, G. F., Ades, P. A., Kligfield, P., Arena, R., Balady, G. J., Bittner, V. A., Coke, L. A., Fleg, J. L., Forman, D. E., Gerber, T. C., Gulati, M., Madan, K., Rhodes, J., Thompson, P. D., e Williams, M. A. (2013). Exercise standards for testing and training. *Circulation*, 128(8). [53](#), [72](#), [74](#)
- Francis, J. (2016). ECG monitoring leads and special leads. *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, 16(3). [53](#), [72](#)
- Friedman, B. e Thayer, J. (1998). Autonomic balance revisited: panic anxiety and heart rate variability. *Journal of psychosomatic research*, 44. [69](#)
- García-Niebla, J., Llontop-García, P., Valle-Racero, J. I., Serra-Autonell, G., Batchvarov, V. N., e Luna, A. B. (2009). Technical mistakes during the acquisition of the electrocardiogram. *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 14. [18](#), [47](#)
- Girish, M. P., Gupta, M. D., Mukhopadhyay, S., Yusuf, J., Roy, T. N. S., e Trehan, V. (2005). U wave: an important noninvasive electrocardiographic diagnostic marker. *Indian pacing and electrophysiology journal*, 4. [46](#)
- Grunnet, M. (2010). Repolarization of the cardiac action potential. does an increase in repolarization capacity constitute a new anti-arrhythmic principle? *Acta Physiologica*, 198(s676). [36](#)
- Hall, J. E. (2015). *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. Saunders, 13th edition. [36](#)
- Hampton, J. (2013). *The ECG Made Easy*. Churchill Livingstone, 8th edition. [56](#)
- Heathers, J. A. J. (2014). Everything hertz: methodological issues in short-term frequency-domain hrv. *Frontiers in Physiology*, 5. [66](#)
- Herring, N. e Paterson, D. (2006). ECG diagnosis of acute ischaemia and infarction: Past, present and future. *QJM: monthly journal of the Association of Physicians*, 99. [44](#)
- Hong, T. e Shaw, R. M. (2017). Cardiac T-tubule microanatomy and function. *Physiological Reviews*, 97(1). [32](#), [33](#)

- Hsu, C.-H., Tsai, M.-Y., Huang, G.-S., Lin, T.-C., Chen, K.-P., Ho, S.-T., Shyu, L.-Y., e Li, C.-Y. (2012). Poincaré plot indexes of heart rate variability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction. *Acta Anaesthesiologica Taiwanica*, 50(1). 67
- Hughes, J. W., Casey, E., Doe, V. H., e Glickman, E. L. (2010). Depression and heart rate variability in cardiac rehabilitation patients: Exploring the roles of physical activity and fitness. *Perceptual and Motor Skills*, 111(2). 69
- Huikuri, H. V., Makikallio, T. H., Peng, C. K., Goldberger, A. L., Hintze, U., e Moller, M. (2000). Fractal correlation properties of R–R interval dynamics and mortality in patients with depressed left ventricular function after an acute myocardial infarction. *Circulation*, 101(1). 69
- J. Holter, N. (1961). New method for heart studies: Continuous electrocardiography of active subjects over long periods is now practical. *Science*, 134. 63
- Kaikkonen, K. M., Korpelainen, R. I., Tulppo, M. P., Kaikkonen, H. S., Vanhala, M. L., Kallio, M. A., Keinänen-Kiukaanniemi, S. M., e Korpelainen, J. T. (2014). Physical activity and aerobic fitness are positively associated with heart rate variability in obese adults. *Journal of Physical Activity and Health*, 11(8). 69
- Khan, M. G. (2008). *Rapid ECG Interpretation*. Contemporary Cardiology. Humana Press. 36, 37, 55, 56
- Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., van Herpen, G., Kors, J. A., Macfarlane, P., Mirvis, D. M., Pahlm, O., Rautaharju, P., e Wagner, G. S. (2007). Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram. *Circulation*, 115(10). 18, 47, 75
- Kuo, S. M., Lee, B. H., e Tian, W. (2006). *Real-Time Digital Signal Processing: Implementations and Applications*. Wiley, 2nd edition. 12, 14, 16
- Lü, F., Copie, X., Malik, M., e Camm, J. (1996). Short- and long-term assessment of heart rate variability for postinfarction risk stratification. *The American Journal of Cardiology*, 77. 69

- Lakatta, E. G. (2010). A paradigm shift for the heart's pacemaker. *Heart rhythm*, 7. 38
- Laplante, P. A., editor (2005). *Comprehensive Dictionary of Electrical Engineering*. CRC Press. 17
- Levick, J. (2013). *An Introduction to Cardiovascular Physiology*. Elsevier Science. 29, 39, 50
- Levis, J. T. (2015). ECG diagnosis: Isolated posterior wall myocardial infarction. *The Permanente Journal*, 19(4). 52
- Levy, M. N. (1971). Sympathetic-parasympathetic interactions in the heart. *Circulation Research*, 29(5). 39
- Li, H., Chen, X., Cao, L., Zhang, C., Tang, C., Li, E., Feng, X., e Liang, H. (2017). Textile-based ECG acquisition system with capacitively coupled electrodes. *Trans. Institute of Measurement and Control*, 39(2). 4
- Limaye, H. e Deshmukh, V. V. (2016). ECG noise sources and various noise removal techniques: A survey. *Int. Journal of Application or Innovation in Eng. & Management*, 5(2). 18
- Lopes, P. F. F., Oliveira, M. I. B., André, S. M. S., Nascimento, D. L. A., Silva, C. S. S., Rebouças, G. M., Felipe, T. R., Filho, N. J. B. A., e Medeiros, H. J. (2013). Clinical applications of heart rate variability. *Revista Neurociências*, 21(4). 69
- Lourenço, A., Silva, H., Leite, P., Lourenço, R., e Fred, A. (2012). Real time electrocardiogram segmentation for finger based ECG biometrics. In *Proc. of the Int. Conf. on Bio-inspired Systems and Signal Processing (BIOSTEC)*. INSTICC, SciTePress. 2
- Luque-Casado, A., Zabala, M., Morales, E., Mateo-March, M., e Sanabria, D. (2013). Cognitive performance and heart rate variability: the influence of fitness level. *PloS one*, 8(2). 69

- Macfarlane, P. W., Katibi, I. A., Hamde, S. T., Singh, D., Clark, E. B., Devine, B., Francq, B. G., Lloyd, S. A., e Kumar, V. (2014). Racial differences in the ECG—selected aspects. *Journal of Electrocardiology*, 47 6. [55](#), [91](#)
- Malmivuo, P., Malmivuo, J., e Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press. [32](#), [33](#), [36](#)
- Martinho, M., Fred, A., e Plácido da Silva, H. (2018). Towards continuous user recognition by exploring physiological multimodality: An electrocardiogram (ecg) and blood volume pulse (bvp) approach. In *International Symposium on Sensing and Instrumentation in IoT Era (ISSI)*. [2](#)
- McArdle, W. D., Katch, F. I., e Katch, V. L. (2014). *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance*. Lippincott Williams and Wilkins. [40](#)
- Meyer, C. e Keiser, H. (1977). Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques. *Computers and Biomedical Research*, 10(5). [19](#)
- Moltedo, J. M., Iyer, R. V., Forman, H., Fahey, J., Rosenthal, G., e Snyder, C. S. (2006). Is exercise stress testing a cost-saving strategy for risk assessment of pediatric wolff-parkinson-white syndrome patients? *The Ochsner Journal*, 6(2). [69](#)
- Montano, N., Porta, A., Cogliati, C., Costantino, G., Tobaldini, E., Casali, K. R., e Iellamo, F. (2009). Heart rate variability explored in the frequency domain: a tool to investigate the link between heart and behavior. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 33(2). [40](#), [68](#)
- Moody, G. B., Mark, R. G., Zoccola, A., e Mantero, S. (1985). Derivation of respiratory signals from multilead ECGs. *Computers in Cardiology*, 12. [20](#), [21](#)
- Muñoz, J., Gouveia, E., Cameirão, M., e Bermúdez i Badia, S. (2017). Physiolab – a multivariate physiological computing toolbox for ECG, EMG and EDA signals: a case of study of cardiorespiratory fitness assessment in the elderly population. *Multimedia Tools and Applications*. [2](#), [6](#)

- Němcová, A., Maršánová, L., Smisek, R., Vitek, M., e Kolářová, J. (2016). Recommendations for ECG acquisition using BITalino. In *Proc. EEICT Conf.* 4
- Peçanha, T., Paula-Ribeiro, M., Nasario-Junior, O., e Lima, J. R. P. (2013). Post-exercise heart rate variability recovery: a time-frequency analysis. *Acta Cardiologica*, 68(6). 69
- Pettai, R. (1984). *Noise in Receiving Systems*. Wiley-Interscience, 1st edition. 22
- Pigozzi, F., Spataro, A., Alabiso, A., Parisi, A., Rizzo, M., Fagnani, F., Di Salvo, V., Massazza, G., e Maffulli, N. (2005). Role of exercise stress test in master athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 39(8). 53
- Pocock, G., Richards, C. D., e Richards, D. A. (2017). *Human Physiology*. Oxford University Press, Inc, 5th edition. 33, 36, 40, 44, 46, 48, 49, 53
- Postema, P. G. e Wilde, A. A. (2014). The measurement of the QT interval. *Current Cardiology Reviews*, 10(3). 57, 58
- Quyyumi, A. A., Crake, T., Mockus, L. J., Wright, C. A., Rickards, A. F., e Fox, K. M. (1986). Value of the bipolar lead CM5 in electrocardiography. *Heart*, 56(4). 53
- Rangayyan, R. M. (2015). *Biomedical Signal Analysis*. Wiley-IEEE Press, 2nd edition. 12, 18
- Reis, M. e Plácido da Silva, H. (2018). Loggerbit: An optimization of the openlog board for data logging with low cost hardware platforms for biomedical applications. In *Proc. Int. Conf. on Informatics in Control, Automation and Robotics (ICINCO)*. 97
- Rijnbeek, P. R., Kors, J. A., e Witsenburg, M. (2001). Minimum bandwidth requirements for recording of pediatric electrocardiograms. *Circulation*, 104(25). 18, 55
- Santhanakrishnan, R., Wang, N., Larson, M. G., Magnani, J. M., Vasan, R. S., Wang, T. J., Yap, J., Feng, L., Yap, K. B., Ong, H. Y., Ng, T. P., Richards,

- A. M., Lam, C. S. P., e Ho, J. E. (2016). Racial differences in electrocardiographic characteristics and prognostic significance in whites versus asians. *Journal of the American Heart Association*, 5(3). [55](#), [91](#)
- Sedra, A. e Smith, K. (2004). *Microelectronic Circuits*. Oxford University Press, 5th edition. [14](#), [15](#), [17](#)
- Semmlow, J. L. e Griffel, B. (2014). *Biosignal and Medical Image Processing*. CRC Press, 3rd edition. [15](#), [16](#), [18](#), [21](#), [24](#)
- Shaffer, F. e Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health*, 5. [64](#), [65](#), [66](#), [67](#)
- Silva, H., Guerreiro, J., Lourenço, A., Fred, A., e Martins, R. (2014a). BITalino: A novel hardware framework for physiological computing. In *Proceedings of the Int. Conf. on Physiological Computing Systems (PhyCS)*, páginas 246–253. INSTICC, SciTePress. [2](#)
- Silva, H., Lourenço, A., Fred, A. L. N., e Martins, R. C. M. (2014b). BIT: Biosignal igniter toolkit. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 115(1). [1](#)
- Silva, H., Lourenço, A., e Paz, N. (2011). Real-time biosignal acquisition and telemedicine platform for AAL based on Android OS. In *Proc. Int. Living Usability Lab Workshop on AAL Latest Solutions, Trends and Applications*. [2](#)
- Silva, H. P., Carreiras, C., Lourenço, A., Fred, A., Neves, R. C., e Ferreira, R. (2015). Off-the-person electrocardiography: performance assessment and clinical correlation. *Health and Technology*, 4(4). [3](#), [4](#), [5](#), [6](#), [47](#)
- Silva, H. P., Fred, A., e Martins, R. (2014c). Biosignals for everyone. *IEEE Pervasive Computing*, 13(4). [1](#)
- Taelman, J., Vandeput, S., Spaepen, A., e Van Huffel, S. (2009). Influence of mental stress on heart rate and heart rate variability. In Vander Sloten, J., Verdonck, P., Nyssen, M., e Haueisen, J., editors, *4th European Conf. Int. Federation for Medical and Biological Eng.*, páginas 1366–1369. [69](#), [70](#)

- Tarvainen, M. P., Niskanen, J.-P., Lipponen, J. A., Ranta-aho, P. O., e Karjalainen, P. A. (2014). Kubios HRV – heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 113(1). [2](#)
- Tobaldini, E., Nobili, L., Strada, S., Casali, K., Braghiroli, A., e Montano, N. (2013). Heart rate variability in normal and pathological sleep. *Frontiers in Physiology*, 4. [3](#), [41](#), [68](#), [95](#)
- Tong, W., Kan, C., e Yang, H. (2018). Sensitivity analysis of wearable textiles for ECG sensing. In *Proc. Int. Conf. IEEE EMBS on Biomedical Health Informatics (BHI)*. [4](#)
- Tortora, G. J. e Nielsen, M. (2013). *Principles of Human Anatomy*. Wiley, 13th edition. [29](#), [32](#), [44](#)
- Trimmel, K., Sacha, J., e Huikuri, H. (2015). *Heart Rate Variability: Clinical Applications and Interaction between HRV and Heart Rate*. Frontiers Research Topics. Frontiers Media SA. [3](#), [69](#)
- Tsuji, H., J. Jr Venditti, F., S Manders, E., C Evans, J., G Larson, M., L Feldman, C., e Levy, D. (1994). Reduced Heart Rate Variability and Mortality Risk in an Elderly Cohort: The Framingham Heart Study. *AHA/ASA Journals*, 90. [69](#)
- Vaccarino, V., Lampert, R., Bremner, J., Lee, F., Su, S., Maisano, C., V Murrach, N., Jones, L., Jawed, F., Afzal, N., Ashraf, A., e Goldberg, J. (2008). Depressive symptoms and heart rate variability: Evidence for a shared genetic substrate in a study of twins. *Psychosomatic Medicine*, 70. [3](#), [69](#)
- VanPutte, C., Regan, J., e Russo, A. (2015). *Seeley's Essentials of Anatomy and Physiology*. McGraw-Hill Education. [32](#), [35](#), [36](#), [39](#), [40](#)
- Vaswani, A., Khaw, H. J., Dougherty, S., Zamvar, V., e Lang, C. (2016). *Cardiology in a Heartbeat*. Scion Publishing Ltd, 1st edition. [55](#)
- Viskin, S. (2009). The qt interval: too long, too short or just right. *Heart rhythm*, 6(5). [94](#)

- von Rosenberg, W., Chanwimalueang, T., Adjei, T., Jaffer, U., Goverdovsky, V., e Mandic, D. P. (2017). Resolving ambiguities in the LF/HF ratio: LF-HF scatter plots for the categorization of mental and physical stress from HRV. *Frontiers in Physiology*, 8. [108](#)
- Warrell, D., Cox, T., Firth, J., e Dwight, J. (2016). *Oxford Textbook of Medicine: Cardiovascular Disorders*. Oxford University Press, Inc, Oxford, 5th edition. [33](#), [39](#), [55](#)
- Wesley, K. (2016). *Huszar's ECG and 12-Lead Interpretation*. Elsevier. [46](#), [55](#), [56](#)
- Zhu, Z., Liu, T., Li, G., Li, T., e Inoue, Y. (2015). Wearable sensor systems for infants. *Sensors*, 15(2). [4](#)

