

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE ELÉCTRODOS DE SUPERFÍCIE PARA ELECTROCARDIOGRAFIA

Sérgio Filipe Ferreira Almeida Pereira Andrade



Departamento de Engenharia Electrotécnica

Instituto Superior de Engenharia do Porto

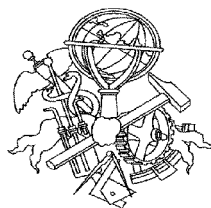
2009

Este relatório satisfaz os requisitos que constam da Ficha de Disciplina de Tese, do 2º ano,
do Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores – Ramo Automação e
Sistemas

Candidato: Sérgio Filipe Ferreira Almeida Pereira Andrade, N° 1020415,
1020415@isep.ipp.pt

Orientação ISEP: Lino Manuel Batista Figueiredo, lbf@isep.ipp.pt

Co-orientação: António José Matos de Meireles, atmeireles@goolemail.pt



Departamento de Engenharia Electrotécnica

Instituto Superior de Engenharia do Porto

8 de Dezembro de 2009

Agradecimentos

Ao terminar esta tese de mestrado resta efectuar os sinceros agradecimentos às pessoas que de várias formas contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos orientadores o Doutor Lino Figueiredo e Engenheiro António Meireles, por todo apoio e motivação prestados ao longo deste tempo e pelos desafios que foram colocando durante a execução do trabalho.

Ao Doutor Luís Meireles da empresa Biodevices pelo apoio prestado.

Ao meu primo Engenheiro Leonel Oliveira que pelo sua formação na área têxtil me apoiou na identificação de tecidos.

Ao meu primo Engenheiro Elísio Fresco que através da sua empresa me conseguiu facultar uma amostra de tecido condutor.

A todas aquelas pessoas que directa ou indirectamente foram intervenientes neste trabalho.

À minha mãe Maria Madalena que sempre me apoiou em todas as minhas iniciativas e decisões que tomei ao longo da vida.

Para finalizar gostaria ainda de lembrar o meu pai Fernando Augusto que sei que estaria orgulhoso com o meu empenho e dedicação que imponho às coisas.

Resumo

Este trabalho insere-se na área biomédica nomeadamente o funcionamento cardiovascular, implicando a utilização de equipamentos adequados e precisos para a leitura dos sinais gerados pelo coração. Assim o objectivo deste trabalho passa pelo estudo pormenorizado dos eléctrodos e sensores biométricos não invasivos e pelo desenvolvimento de eléctrodos de superfície para a monitorização dos sinais provenientes do coração e que chegam à superfície da pele.

Neste trabalho foi efectuado o estudo e documentação sobre anatomofisiologia cardíaca, electrocardiograma, tipos de eléctrodos existentes no mercado e os sistemas de monitorização da actividade cardíaca. Com isso tiraram-se conclusões acerca das melhores opções a tomar nas diferentes áreas em estudo.

Foram realizados conjuntos de testes ligados com o desempenho e posicionamento dos eléctrodos, com os sistemas Biopac MP35 e BioHarness para diferentes tipos de eléctrodos. Estes testes realizados servem para tirar conclusões sobre os eléctrodos e os sistemas.

Na sequência do trabalho realizado são desenvolvidos eléctrodos utilizando dois tipos de tecido condutor colocados numa faixa para fixá-los ao corpo do paciente. Com esses eléctrodos são realizados testes para avaliar o desempenho nas condições de teste de repouso e movimentação e assim concluir qual o melhor tecido a adoptar. Foi ainda construído um circuito de condicionamento de sinal baseado no circuito da Biopac. Esse circuito é utilizado para testar o comportamento dos eléctrodos desenvolvidos.

Palavras-Chave

Electrocardiografia, anatomofisiologia cardíaca, electrocardiograma, eléctrodos de superfície, derivações, polarização, tecido condutor.

Abstract

This work is integrated in the biomedical area, in particular the cardiac function. For that, appropriate and accurate equipments were used in order to capture the signal generated in the heart. The objective of this work involves the study of non invasive electrodes and biometric sensors, the study of ECG systems and the development of a surface electrode to capture the signal that is detected in the skin surface.

In this work was studied and documented the cardiac anatomophysiology, the electrocardiogram signal, different types of electrodes and two systems to monitor the cardiac activity.

A set of experiments were carried out in order to analyse the performance and position of non evasive electrodes using the Biopac MP35 and Bioharness systems, and considering different types of non evasive electrodes.

In the sequence of this work two electrodes made of different types of conductive fabric were developed. A set of experiments were carried out in order to evaluate their performance. An electric circuit for ECG signal processing was also developed.

Keywords

Electrocardiography, cardiac anatomophysiology, electrocardiogram, surface electrodes, leads, polarization, conductive fabric.

Índice

AGRADECIMENTOS	I
RESUMO	III
ABSTRACT	V
ÍNDICE	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABELAS	XIII
ACRÓNIMOS	XV
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.2. OBJECTIVOS	3
1.3. CALENDARIZAÇÃO	3
1.4. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO	4
2. ANATOMOFISIOLOGIA CARDÍACA	5
2.1. O CORAÇÃO	5
2.2. FLUXO DE CORRENTE PELO CORAÇÃO	8
2.3. INFLUÊNCIA DA PELE NA LEITURA DOS SINAIS CARDIOVASCULARES	9
3. ELECTROCARDIOGRAFIA	15
3.1. CARACTERÍSTICAS DO ELECTROCARDIOGRAMA.....	15
3.2. DERIVAÇÕES ELECTROCARDIOGRÁFICAS	20
3.3. OS ELÉCTRODOS	24
3.4. TIPOS DE ELÉCTRODOS	29
3.5. TESTES E RESULTADOS	41
3.6. ANÁLISE CRÍTICA	49
4. SISTEMAS ECG	51
4.1. SISTEMAS FIXOS	51
4.2. SISTEMAS PORTÁTEIS	54
4.3. TESTE BIOPAC MP35 VS BIOHARNESS	65
4.4. ANÁLISE CRÍTICA	68
5. CONDICIONAMENTO DE SINAL E ELÉCTRODOS DESENVOLVIDOS	69
5.1. CONDICIONAMENTO DE SINAL ELECTROCARDIOGRÁFICO.....	69
5.2. ELÉCTRODOS TÊXTEIS DESENVOLVIDOS	78

6. CONCLUSÕES	85
REFERÊNCIAS DOCUMENTAIS.....	89
ANEXO A. LESSON Nº 5 – ELECTROCARDIOGRAPHY I.....	91
ANEXO B. LESSON Nº6 – ELECTROCARDIOGRAPHY II.....	95
ANEXO C. TESTE AO BIOHARNESS	97
ANEXO D. CIRCUITO DE CONDICIONAMENTO DO SINAL.....	99

Índice de Figuras

Figura 1	Sistema de instrumentação genérico [1]	2
Figura 2	Fotografia de um electrocardiograma (ECG), mostra o modo como os eléctrodos são presos ao paciente, neste caso as mãos e um dos pés são emersos numa solução de sal [2]	3
Figura 3	Vista interior do peito e do coração humano [4].....	6
Figura 4	Representação dos estímulos cardíacos [3].....	7
Figura 5	Representação do fluxo de corrente pelo tórax [7]	9
Figura 6	Estrutura da pele [1].....	10
Figura 7	Modelo representativo do comportamento da interface pele/eléctrodo [1]	11
Figura 8	Modelo da impedância pele – eléctrodo e efeito de movimentação [8].....	12
Figura 9	Relação entre a actividade cardíaca e a forma de onda resultante de um ciclo cardíaco[6]	16
Figura 10	ECG na <i>fibrilhação ventricular</i> [7]	17
Figura 11	ECG na fibrilhação atrial [7]	18
Figura 12	Registo de onda de despolarização e onda de repolarização [7].....	18
Figura 13	Potencial de acção monofásico e onda QRS durante o funcionamento normal do coração [7]	19
Figura 14	Representação da disposição dos eléctrodos para registo do electrocardiograma [7] ..	20
Figura 15	ECG pelas derivações bipolares periféricas.....	21
Figura 16	ECG pelas três derivações unipolares periféricas	22
Figura 17	Disposição das derivações pré - cordiais [7].....	23
Figura 18	ECG pelas seis derivações pré-cordiais	24
Figura 19	Interface eléctrodo – electrólise [1]	25
Figura 20	Circuito equivalente do <i>eléctrodo biopotencial</i> [1]	28
Figura 21	Magnitude determinada experimentalmente em função da frequência para diferentes eléctrodos [1]	28
Figura 22	Eléctrodos de superfície.....	29
Figura 23	Eléctrodos invasivos [1].....	30
Figura 24	Eléctrodo de <i>Ag/AgCl</i> [1].....	30
Figura 25	Eléctrodo de <i>Ag/AgCl</i> sintetizado [1]	32
Figura 26	Eléctrodos de superfície metálica [1].....	32
Figura 27	Eléctrodo de sucção [1].....	34
Figura 28	Eléctrodos flutuantes [1].....	35
Figura 29	Esquema do eléctrodo com introdução de sensor óptico [9]	35
Figura 30	Eléctrodos flutuantes.....	36

Figura 31	ECG recolhido com o sistema <i>Biopac MP35</i>	37
Figura 32	Eléctrodos flexíveis [1].....	38
Figura 33	Esquema do eléctrodo de circuito impresso [10].....	38
Figura 34	Representação de eléctrodos têxteis [8][11].....	40
Figura 35	Posicionamento dos eléctrodos: braço direito (RA); braço esquerdo (LA); perna direita (RL) / Tipos de eléctrodos utilizados no teste.....	42
Figura 36	Resultados obtidos com o sistema Biopac MP35 na situação de repouso.....	43
Figura 37	Resultados obtidos com o sistema Biopac MP35 na situação de movimento.....	44
Figura 38	ECG por cinto de eléctrodos do dispositivo <i>BioHarness</i> , em posição de repouso.....	45
Figura 39	ECG por cinto de eléctrodos do dispositivo <i>BioHarness</i> , quando efectua movimentações.....	45
Figura 40	Posicionamento dos eléctrodos.....	46
Figura 41	ECG para as diferentes posições numeradas de a) a e) da Figura 40.....	47
Figura 42	Burdick Atria 6110 [15].....	52
Figura 43	Sistema MP35 da Biopac.....	53
Figura 44	Alive Heart Monitor [17].....	55
Figura 45	Burdick Universal ECG [15].....	56
Figura 46	Dispositivo CarTouch [18].....	56
Figura 47	Dispositivo CorBELT [19].....	57
Figura 48	LifeShirt da VivoMetrics [20].....	58
Figura 49	Topologia de colocação dos sensores do sistema [20].....	58
Figura 50	Visão geral do sistema. a) Cinto e dispositivo; b) Dispositivo; c) d) e) Colocação do sistema; f)Receptor USB e computador [13].....	60
Figura 51	Partes do sistema e suas características [13].....	61
Figura 52	Cinto de eléctrodos [13].....	62
Figura 53	Posicionamento do cinto.....	63
Figura 54	ECG para as diferentes posições do cinto na condição de repouso.....	64
Figura 55	Montagem para aquisição de sinal.....	70
Figura 56	Diagrama de blocos da aquisição do ECG e detecção da onda QRS [22].....	71
Figura 57	Amplificador de instrumentação [22].....	72
Figura 58	ECG para a saída do amplificador de instrumentação.....	72
Figura 59	Filtro passa alto [22].....	73
Figura 60	ECG para a saída do filtro passa-alto.....	73
Figura 61	Filtro passa baixo [22].....	74
Figura 62	ECG para a saída do filtro passa-baixo/Output ECG.....	74
Figura 63	Filtro rejeita-banda [22].....	75
Figura 64	ECG para a saída do filtro rejeita-banda/ Output ECG.....	75
Figura 65	Filtro passa-banda [22].....	76
Figura 66	ECG para a saída do filtro passa-banda.....	76

Figura 67	Circuito valor absoluto [22].....	76
Figura 68	ECG para a saída do circuito valor absoluto.....	77
Figura 69	ECG para as três saídas do circuito de processamento de sinal.....	77
Figura 70	Eléctrodos têxteis desenvolvidos (a) Tecido 2; b) Tecido 3).....	79
Figura 71	ECG para o sistema <i>BioHarness</i> na situação de repouso	79
Figura 72	ECG para o sistema <i>BioHarness</i> na situação de movimento	80
Figura 73	ECG para o sistema <i>Biopac MP35</i> na situação de repouso	80
Figura 74	ECG para o sistema <i>Biopac MP35</i> na situação de movimento	81
Figura 75	ECG para o circuito de processamento de sinal na situação de repouso	82
Figura 76	ECG para o circuito de processamento de sinal na situação de movimento	82
Figura 77	ECG obtido pelas três derivações na situação de descanso	96
Figura 78	ECG por cinto de eléctrodos do dispositivo <i>BioHarness</i> , em posição de descanso.....	98

Índice de Tabelas

Tabela 1	Calendarização do projecto.....	4
Tabela 2	Valores típicos para os parâmetros que determinam o ruído na medição do ECG [8] .	12
Tabela 3	Potenciais de <i>half-cell</i> para os materiais mais utilizados nos eléctrodos a 25 °C [1] .	26
Tabela 4	Características do tecido condutor [13] [14].....	41
Tabela 5	Valores de amplitude QR para os diferentes eléctrodos testados	45
Tabela 6	Valores de amplitude QR para as diferentes posições	48
Tabela 7	Características dos sensores utilizados [21].....	62
Tabela 8	ECG para as diferentes situações testadas	67
Tabela 9	Valores de amplitude e de ΔT para os diferentes blocos de circuito testados.....	78
Tabela 10	Resumo do comportamento dos eléctrodos	83
Tabela 11	Dados obtidos na posição deitada, em descanso e com respiração normal	91
Tabela 12	Dados obtidos na posição deitada, em descanso e com respiração normal para as diferentes fases do ciclo cardíaco	92
Tabela 13	Intervalo de tempo na posição deitada, em descanso e com respiração normal	92
Tabela 14	Dados obtidos na posição sentada e respirar fundo	92
Tabela 15	Dados obtidos na posição sentada	92
Tabela 16	Dados obtidos depois de fazer exercício.....	93
Tabela 17	Média da amplitude máxima para as diferentes situações	95
Tabela 18	Relação de tempo de ciclo e amplitude para as diferentes situações	98

Acrónimos

GECAD	–	Grupo de Investigação em Engenharia do Conhecimento e Apoio à Decisão
ISEP	–	Instituto Superior de Engenharia do Porto
ECG	–	Electrocardiograma
PC	–	Computador
SA	–	Nódulo Sinoauricular
AV	–	Nódulo Atrioventricular
EMG	–	Electromiografia
EEG	–	Eletroencefalografia
USB	–	Universal Serial Bus
RF	–	Rádio Frequência
IV	–	Infra-Vermelhos
CH1	–	Canal 1
CH3	–	Canal 2
CMOS	–	Complementary Metal-Oxide Semiconductor
BPM	–	Batimentos Por Minuto
PDA	–	Personal Digital Assistant
GPS	–	Global Positioning System
LCD	–	Liquid Crystal Display

1. INTRODUÇÃO

Este trabalho explora uma das áreas da Engenharia Biomédica, a instrumentação médica necessária para a recolha de sinais eléctricos gerados pelo sistema cardiovascular humano adulto. A recolha destes sinais exige a utilização de eléctrodos específicos, servindo este estudo para expor as características dos diversos tipos existentes no mercado, bem como a caracterização dos eléctrodos fabricados em tecido condutor, que detenham características importantes para o projecto em curso no Grupo de Investigação em Engenharia do Conhecimento e Apoio à Decisão (GECAD).

Após a fase de estudo segue-se a fase de desenvolvimento onde é feita a descrição do desenvolvimento efectuado no sentido de criação de eléctrodos de superfície. Serão ainda documentados testes efectuados aos eléctrodos através de equipamento adequado existente no laboratório F520 do Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP).

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

Este projecto surgiu da necessidade de recolher os sinais eléctricos gerados no sistema cardiovascular sem causar incómodo ao utilizador. O estudo será parte integrante do desenvolvimento de um projecto que pretende fazer a detecção de anomalias cardíacas em tempo real.

A obtenção de sinais eléctricos no corpo humano requer uma série de cuidados por estes serem de baixa amplitude e facilmente alterados por agentes externos. Por esta razão, é importante uma criteriosa escolha dos sensores a serem utilizados, e o local onde os mesmos devem ser colocados.

A Figura 1 mostra alguns dos componentes fundamentais que são parte integrante de muitos dos sistemas de instrumentação.

O sensor converte a energia ou informação medida num sinal eléctrico que é processado e convertido em formato digital. O sinal é depois processado e mostrado de forma a poder ser visualizado e interpretado pelo utilizador. A diferença entre um sistema de instrumentação médica e um sistema de instrumentação convencional é apenas a fonte de sinal reconhecido pelos sensores, que neste caso é o corpo humano [1].

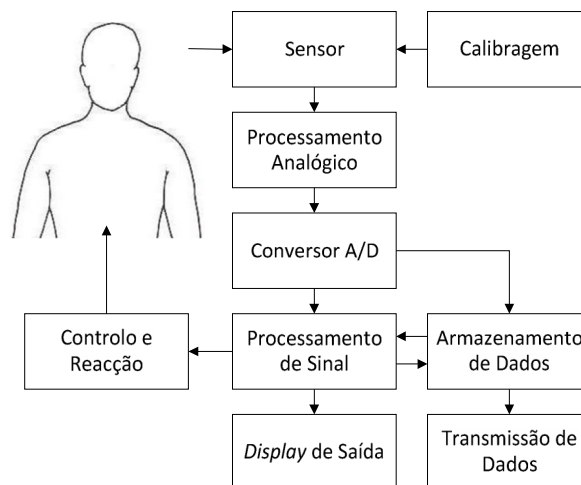


Figura 1 Sistema de instrumentação genérico [1]

Quando falamos em electrocardiografia temos de falar em Willem Einthoven, investigador Holandês formado em medicina em 1885 pela universidade de Utrecht. Este investigador trabalhou num método de exame que mais tarde revolucionou a forma de diagnosticar doenças ligadas ao sistema cardíaco. Há cerca de 100 anos atrás, ele descobriu a relação existente entre os fenómenos eléctricos e as contracções musculares do coração, descoberta que mais tarde, em 1924, lhe valeu o prémio Nobel de medicina.

Os primeiros pacientes mergulhavam as mãos e um dos pés em água muito salgada, como é possível observar na Figura 2 [2].

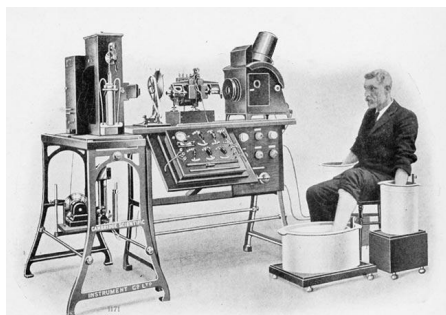


Figura 2 Fotografia de um electrocardiograma (ECG), mostra o modo como os eléctrodos são presos ao paciente, neste caso as mãos e um dos pés são emersos numa solução de sal [2]

1.2. OBJECTIVOS

O objectivo deste projecto é o estudo pormenorizado dos eléctrodos e sensores biométricos não invasivos, utilizados na recolha de sinais electrocardiográficos. O estudo envolve também o estudo de sistemas de electrocardiografia e da anatomofisiologia cardíaca no sentido de melhor entender as necessidades existentes na escolha dos eléctrodos.

Com base neste estudo, deverá ser desenvolvido um conjunto de experiências que permitam avaliar as vantagens e desvantagens de cada um dos eléctrodos e sensores, em aplicações *Health Care*.

O trabalho foi dividido em diversas tarefas para um melhor desempenho e organização:

- Estudo das áreas associadas ao trabalho;
- Análise das diferentes opções para os eléctrodos;
- Testes aos equipamentos e aos eléctrodos disponíveis;
- Implementação do circuito de condicionamento de sinal;
- Construção e teste dos eléctrodos desenvolvidos.

1.3. CALENDARIZAÇÃO

Sendo o estudo e desenvolvimento de eléctrodos de superfície para electrocardiografia a motivação deste trabalho, a sua prossecução conduziu à calendarização apresentada na Tabela 1. Esta inclui um conjunto de tarefas, como por exemplo: o estudo do funcionamento do coração; estudo dos tipos de sensores biomédicos e dos electrocardiogramas; desenvolvimento de sensores; testes e experiências para avaliação das vantagens e desvantagens de cada um dos eléctrodos.

Tabela 1 Calendarização do projecto

ID	Nome das etapas	Início	Fim	Duração	2008	2009											
					Dez	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun	Jul	Ago	Set	Out		
1	Primeira fase de estudo e construção do estado da arte	21-11-2008	23-12-2008	4w 3d	→												
2	Segunda fase de estudo e construção do estado da arte	05-01-2009	30-06-2009	25w 2d	← →												
3	Testes aos equipamentos e sensores	01-04-2009	30-06-2009	13w	← →												
4	Construção do circuito de condicionamento de sinal	01-07-2009	28-08-2009	8w 3d	← →												
5	Desenvolvimento e teste de eléctrodos têxteis	31-08-2009	30-09-2009	4w 3d	← →												
6	Elaboração do relatório final	31-08-2009	30-10-2009	9w	← →												

1.4. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO

No Capítulo 1 é efectuada a introdução ao projecto realizado. No Capítulo seguinte, 2, é apresentado o estudo realizado sobre a anatomofisiologia do coração. No Capítulo 3 são abordados os temas ligados à recolha do electrocardiograma, tais como os eléctrodos e derivações electrocardiográficas e ainda os testes associados. No 4º Capítulo são descritos os sistemas para recolha do electrocardiograma (ECG) estudados bem como os testes realizados aos equipamentos disponíveis. No Capítulo seguinte, 5, são abordados os desenvolvimentos realizados bem como aos testes a eles efectuados. No 6º e último Capítulo são reunidas as principais conclusões e perspectivas de futuros desenvolvimentos.

2. ANATOMOFISIOLOGIA CARDÍACA

Ao longo deste capítulo é apresentado o funcionamento do sistema cardíaco. Para interpretar um electrocardiograma devemos ter conhecimento de como funciona o coração, bem como o funcionamento da actividade eléctrica ao longo das fibras. Com estes conhecimentos, é possível avaliar a forma de onda que se obtém no electrocardiograma, resultado da distribuição dos potenciais eléctricos no coração ao longo do tempo.

2.1. O CORAÇÃO

O coração é um órgão muscular localizado ligeiramente à esquerda por detrás do esterno (osso situado na parte anterior do tórax). A sua forma é idêntica à de uma pêra invertida e do tamanho da nossa mão quando cerrada. Encontra-se no interior de uma membrana que o envolve, designada por *pericardium*, situando-se acima do músculo diafragmático (músculo que separa as cavidades do peito do abdómen) e está envolvido pela caixa torácica. Na Figura 3 é possível observar a localização do coração humano e a descrição da sua constituição.

Este órgão é composto por três tipos de músculo, o músculo atrial, o músculo ventricular e as fibras de excitação e condução. As fibras de excitação e condução pouco se contraem,

pois não são compostas por muitas fibras contrácteis, mas possuem um papel importante no desempenho do coração, pois são responsáveis pela geração e condução dos sinais eléctricos, em forma de potenciais de acção, que controlam o ritmo cardíaco.

O coração pode ser dividido em duas partes distintas, direita e esquerda. Cada uma delas é constituída por duas câmaras, duas pequenas chamadas aurículos e duas maiores chamadas ventrículos (um de cada lado) sendo que o tamanho dos ventrículos é sensivelmente o dobro do aurículo correspondente [3].

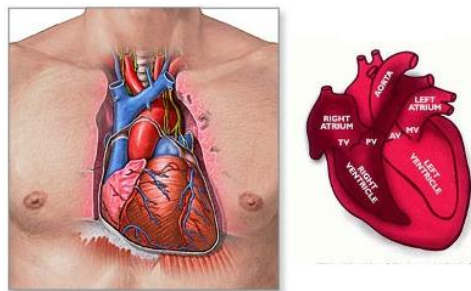


Figura 3 Vista interior do peito e do coração humano [4]

O lado esquerdo do coração encaminha o sangue rico em oxigénio através da válvula aórtica para o sistema de circulação que leva o fluído para cada uma das células existentes no corpo. Depois disto o sangue, pobre em oxigénio e rico em dióxido de carbono, retorna pelo lado direito do coração. O lado direito do coração encaminha o sangue pobre em oxigénio através da válvula aorta ou pulmonar dentro da circulação pulmonar, levando o sangue para os pulmões para restabelecer as reservas de oxigénio e para descartar o dióxido de carbono, para depois retornar ao lado esquerdo do coração e dar início ao ciclo novamente.

O aurículo de recepção está separado do ventrículo por uma válvula de um sentido designada por *válvula tricúspide*. Devido à proximidade do coração para com os pulmões, o lado direito do coração não tem necessidade de exercer um esforço tão grande para levar o sangue pela circulação pulmonar funcionando assim a uma pressão baixa, inferior a 40 mmHg (David J. Schneck), enquanto o lado esquerdo do coração tem que fazer lavar o sangue através de todo o corpo, trabalhando assim a uma pressão alta, até aos 140 mmHg (David J. Schneck) [3].

A coordenação da circulação sanguínea através do coração é mantida pela actividade eléctrica e pelas quatro válvulas do coração, estas válvulas abrem e fecham para permitir que o sangue circule apenas na direcção correcta. As quatro válvulas do coração são [3]:

- Válvula Tricúspide: aquela que controla a circulação do sangue entre o aurículo direito e o ventrículo direito;
- Válvula Pulmonar: aquela que está disposta entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar. A artéria pulmonar recebe o sangue pobre em oxigénio, vindo do coração, para os pulmões;
- Válvula Mitral: aquela que permite que o sangue rico em oxigénio, vindo dos pulmões, passe do aurículo esquerdo para o ventrículo esquerdo;
- Válvula Aórtica: aquela que controla a circulação sanguínea entre o ventrículo esquerdo e a aorta abandonando o coração.

2.1.1. SISTEMA DE GERAÇÃO E CONDUÇÃO DE ESTÍMULOS

Uma vez que as contracções rítmicas são controladas por um impulso eléctrico, o coração possui células musculares que geram e conduzem esse impulso eléctrico, isto é designado por sistema de geração e condução de estímulos. Na Figura 4 podemos observar os elementos constituintes do coração que levam à geração e condução dos estímulos cardiovasculares [5].

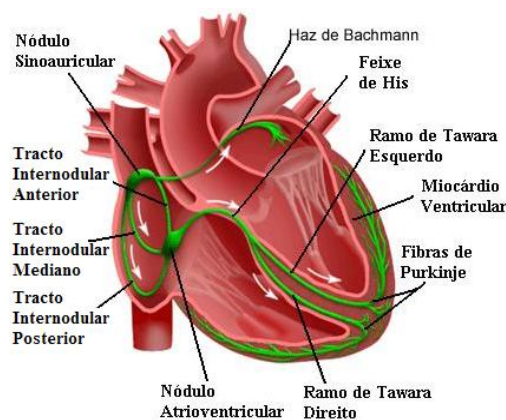


Figura 4 Representação dos estímulos cardíacos [3]

O coração é excitado pelo *nódulo Sinoauricular* (SA), difundindo-se sob a forma de uma onda em todas as direcções, estimulando os aurículos. A propagação do estímulo a partir do nódulo SA segue para ambos os átrios em direcção ao *nódulo Atrioventricular* (AV),

onde ocorre uma pausa de cerca de um décimo de segundo permitindo que o sangue entre nos ventrículos e só depois é que o nódulo AV vai ser verdadeiramente estimulado.

Quando o nódulo AV é estimulado, após a pausa de 1/10 de segundo, é iniciado um impulso eléctrico que passa pelo *Feixe de His* para os seus dois *Ramos de Tawara*, direito e esquerdo, e depois para as *Fibras de Purkinje* dando início à despolarização. As Fibras de Purkinje transmitem o estímulo eléctrico para o miocárdio ventricular produzindo a contracção simultânea dos ventrículos. O estímulo propaga-se de dentro para fora e do ápice para a base, podendo ser observado com o auxílio do electrocardiógrafo de forma não evasiva. Portanto, o complexo QRS representa o impulso eléctrico que caminha para as *Fibras de Purkinje* e para o miocárdio ventricular.

Cada estímulo no nódulo SA desencadeia um batimento cardíaco e a frequência dos impulsos determina a frequência dos batimentos do coração.

Todos os componentes do sistema de estímulos efectuem a despolarização espontaneamente, contudo é o *nódulo SA* que desempenha o papel fundamental na estimulação com uma frequência de 60 a 100 estímulos por minuto. Isto deve-se ao facto dos outros componentes de estimulação efectuarem a despolarização com uma frequência individual mais lenta do que o *nódulo SA* levando a que a sua despolarização aconteça antes da despolarização espontânea [5].

2.2. FLUXO DE CORRENTE PELO CORAÇÃO

O coração encontra-se num meio condutor e os tecidos adjacentes, pelos seus líquidos conduzem electricidade com facilidade, até mesmo os pulmões que são constituídos essencialmente por ar são condutores. Na Figura 5 encontra-se ilustrada uma representação do músculo ventricular e a representação da propagação da corrente através do tórax.

Quando numa área dos ventrículos ocorre a despolarização tornando-se potencialmente negativa em relação aos restantes, flui uma corrente eléctrica da área despolarizada para a área que se encontra polarizada, com carga positiva, através de grandes vias curvas como mostra a Figura 5 [7].

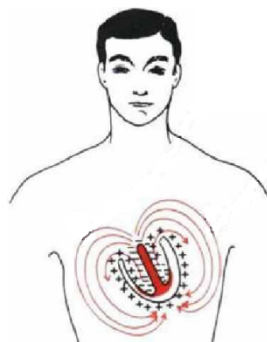


Figura 5 Representação do fluxo de corrente pelo tórax [7]

O impulso cardíaco chega em primeiro lugar ao ventrículo através do *septo* e só depois é que se propaga para o outro ventrículo, criando um potencial negativo no interior dos ventrículos e um potencial positivo no seu exterior, com a corrente eléctrica fluindo pelos líquidos ao redor dos ventrículos, ao longo das vias elípticas, como demonstrado pelas setas das curvas representadas na Figura 5.

Durante a restante fase de despolarização, a corrente continua a fluir na mesma direcção conforme a despolarização se propaga da superfície *endocárdica* em direcção à massa muscular ventricular. Antes de terminar a despolarização a corrente começa a fluir do ápice para a base, pois a última parte do coração a sofrer o fenómeno é a região mais externa da parede dos ventrículos, que é a mais próxima da base do coração, assim o eléctrodo mais próximo da base deve ser o negativo e o mais próximo do ápice o positivo, para assim mostrar o resto positivo no electrocardiograma [7].

2.3. INFLUÊNCIA DA PELE NA LEITURA DOS SINAIS CARDIOVASCULARES

Os resultados obtidos num electrocardiograma podem ser significativamente afectados por diversos factores como por exemplo os relacionados com movimentação do paciente, a má colocação dos eléctrodos ou a deficiência no contacto entre o eléctrodo e a pele. Estes factores, quando não levados em conta podem originar diagnósticos incorrectos e consecutivamente tratamentos inapropriados.

2.3.1. CARACTERÍSTICAS DA PELE

Os sinais eléctricos provenientes do coração propagam-se por todos os tecidos do corpo humano até à superfície da pele e é ela que faz o interface com o eléctrodo para a detecção desses sinais, o que torna importante perceber também o seu comportamento.

A pele é constituída por três camadas principais designadas por *epiderme*, *derme* e *tecido subcutâneo*, que envolvem todo o corpo protegendo-o do ambiente que o rodeia. Na Figura 6 está representado um corte da pele onde é possível observar a sua constituição bem como a constituição da camada mais importante (*epiderme*) [1].

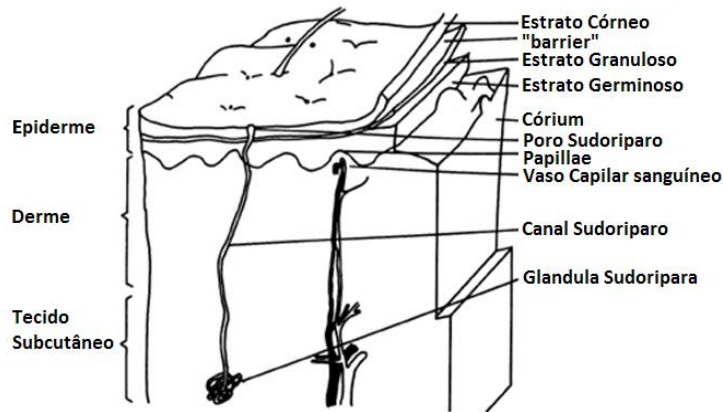


Figura 6 Estrutura da pele [1]

A camada que se encontra à superfície, designada por *epiderme*, desempenha o papel mais importante pois é ela que entra em contacto com o eléctrodo. Esta camada encontra-se dividida em três outras camadas designadas por *estrato córneo*, *estrato granuloso* e *estrato generativo* e que estão em constante renovação devido à constante regeneração das células. As células dividem-se e crescem na camada mais profunda da *epiderme*, designada por *estrato generativo*, e essas células à medida que vão crescendo e envelhecendo vão-se deslocando para as camadas mais superficiais devido ao aparecimento de novas células que se vão formando por baixo destas. Assim as células vão passando pela camada intermédia, *estrato granuloso*, e vão começando a morrer e a perder o seu material nuclear. As células continuam a sua movimentação para o exterior, degenerando-se e formando a última camada, o *estrato córneo*, caracterizando-se por células mortas na superfície da pele. Estas células estão constantemente a desaparecer e a serem restabelecidas por novas que se formam no *estrato generativo* formando assim um ciclo.

A camada *epiderme* é a camada da pele que está constantemente a ser renovada. Como tal, à sua superfície encontram-se células mortas que não possuem a capacidade de conduzir sinais eléctricos oferecendo resistência à passagem dos sinais.

A camada mais profunda da pele é aquela que contém as componentes vascular e nervosa da pele assim como as *glândulas sudoríparas* e os *foliculos pilosos*. Estas camadas são

idênticas a outros tecidos no corpo e, com a excepção das *glândulas sudoríparas*, não têm nenhuma característica eléctrica em particular [1].

2.3.2. INTERFACE PELE – ELÉCTRODO

Nos eléctrodos que são colocados na superfície da pele é necessário considerar os diferentes factores que interferem na qualidade do sinal obtido. Como os eléctrodos são fabricados com materiais diferentes dos da pele, há necessidade de criar uma melhor adaptabilidade entre os dois meios, para este efeito é geralmente usado um gel ou um creme contendo Cl^- de forma a melhorar o contacto e a adaptar as características dos dois materiais (pele/eléctrodo) diminuindo a resistência entre ambos [1].

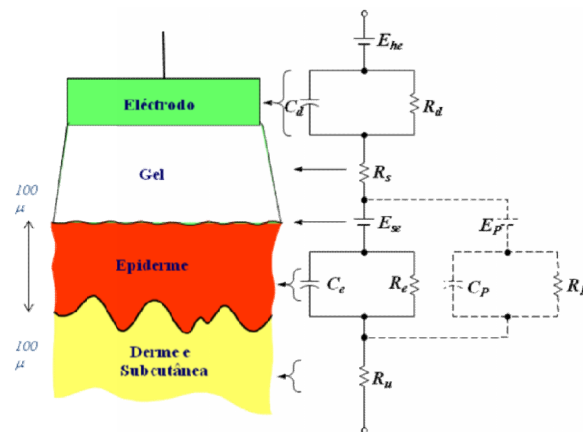


Figura 7 Modelo representativo do comportamento da interface pele/eléctrodo [1]

Na Figura 7 é possível observar o modelo que representa a interface pele/eléctrodo tendo em consideração as diferentes camadas da pele. O eléctrodo de superfície é colocado em contacto com a pele cujo circuito eléctrico equivalente do eléctrodo se encontra representado na mesma figura como o paralelo entre um condensador e uma resistência. O gel funciona como uma resistência em série com o circuito anterior, e a epiderme pode ser representada como sendo um paralelo entre um condensador e uma resistência em série com o resto do circuito.

A diferença de potencial representada por E_{se} , é muito importante ter em conta na recolha dos sinais, pois esta encontra-se em oposição de fase com o sinal a ser medido provocando uma atenuação. As camadas *derme e subcutânea*, comportam-se como resistências.

O valor da impedância entre o eléctrodo e a pele varia com o tipo de materiais. Nos eléctrodos com gel, à venda no mercado, o valor da impedância é de cerca de $10 \text{ k}\Omega\text{cm}^2$ (M. Catrysse) [8].

Na Figura 8, é possível observar um modelo para a impedância entre a pele e o eléctrodo que consiste na impedância da pele, Z_{pele} , um potencial dc *offset*, $V_{dc-offset}$, na impedância do gel condutor, Z_{gel} , e na impedância do eléctrodo, $Z_{electrodo}$ [8].

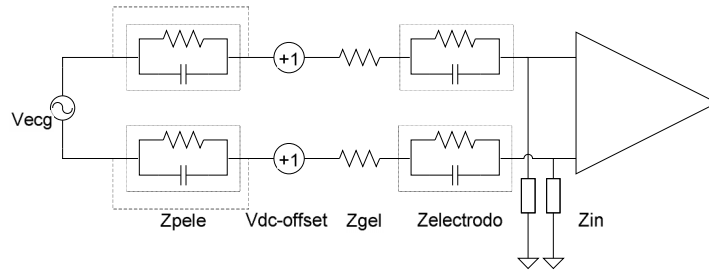


Figura 8 Modelo da impedância pele – eléctrodo e efeito de movimentação [8]

As impedâncias do eléctrodo e do gel podem ser desprezadas comparando com a impedância da pele, uma vez que é muito maior do que as primeiras, assim no modelo simplificado, consiste num potencial $V_{dc-offset}$, e na impedância, $Z_{pele-electrodo}$, que é aproximada à impedância da pele, Z_{pele} .

O ruído causado por movimentações consiste em dois efeitos. O primeiro causa uma alteração do potencial $dc-offset$ da interface pele/eléctrodo e o segundo consiste na alteração da impedância da pele/eléctrodo.

Na Tabela 2 é possível observar os valores típicos para os parâmetros mencionados no modelo da Figura 8 e para os eléctrodos que utilizam gel condutor em que I_d é a corrente de desvio [8].

Tabela 2 Valores típicos para os parâmetros que determinam o ruído na medição do ECG [8]

	Eléctrodos de gel
$Z_{pele-electrodo}$ para 10 kHz	$10 \text{ k}\Omega \pm 0,5 \text{ k}\Omega$
$\Delta Z_{pele-electrodo}$ para 10 kHz (kΩ)	1
Vdc-offset (mV)	15
$\Delta V_{dc-offset}$ (mV)	2,5
I_d (μA)	0,5
Vecg (mV)	5

2.3.3. CONTRACÇÃO DA PELE

A contracção da pele do paciente ou a movimentação do próprio eléctrodo são factores que influenciam directamente o sinal medido. Sendo a pele um gerador de corrente, a sua actividade gera uma diferença de potencial entre o seu interior e o exterior, assim quando ocorre a contracção causa perturbações na distribuição das cargas no interface pele/eléctrodo induzindo uma alteração temporária no seu potencial, sendo essa a principal fonte de perturbações no sinal recolhido pelos eléctrodos.

O factor de contracção da pele pode causar vários efeitos que afectam a leitura do ECG, tais como [9]:

- Interferência na distribuição das cargas no interface eléctrodo – electrólito, o qual induz uma alteração temporária no *potencial half – cell*.
- Redução da magnitude do potencial da pele. A variação do potencial da pele é a fonte de problemas que afectam o ECG.

3. ELECTROCARDIOGRAFIA

Ao longo deste capítulo são abordados temas relacionados com o registo dos sinais cardíacos. Para se obter um bom registo do sinal eléctrico, é fundamental saber os locais onde se pode fazer a colocação dos eléctrodos, quais os fenómenos que influenciam a aquisição do sinal em função do local onde estes são colocados, e claro, o tipo de eléctrodos a utilizar.

3.1. CARACTERÍSTICAS DO ELECTROCARDIOGRAMA

O ECG trata-se do registo da actividade eléctrica gerada pelo coração humano e capturada na superfície corporal. A sua concepção resulta do método descoberto por Einthoven, onde são utilizados dois eléctrodos activos e um terceiro para definir o zero virtual. Para registar a forma de onda do ECG, é necessário colectar os sinais eléctricos de tal forma que entre dois eléctrodos esteja presente uma determinada diferença de potencial [6].

O ECG é formado pelas ondas P e T e pelo complexo QRS que é formado por três ondas designadas pelas letras Q, R e S, como ilustrado na Figura 9. A onda P é originada pelos potenciais eléctricos gerados quando ocorre a despolarização dos aurículos antes da contracção auricular (acção em que o sangue que chega pelas veias é empurrado para os ventrículos).

O complexo QRS é originado pelos potenciais eléctricos gerados aquando a despolarização dos ventrículos antes da sua contracção (acção em que o sangue contido no coração é empurrado para as artérias). A onda Q é representada por uma deflexão, para baixo, e é a primeira do complexo QRS. De seguida ocorre a onda R, que é uma deflexão para cima. Após a onda R ocorre uma deflexão para baixo designada por onda S. A onda T, conhecida como onda de repolarização, representa a repolarização dos ventrículos (acção em que o músculo ventricular volta à posição de repouso), estando o coração no estado de vazio.

Assim, é possível dizer que o electrocardiograma é constituído por ondas de despolarização e repolarização. Na Figura 9 é possível visualizar a forma de onda de um ECG normal resultante do ciclo cardíaco e a sua relação com a actividade cardiovascular [7].

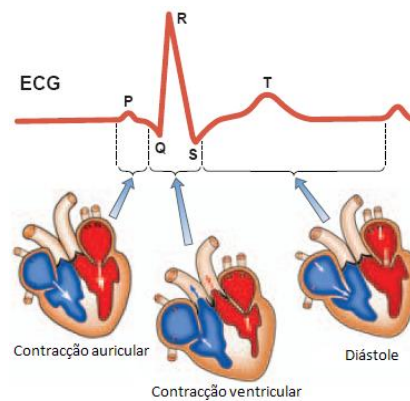


Figura 9 Relação entre a actividade cardíaca e a forma de onda resultante de um ciclo cardíaco[6]

É importante saber que os sinais do ECG variam entre ± 2 mV (Marcel Cremmel) e requerem uma largura de banda entre [0,05 ; 150] Hz (Marcel Cremmel) [6].

Devido à baixa amplitude do sinal do ECG, a força electromotriz (FEM) medida tem que ser consideravelmente amplificada antes de poder ser convertida para um sinal digital. Isto torna a construção do equipamento um processo que tem que ser rigoroso, para que os valores lidos estejam de acordo com os valores reais, uma vez que qualquer interferência pode influenciar a detecção do sinal.

Muito importante num diagnóstico ECG é a resposta em baixa frequência do sistema devido a transferir em algumas regiões de baixa frequência e em que tem um valor crítico de diagnóstico importante.

Para primeiro obter um ECG o paciente tem que estar fisicamente ligado ao amplificador. O interface com o amplificador é formado por eléctrodos que convertem o fluxo de corrente do corpo para o fluxo de electrões no cabo metálico. Estes eléctrodos são tipicamente usados em conjunto com uma pasta ou gel com uma alta concentração iónica actuando como um transdutor entre a pele e o eléctrodo [6].

3.1.1. DISTÚRBIOS NA ONDA DO ECG

As perturbações cardíacas ocorrem devido ao ritmo cardíaco anormal reflectindo-se na onda do ECG. As anomalias mais comuns são as arritmias cardíacas que em geral são uma combinação de várias anomalias. De todo o tipo de arritmias a mais grave é a *fibrilhação ventricular* e que pode ser fatal caso não seja interrompida em 2 a 3 minutos.

A *fibrilhação ventricular* é o resultado de impulsos cardíacos que circulam pelo músculo ventricular de uma forma descoordenada, estimulando umas áreas primeiro que outras. Quando tal acontece, umas áreas do músculo encontram-se contraídas simultaneamente, enquanto outras se encontram relaxadas, assim não existe uma contracção coordenada de todo o músculo ventricular como é necessário para o ciclo cardíaco. Na Figura 10 é possível observar o ECG durante a *fibrilhação ventricular* e demonstra que não possui um ritmo regular, apresentando ondas amplas e irregulares devendo-se ao facto de na parte inicial da fibrilhação grandes massas de músculo ventricular contraírem-se simultaneamente [7].

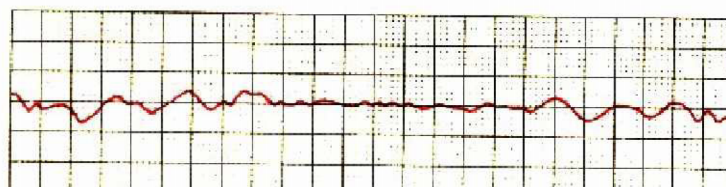


Figura 10 ECG na *fibrilhação ventricular* [7]

Outra anomalia importante é a *fibrilhação atrial*. Resulta do mesmo acontecimento da *fibrilhação ventricular*, mas ocorre apenas no músculo atrial e não no ventricular. A causa mais frequente para a sua ocorrência é a dilatação atrial resultante de lesões das válvulas cardíacas que impedem a passagem do sangue para os ventrículos. Na Figura 11 é possível observar o ECG durante a *fibrilhação atrial*, demonstrando a ausência de onda P, ou apenas um registo ondulado de grande frequência e com tensão muito baixa [7].

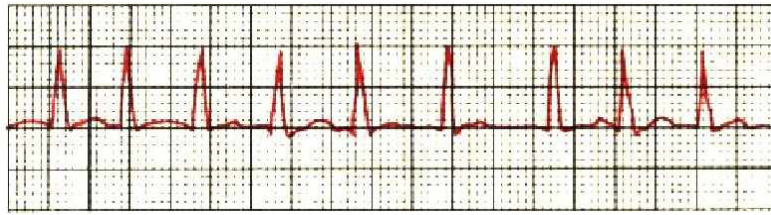


Figura 11 ECG na fibrilhação atrial [7]

3.1.2. ONDAS DE DESPOLARIZAÇÃO E ONDAS DE REPOLARIZAÇÃO

A fibra muscular cardíaca possui quatro fases de potencial, duas durante a despolarização e duas durante a repolarização, como mostra a Figura 12. Antes de dar início à despolarização, a fibra muscular cardíaca encontra-se polarizada, com potencial negativo no seu interior e com potencial positivo no seu exterior [7].

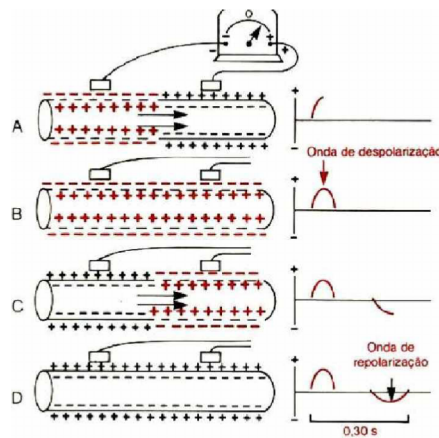


Figura 12 Registo de onda de despolarização e onda de repolarização [7]

A onda P é o resultado da despolarização que é caracterizada por uma alteração do potencial da fibra. O potencial começa a ser alterado da esquerda para a direita da fibra, como mostra na Figura 12 A, assim metade da fibra já se encontra despolarizada ao contrário da outra metade. O eléctrodo esquerdo, no exterior da fibra encontra-se na área negativa e o eléctrodo direito em área positiva, registando assim o valor positivo registado do lado direito da Figura 12 A. De notar que quando a despolarização atinge o seu ponto médio o valor do registo atingiu o seu valor máximo para a onda em causa.

Na Figura 12 B a fibra já se encontra totalmente despolarizada e resulta a onda representada ao lado. De notar que o registo já se encontra na linha de referência, zero. Assim a onda observada é designada por onda de despolarização.

Da mesma forma que acontece com a despolarização, a repolarização dá início com a inversão da polaridade das cargas no interior e exterior da fibra muscular cardíaca. Na Figura 12 C a fibra encontra-se apenas polarizada na primeira metade, o que leva a que os eléctrodos registem valores de potencial positivo no lado esquerdo e negativo do lado direito resultando o inverso do representado na Figura 12 A.

Na Figura 12 D a fibra muscular encontra-se totalmente polarizada estando o processo de repolarização concluído, resultando a onda representada ao lado. De notar que o registo já se encontra na linha de referência, zero. Assim a onda observada é designada por onda de repolarização.

Portanto, existe uma relação directa entre o potencial de acção monofásico do músculo ventricular e as ondas registadas pelo electrocardiograma. Na Figura 13 podemos observar essa relação [7].

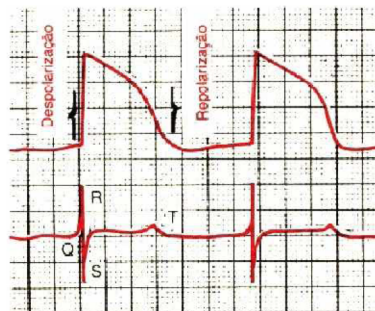


Figura 13 Potencial de acção monofásico e onda QRS durante o funcionamento normal do coração [7]

Na parte superior da Figura 13 observamos o potencial de acção monofásico registado por microeléctrodos inseridos no interior da fibra muscular ventricular. A deflexão do potencial de acção é causado por despolarização e o seu retorno é causado pela repolarização, como mostra na figura.

Pela observação da Figura 13 é possível dizer que as ondas QRS aparecem no início do potencial de acção monofásico e a onda T aparece no final. Uma nota importante é que quando não há registo de potencial no electrocardiograma o músculo encontra-se totalmente polarizado, assim apenas quando o músculo se encontra parcialmente polarizado ou despolarizado é que flui alguma corrente para a superfície da pele para poder ser registado pelo electrocardiograma [7].

3.2. DERIVAÇÕES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

As derivações electrocardiográficas podem ser de diversos tipos tais como:

- Derivações bipolares periféricas;
- Derivações unipolares periféricas;
- Derivações torácicas ou pré-cordiais.

Para perceber os resultados que podem ser obtidos com cada uma das derivações é preciso ter bem presente o sistema de condução e geração de estímulos descrito no capítulo 2.

3.2.1. DERIVAÇÕES BIPOLARES PERIFÉRICAS

Nas derivações bipolares, o registo do electrocardiograma é efectuado através de dois eléctrodos localizados em diferentes lados do coração, por exemplo nos membros. Assim, uma derivação é a combinação de dois eléctrodos ligados ao electrocardiógrafo formando um circuito fechado [7].

O Triângulo de Einthoven é um triângulo imaginário em torno da área cardíaca, como mostra na Figura 14. Trata-se de uma forma esquemática de representar as ligações dos eléctrodos aos dois braços e à perna formando os vértices de um triângulo ao redor do coração. Os dois vértices superiores do triângulo representam as ligações eléctricas dos braços com os líquidos em torno do coração e o vértice inferior é o ponto onde a perna esquerda se liga electricamente com esses líquidos [7].

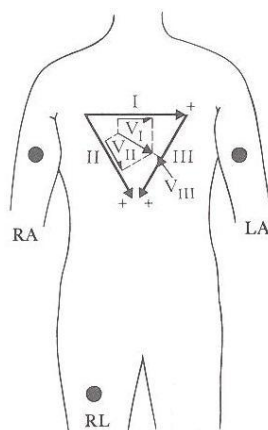


Figura 14 Representação da disposição dos eléctrodos para registo do electrocardiograma [7]

Derivações bipolares:

- Derivação I – O terminal negativo do electrocardiógrafo é ligado ao braço direito (RA) e o terminal positivo ligado ao braço esquerdo (LA), assim o eléctrodo do braço direito encontra-se electronegativo em relação ao eléctrodo colocado no braço esquerdo, assim, sabendo que o impulso eléctrico desloca-se do ápice para a base do coração, o electrocardiógrafo regista o valor positivo acima de zero volts, representado pelo vector I da Figura 14 e originando o gráfico I da Figura 15.
- Derivação II – Representada pelo vector II da Figura 14, o terminal negativo do electrocardiógrafo é ligado ao braço direito (RA) e o terminal positivo ligado à perna direita (RL), assim quando o braço direito é negativo em relação à perna direita, o electrocardiograma é registado positivamente. Esta derivação é aquela que se aproxima mais da onda ECG típica por ter um posicionamento dos eléctrodos na direcção da propagação do sinal gerado obtendo o resultado observado no gráfico II da Figura 15.
- Derivação III – O terminal negativo do electrocardiógrafo é ligado ao braço esquerdo (LA) e o terminal oposto ligado à perna direita (RL), representado pelo vector III da Figura 14. Assim, quando o braço esquerdo é negativo em relação à perna esquerda, o electrocardiograma é registado positivamente sendo o resultado obtido maioritariamente negativo devido à propagação do impulso eléctrico originando o gráfico representado na Figura 15.

Caso sejam conhecidos os potenciais eléctricos de duas das derivações bipolares periféricas num determinado instante, o terceiro pode ser determinado pela soma dos potenciais das duas primeiras derivações sendo conhecido por lei de Einthoven. Na Figura 15 encontra-se representado o ECG para as três derivações, I, II e III, respectivamente [7].

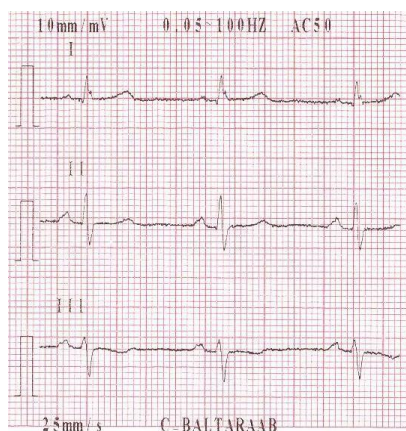


Figura 15 ECG pelas derivações bipolares periféricas

3.2.2. DERIVAÇÕES UNIPOLARES PERIFÉRICAS

O sistema de derivações unipolares periféricas é também um sistema bastante utilizado, em que dois dos eléctrodos são ligados, através de resistências, ao terminal negativo do equipamento de registo do electrocardiograma e o terceiro eléctrodo ligado ao terminal positivo.

As derivações tomam o nome de VR, VL ou VF consoante a posição dos eléctrodos e a sua ligação ao terminal positivo do eletrocardiógrafo. Quando o braço direito é ligado ao terminal positivo a derivação é designada por VR, quando o braço esquerdo é ligado ao terminal positivo é designada por VL e quando a perna é ligada ao terminal positivo a derivação é designada por derivação VF.

Na Figura 16 encontram-se os resultados que podem ser obtidos pelas três derivações e a sua análise revela que são muito idênticos aos resultados obtidos com as derivações bipolares periféricas com a excepção para o gráfico VR da Figura 16 que se encontra invertido. Essa inversão ocorre devido à polaridade das ligações do equipamento, ou seja, o eléctrodo do braço direito nesta derivação encontra-se ligado ao terminal positivo ao contrário da derivação II. Para as VL e VF isso já não acontece porque são coincidentes com as derivações I e III [7].

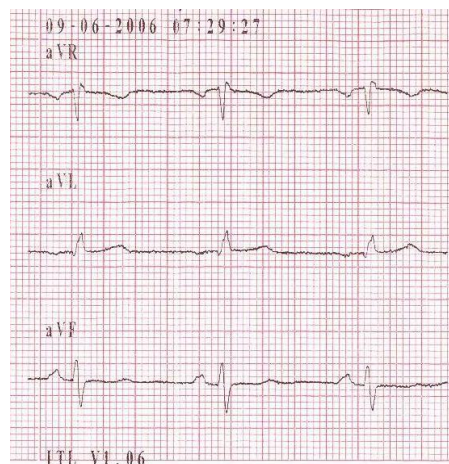


Figura 16 ECG pelas três derivações unipolares periféricas

3.2.3. DERIVAÇÕES PRÉ-CORDIAIS

Em muitas situações, por motivos de diagnóstico, os electrocardiogramas são registados através de seis eléctrodos colocados no peito do paciente, distribuídos por seis pontos distintos designados por derivações padrão que vão de V1 a V6 como ilustrado na Figura 17. A utilização das seis derivações pode ser muito relevante do ponto de vista médico. Os eléctrodos que são colocados nos pontos sobre o tórax encontram-se ligados ao terminal positivo enquanto ao terminal negativo são ligados, através de resistências, eléctrodos aos braços e a uma das pernas em simultâneo [7].

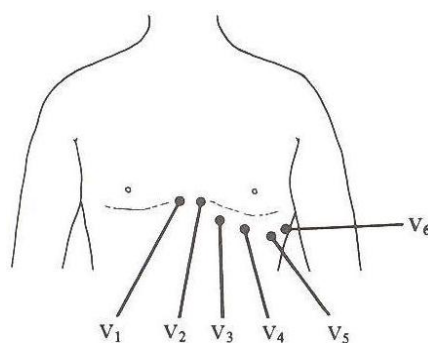


Figura 17 Disposição das derivações pré - cordiais [7]

Neste sistema de derivações podem ser detectadas anomalias relativamente pequenas nos ventrículos, em particular na parede ventricular anterior, podendo causar alterações acentuadas no registo do electrocardiograma. Isto deve-se ao facto do coração ficar próximo da parede torácica e cada derivação regista, principalmente, o potencial eléctrico do músculo cardíaco imediatamente abaixo da posição do eléctrodo.

Os resultados que podem ser obtidos com as derivações Pré-cordiais encontram-se representados na Figura 18 numerados de V1 a V6 e que representam cada uma das posições apontadas na Figura 17. Pela análise dos gráficos, é possível observar que o registo do complexo QRS, pelas derivações V1 e V2, é maioritariamente negativo uma vez que a posição do eléctrodo se encontra mais próximo da base do coração e, como já referido, a base do coração é mais negativa durante maior parte da despolarização. Ao contrário do que acontece com as derivações V1 e V2, as derivações V4, V5 e V6 estão mais próximas do ápice do coração, tornando a representação do ECG maioritariamente positiva [7].

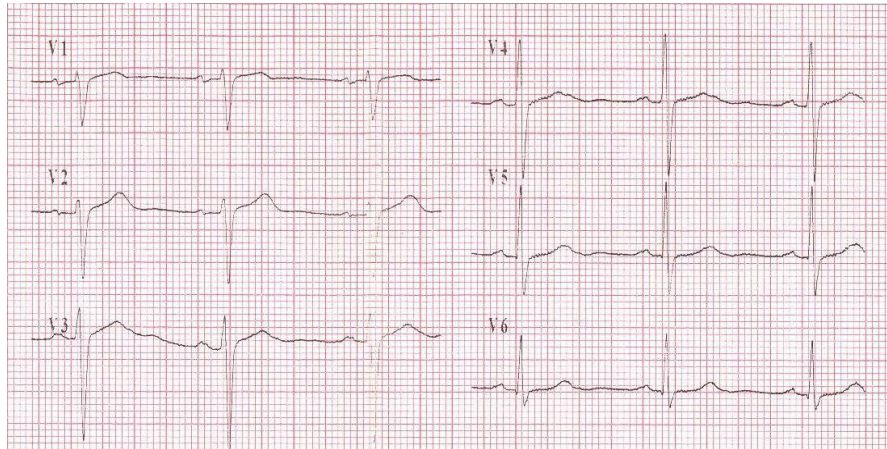


Figura 18 ECG pelas seis derivações pré-cordiais

3.3. OS ELÉCTRODOS

Os sensores utilizados para a detecção dos sinais eléctricos provenientes do coração, são o conjunto formado pelo eléctrodo e pelo módulo de condicionamento de sinal. Nesta secção serão descritas as características dos principais eléctrodos para electrocardiografia. Estes são os responsáveis por colectar o sinal à superfície da pele e enviar esses sinais ao módulo de condicionamento de sinal. Geralmente, os eléctrodos consistem em contactos metálicos que estão em contacto com a pele ou outro tipo de tecido biológico.

3.3.1. INTERFACE ELÉCTRODO/ELECTRÓLISE

Na Figura 19 é possível observar uma representação do interface eléctrodo/electrólise. O eléctrodo é constituído por átomos metálicos C e a electrólise consiste numa solução contendo catiões do eléctrodo, C^+ , e aniões A^- . Existe uma corrente que flui através do interface com a direcção do eléctrodo para a electrólise provocando, no eléctrodo, movimentação dos electrões em direcção oposta ao da corrente enquanto na electrólise provoca movimentações de catiões na direcção da corrente e de aniões na direcção oposta. Este fenómeno que ocorre é devido a reacções químicas que ocorrem no interface e que podem ser representadas pelas expressões:



em que n são os electrões de valência de C e m os electrões de valência de A [1].

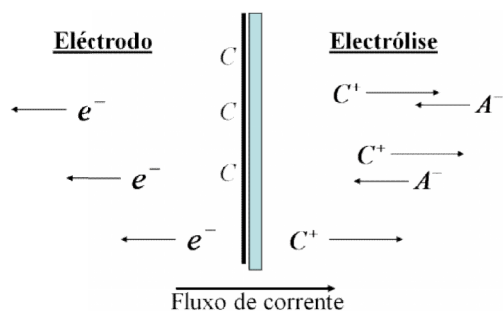


Figura 19 Interface eléctrodo – electrólise [1]

Na equação (1) é tomado por princípio que o eléctrodo é constituído por alguns átomos do mesmo material que os catiões e esse material que constitui o eléctrodo, no interface, pode ser oxidável para formar um catião e um ou vários electrões livres. O catião é libertado na electrólise e o electrão permanece com a mesma carga do eléctrodo. A reacção envolvendo os aniões é dada pela fórmula (2), neste caso um anião vem do interface eléctrodo – electrólise e pode ser oxidado para um átomo neutro, ficando com um ou mais electrões livres para o eléctrodo.

O que importa salientar é o facto de quando não há corrente no interface eléctrodo/electrólise estas reacções por vezes também ocorrem, contudo a proporção de reacções de oxidação é igual às reacções de redução, então a transferência de cargas através do interface é zero. Quando a corrente circula do eléctrodo para a electrólise, como é possível visualizar na Figura 19, a reacção de oxidação é predominante, quando a corrente circula na direcção oposta é predominante a reacção de redução.

Considerando que é introduzido um pedaço de metal numa solução de iões desse mesmo metal, estes iões são catiões e a solução, para manter a neutralidade das cargas, necessita de um igual número de aniões. Quando o metal entra em contacto com a solução inicia a reacção representada pela equação (1). De início a reacção é maioritariamente alta da esquerda para a direita dependendo da concentração de iões na solução e do equilíbrio das condições para a reacção. A electrólise que envolve o metal possui um potencial eléctrico diferente do resto da solução, essa diferença de potencial é designada por *potencial half – cell* e é determinada pelo tipo de metal envolvido, pela concentração dos iões na solução, pela temperatura e por outros factores de segunda ordem.

Não é possível medir o *potencial half – cell* de um eléctrodo porque não é possível estabelecer uma ligação entre o eléctrodo e um terminal de equipamento de medição de

potencial. Este problema pode ser resolvido com a utilização de um segundo eléctrodo, pois com esse segundo eléctrodo a medição do potencial é realizada a partir da diferença de potencial entre os dois eléctrodos, isto obriga a um largo número de combinações de pares de eléctrodos, assim como valores de diferentes potenciais *half-cell*. Para evitar este problema são adoptados valores *standards* para um eléctrodo em particular, eléctrodo de hidrogénio, que é definido como tendo um *potencial de half-cell* de zero sobre condições recriadas laboratorialmente. Na Tabela 3 é possível observar uma lista dos materiais mais utilizados nos eléctrodos e seus potenciais de *half-cell* [1].

Tabela 3 Potenciais de *half-cell* para os materiais mais utilizados nos eléctrodos a 25 °C [1]

Metal e Reacção	Potencial (V)	Metal e Reacção	Potencial (V)
$Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^{-}$	-1.706	$H_2 \rightarrow 2H^{+} + 2e^{-}$	0.000 por def.
$Zn \rightarrow Zn^{2+} + 2e^{-}$	-0.763	$Ag + Cl^{-} \rightarrow AgCl + e^{-}$	+0.223
$Cr \rightarrow Cr^{3+} + 3e^{-}$	-0.744	$2Hg + 2Cl^{-} \rightarrow HgCl_2 + 2e^{-}$	+0.268
$Fe \rightarrow Fe^{2+} + 2e^{-}$	-0.409	$Cu \rightarrow Cu^{2+} + 2e^{-}$	+0.340
$Cd \rightarrow Cd^{2+} + 2e^{-}$	-0.401	$Cu \rightarrow Cu^{+} + e^{-}$	+0.522
$Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^{-}$	-0.230	$Ag \rightarrow Ag^{+} + e^{-}$	+0.799
$Pb \rightarrow Pb^{2+} + 2e^{-}$	-0.126	$Au \rightarrow Au^{3+} + 3e^{-}$	+1.420
$H_2 \rightarrow 2H^{+} + 2e^{-}$	0.000 por def.	$Au \rightarrow Au^{+} + e^{-}$	+1.680

3.3.2. POLARIZAÇÃO

No ponto anterior foi referido o potencial *half-cell* em condições em que não existe corrente entre o eléctrodo e a electrólise, se essa corrente existir o potencial *half-cell* observado é alterado devido à polarização do eléctrodo. A diferença entre o potencial de *half-cell* observado e o equilíbrio para uma corrente de zero é designado por sob-potencial (*overpotential*), este pode ser dividido em três componentes: óhmico, concentração e activação sob-potencial.

O primeiro, sob-potencial óhmico (*ohmic overpotential*), é o resultado directo da resistência da electrólise. Devido à existência dessa resistência, quando a corrente passa entre dois eléctrodos emersos na electrólise provoca o aparecimento de uma tensão proporcional à corrente e à resistividade da electrólise. A resistência entre os dois eléctrodos pode variar em função da corrente, mas não é necessariamente linear.

A concentração sob-potencial (*concentration overpotential*) resulta da alteração na distribuição de iões pela electrólise na proximidade do interface eléctrodo – electrólise. O equilíbrio do potencial *half – cell* resulta na distribuição de concentração de iões na proximidade do interface quando não circula corrente entre o eléctrodo e a electrólise, sobre estas condições as equações (1) e (2) obtêm o equilíbrio, então as taxas de oxidação e redução são iguais até que a corrente não seja restabelecida. A diferença entre isto e o equilíbrio do potencial *half – cell* é a concentração sob-potencial.

Por último a sob-potencial de activação (*activation overpotential*) é o resultado do terceiro mecanismo de polarização. Quando existe uma corrente entre o eléctrodo e a electrólise predomina um dos dois fenómenos, oxidação ou reacção, então o nível da barreira de energia depende da direcção da corrente. Esta diferença de energia aparece como uma diferença de tensão entre o eléctrodo e a electrólise que é designado por sob-potencial de activação.

O sob-potencial de um eléctrodo é dado por:

$$V_p = V_r + V_c + V_a \quad (3)$$

onde V_p é o total de sob-potencial, V_r é o sob-potencial óhmico, V_c é o concentração sob-potencial e V_a é o sob-potencial de activação [1].

3.3.3. CIRCUITO EQUIVALENTE

Para entradas sinusoidais, as características do terminal do eléctrodo podem ter os componentes, resistivo e reactivo, enquanto para baixas frequências esta situação pode ser representada por um modelo constituído por uma resistência e um condensador em série. A introdução do condensador deve-se ao potencial de *half – cell* ser o resultado da distribuição de cargas iónicas na interface eléctrodo/electrólise que é considerado como uma dupla camada de cargas, portanto é observada nos eléctrodos uma reactância capacitiva. A série de resistência e condensador falha para baixas frequências, onde este modelo deveria colocar a impedância a tender para infinito, por conseguinte, para evitar este problema transforma-se a série num paralelo que é de impedância resistiva a muito baixas frequências. Combinando este circuito com uma fonte de tensão a representar o potencial de *half – cell* e a série de resistências representando os efeitos do interface e

resistência da electrólise é possível chegar ao circuito equivalente do eléctrodo biopotencial representado na Figura 20 [1].

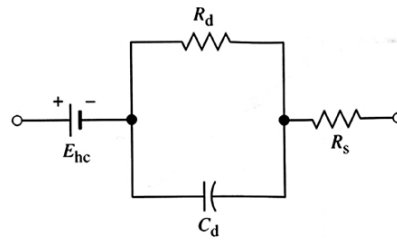


Figura 20 Circuito equivalente do *eléctrodo biopotencial* [1]

No circuito da figura, R_d e C_d representam os componentes resistivo e capacitivo referidos anteriormente, E_{hc} representa o potencial de *half-cell* e R_s representa a série de resistências associada aos efeitos de interface e resistência da electrólise.

O circuito equivalente demonstra que a impedância do eléctrodo é dependente da frequência. Às altas frequências, em que $1/\omega C \ll R_d$, a impedância é constante a R_s e a baixas frequências, em que $1/\omega C \gg R_d$, a impedância é igualmente constante mas o seu valor é superior, sendo $R_s + R_d$, no entanto para valores intermédios a impedância do eléctrodo é dependente da frequência. A impedância decresce com a frequência para diferentes tipos de materiais de eléctrodos como é possível observar na Figura 21. Para 1 cm^2 a 10 Hz, níquel e borracha de silicone rica em carbono (*carbon-loaded silicone rubber*) possuem uma impedância de aproximadamente $30 \text{ k}\Omega$, enquanto *Ag/AgCl* tem uma impedância inferior a 10Ω (Webster, 1980 “Medical instrumentation”) [1].

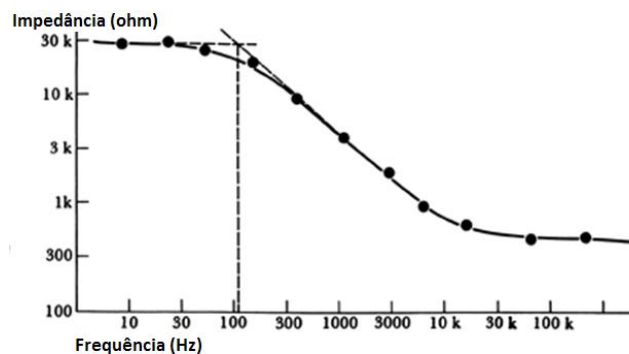


Figura 21 Magnitude determinada experimentalmente em função da frequência para diferentes eléctrodos [1]

3.3.4. ELÉCTRODOS POLARIZÁVEIS E NÃO – POLARIZÁVEIS

Teoricamente seria de considerar a existência de apenas dois tipos de eléctrodos possíveis, os eléctrodos perfeitamente polarizáveis e os perfeitamente não polarizáveis no momento em que a corrente circula entre o eléctrodo e a electrólise. Os eléctrodos perfeitamente polarizáveis são caracterizados pela inexistência de cargas a atravessar o interface eléctrodo/electrólise quando é aplicada a corrente obrigando o eléctrodo a comportar-se como se fosse um condensador. Os eléctrodos perfeitamente não polarizáveis são caracterizados pela existência de uma corrente que circula livremente pelo interface eléctrodo/electrólise não necessitando de energia para efectuar a transacção.

Idealmente estes eléctrodos seriam óptimos para efectuar as medições dos sinais provenientes do corpo humano, contudo não é possível fabricá-los, no entanto é possível chegar a uma aproximação às suas características. Os eléctrodos que são fabricados com alguns materiais como platina têm um comportamento próximo aos eléctrodos perfeitamente polarizáveis [1].

3.4. TIPOS DE ELÉCTRODOS

Os eléctrodos podem ser de superfície ou agulha. Os eléctrodos de superfície caracterizam-se, como o nome indica, por serem colocados em contacto com a pele na sua superfície. Na Figura 22 é possível observar alguns exemplares.



Figura 22 Eléctrodos de superfície

Quanto aos eléctrodos de agulha são usados para efectuar o contacto com os tecidos corporais no seu interior (Figura 23), contudo por não ser do âmbito do trabalho, apenas são abordados os eléctrodos de superfície.



Figura 23 Eléctrodos invasivos [1]

3.4.1. ELÉCTRODO DE PRATA/ CLORETO DE PRATA ($Ag/AgCl$)

O eléctrodo de prata/cloreto de prata é aquele que cujos metais mais se aproxima das características dos eléctrodos perfeitamente não polarizáveis, tal como se encontra mencionado anteriormente na Tabela 3, e que pode ser facilmente produzido laboratorialmente. Este eléctrodo está inserido numa classe de eléctrodos constituídos por um metal coberto por uma camada pouco solúvel composta por um componente iónico. Toda a estrutura encontra-se imersa numa solução contendo aniões em concentrações relativamente elevadas. Na Figura 24 é possível visualizar a estrutura do eléctrodo $Ag/AgCl$ [1].

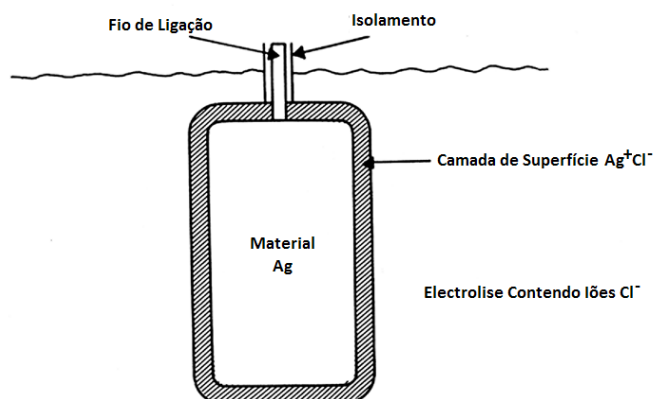


Figura 24 Eléctrodo de $Ag/AgCl$ [1]

O componente de prata do eléctrodo é envolvido pela camada de material solúvel que é constituída por cloreto de prata e ligada a um fio isolado. O eléctrodo é então embebido na electrólise à base de iões Cl^- . Para obtenção de melhores resultados a solução deve ainda ser saturada com $AgCl$ dando-se uma pequena alteração para que nenhuma película do eléctrodo se dissolva.

O comportamento do eléctrodo de *Ag/Cl* é gerido por duas reacções químicas em que a primeira envolve a oxidação dos átomos de prata, na superfície do eléctrodo, para iões de prata na solução do interface. A outra reacção ocorre imediatamente depois da formação de iões Ag^+ que combinam com os iões Cl^- , que já se encontravam na solução, para formar o componente iónico *AgCl*. Estas reacções são descritas pelas equações:



Existem vários procedimentos que podem ser realizados para produzir os eléctrodos *Ag/AgCl*. Os procedimentos mais importantes na sua construção são, em primeiro lugar, o processo electrolítico em que uma célula electroquímica é produzida na qual a camada *AgCl* é depositada funcionando como ânodo e a outra parte de *Ag* serve como cátodo. Uma bateria de 1,5 V funciona como fonte de energia e uma série de resistências limita o pico de corrente, controlando assim a taxa máxima de reacções. Pode ainda ser introduzido no circuito um mili-amperímetro, que serve para monitorizar a corrente que é proporcional à taxa de reacções. Outro processo importante de produção de eléctrodos *Ag/AgCl* utilizado na instrumentação médica é o processo de sintetização (processo de aglomeração de duas partículas sólidas através de aquecimento a uma temperatura abaixo à de fusão) que forma eléctrodos pelo método de compressão (*pellet*) como é possível visualizar na Figura 25. Este eléctrodo é constituído por num fio de ligação em *Ag* envolvido por um cilindro sintetizado em *Ag/AgCl*. Isto é formado colocando um fio de ligação numa espécie de molde que é depois preenchido por uma mistura em pó formada por *Ag* e *AgCl*, sendo depois comprimido de forma a transformar os componentes numa *pellet*. O revestimento é então retirado e o resultante colocado à temperatura de 400 °C por várias horas [1].

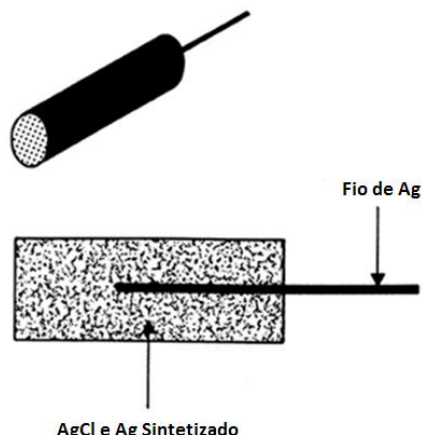


Figura 25 Eléctrodo de Ag/AgCl sintetizado [1]

3.4.2. ELÉCTRODOS DE SUPERFÍCIE METÁLICA

Uma das formas de eléctrodos biopotenciais mais comuns é o eléctrodo de superfície metálica, que consiste num condutor metálico em contacto com a pele e que faz uso de um gel para facilitar o contacto com esta. Na Figura 26 é possível observar três modelos específicos de eléctrodos de superfície metálica [1].

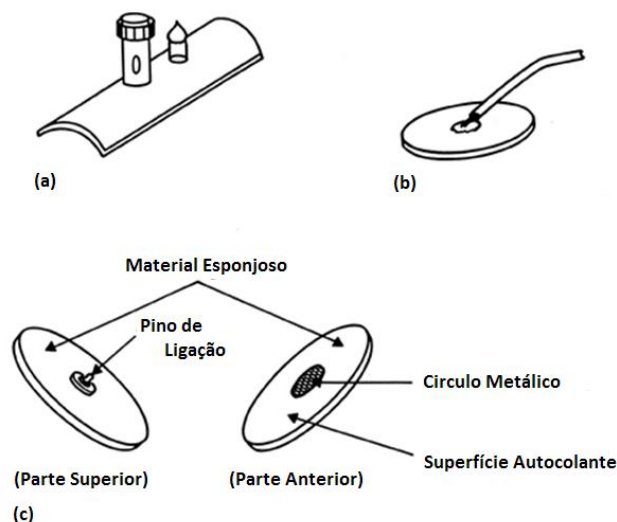


Figura 26 Eléctrodos de superfície metálica [1]

Um dos mais comuns encontra-se ilustrado na Figura 26(a) que consiste numa superfície metálica com um formato cilíndrico. Na parte exterior possui um terminal para fixação do fio que liga o eléctrodo ao electrocardiógrafo, e ainda possui uma saliência na parte exterior para facilitar a fixação de um material, como velcro, para fixação do eléctrodo aos membros do corpo. Este tipo de eléctrodo é fabricado geralmente com um material de prata

alemã constituído por uma mistura de níquel e prata. Antes da colocação do eléctrodo, é aplicado um gel de electrólise na pele.

Outro dos eléctrodos comum de superfície metálica é o disco metálico representado na Figura 26(b). Este eléctrodo possui o fio de ligação soldado ou unido na parte de trás da superfície e pode ser produzido de diversos materiais. Por vezes a ligação entre o fio e o eléctrodo é protegido por uma camada de material isolante como *epóxi* (tipo de adesivo forte e resistente) ou *polivinil* (resina sintética). Esta estrutura pode ser utilizada como eléctrodo de peito para monitorização cardíaca por longos períodos de tempo. Este eléctrodo é também fabricado de *Ag* que pode ou não ter, por electrólise, o depósito de uma camada de *AgCl* na sua superfície de contacto. Este tipo de eléctrodos é também muito popular em electromiografia (EMG) e electroencefalografia (EEG). Os eléctrodos de disco metálico podem também ser fabricados por uma folha metálica e aplicados apenas uma vez e depois descartados, a folha metálica permite que o eléctrodo se deforme com a superfície do corpo. Este tipo de eléctrodos pode ser um problema em pacientes activos, influenciando as medições.

Por último, está representado na Figura 26(c) outro tipo de eléctrodos de superfície metálica que consiste num disco relativamente grande de um material esponjoso isolante com um disco de prata de tamanho mais reduzido que se encontra colocado na parte que fica em contacto com a pele, no lado oposto encontra-se um ponto de ligação do fio que vai ligar ao eletrocardiógrafo. Mais uma vez é conveniente a colocação do gel de electrólise. O lado do eléctrodo é coberto com um material adesivo que fixa o eléctrodo à pele. Para aplicar o eléctrodo, o utilizador apenas precisa de limpar a superfície da pele onde vai ser colocado [1].

3.4.3. ELÉCTRODOS DE SUCCÃO

Os eléctrodos de sucção não utilizam nenhum adesivo ou faixas para fixação ao corpo mas utilizam sim a sucção como meio de fixação tal como mostra a Figura 27. São frequentemente utilizados para ECG nas derivações pré - cordiais devido a ser possível a sua fixação em localizações particulares [1].



Figura 27 Eléctrodo de sucção [1]

Os eléctrodos de sucção consistem num cilindro metálico oco que está em contacto com a pele na sua base. O fio de ligação é preso ao eléctrodo através de um ponto específico próprio e na parte superior é colocada a borracha de sucção. Na fixação do eléctrodo é colocado, na sua superfície de contacto, um gel para facilitar o interface e de seguida a borracha é apertada para criar um vácuo e fixar o eléctrodo ao peito do paciente. Este eléctrodo apenas pode ser utilizado por curtos períodos de tempo pois a sucção e a pressão exercida na superfície de contacto com a pele pode causar irritação e tende também a ser uma alta fonte de impedância [1].

3.4.4. ELÉCTRODO FLUTUANTE

Os eléctrodos flutuantes usam uma boa técnica para reduzir os efeitos de movimentação, sendo possível observar alguns exemplos na Figura 28. O primeiro exemplo é o designado por *top – hat electrode* (Figura 28(a)) e cuja estrutura interna é representada, através do corte, na Figura 28(b). A principal característica deste eléctrodo é que o elemento metálico encontra-se no interior de uma cavidade, não estando directamente em contacto com a pele, o contacto é feito através do gel de electrólise que preenche a cavidade. Esta não se movimenta em relação ao elemento metálico, não produzindo movimento mecânico. A fixação do eléctrodo à pele é executada por um adesivo de dupla face. O elemento metálico do eléctrodo pode ser um disco de um metal como a prata coberta com $AgCl$ ou então a *pellet* sintetizada de $Ag/AgCl$ [1].

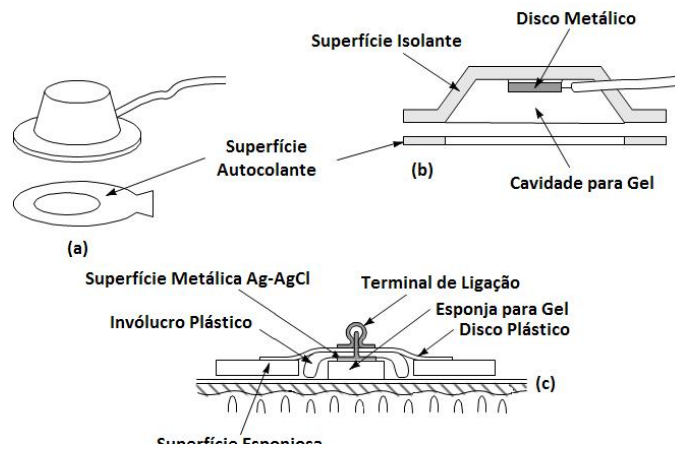


Figura 28 Eléctrodos flutuantes [1]

Na Figura 28(c) é possível observar outro exemplo de eléctrodos flutuantes com uma pequena particularidade, a introdução de uma esponja embebida em electrólise gel entre o eléctrodo e a pele, que devido a esta se encontrar fixa ao disco metálico, o gel torna o eléctrodo mecanicamente estável [1].

O Eléctrodo ECG Com Sensor Óptico engloba-se dentro do grupo dos eléctrodos flutuantes sendo que este se caracteriza pela introdução de um sensor óptico que tem como principal objectivo a detecção do efeito de contracção da pele. Para tal é introduzido no eléctrodo um sensor óptico e um diodo emissor de luz (LED) como se encontra representado na Figura 29 [9].

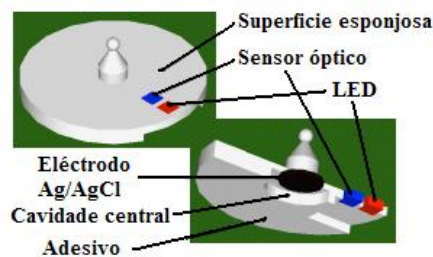


Figura 29 Esquema do eléctrodo com introdução de sensor óptico [9]

O eléctrodo é constituído por uma plataforma esponjosa cuja superfície em contacto com a pele possui duas cavidades. A cavidade central serve para introdução de um componente metálico sendo que o restante espaço disponível da cavidade é preenchido por um gel condutor para efectuar o contacto com a pele. O sensor óptico e o LED encontram-se embebidos na segunda cavidade da plataforma esponjosa criando um espaço entre o sensor

e a pele. A parte superior da plataforma possui um ponto de ligação entre o eléctrodo e o sistema de medição do ECG.

Para a detecção do efeito de contracção da pele, o LED ilumina a sua superfície revelando os seus detalhes e permitindo que o sensor óptico detecte qualquer movimentação. O sensor óptico consiste num sensor de imagem *complementary metal – oxide semiconductor* (CMOS) e num processador digital que determina a direcção e o movimento relativo entre o sensor e a superfície da pele iluminada.

Este método de introdução de um sensor óptico para determinar os efeitos de contracção através de uma tática não evasiva de medição da contracção da pele e usá-la para reduzir o ruído introduzido nos sinais ECG, tornando essa a sua principal vantagem [9].

Com o intuito de comprovar o desempenho do eléctrodo flutuante foram desenvolvidos três eléctrodos segundo a descrição efectuada e que se encontram representados na Figura 30. Pelas suas características este tipo de eléctrodos é favorável para recolha do sinal em condições de movimentação, pois o componente que faz o interface com a pele é o gel condutor que reduz substancialmente distorções no sinal através da redução do movimento mecânico do eléctrodo. Dentro da cavidade de uma superfície esponjosa é colocado um componente metálico com um pino para ligar ao equipamento e essa cavidade é depois preenchida com gel condutor (Electro-Gel) para criar o contacto entre a pele e o componente metálico. Para fixar o eléctrodo é usado um adesivo abrangendo-o. Os testes realizados foram executados utilizando o sistema *Biopac MP35* para as situações de repouso e movimentação.



Figura 30 Eléctrodos flutuantes

Os resultados obtidos encontram-se ilustrados na Figura 31 e pela sua análise é possível conferir que na situação de movimentação observa-se distorção da onda ECG sendo essa distorção maior consoante a movimentação é mais acentuada. Contudo, o sinal obtido com

mais movimentação não apresenta perturbações significativas, uma vez que é possível identificar todas as fases do ciclo cardíaco, sendo apenas mais difícil a identificação da onda P (onda de despolarização). Este resultado deve-se ao facto do elemento que entra em contacto com a pele ser o gel condutor que reduz alterações de contacto do eléctrodo quando há movimentação do paciente.

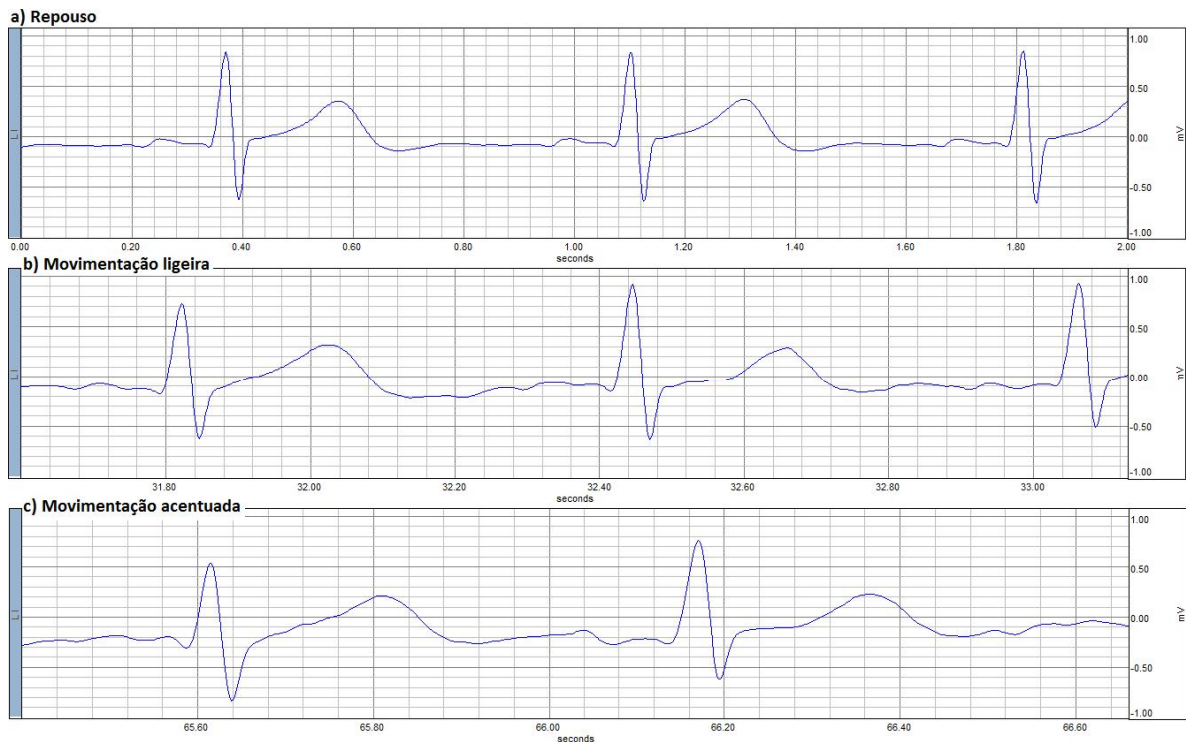


Figura 31 ECG recolhido com o sistema *Biopac MP35*

3.4.5. ELÉCTRODO FLEXÍVEL

A superfície do corpo humano é irregular e pode alterar a sua curvatura com o movimento, sendo os eléctrodos rígidos não acompanham o comportamento da pele causando um factor adicional aos efeitos de movimentação. Para evitar este problema foram desenvolvidos os eléctrodos flexíveis, podendo ser observados na Figura 32 alguns exemplos.

Um tipo de eléctrodo flexível pode ser um tecido, um elástico ou nylon com umas partículas de prata neles introduzidas e o cabo pode ser fixo através de *epóxi* (tipo de cola ou adesivo). Na Figura 32(a) é possível observar outra técnica utilizada em eléctrodos flexíveis que consiste numa borracha de silicone com filamento de carbono com a forma de uma fina faixa ou disco que é usado como elemento activo do eléctrodo. O eléctrodo

possui uma cavidade onde o pino, que liga o cabo ao sistema de monitorização, vai ser introduzido [1].

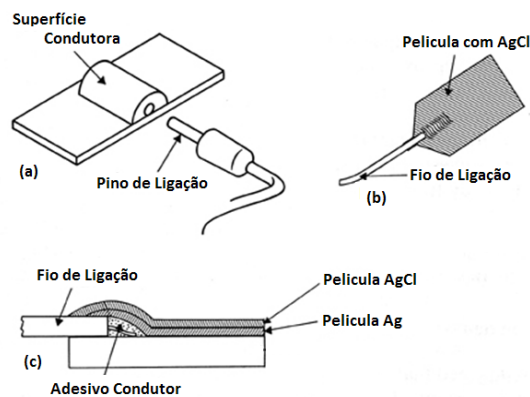


Figura 32 Eléctrodos flexíveis [1]

Os eléctrodos flexíveis são especialmente importantes para monitorar o ECG e a actividade respiratória em bebés prematuros, que usualmente pesam menos de 2,5 kg, o que devido ao seu tamanho e fragilidade torna os eléctrodos convencionais inapropriados podendo mesmo causar problemas ao bebé nos pontos onde os eléctrodos exercem pressão [1].

3.4.6. ELÉCTRODO MEMS

O Eléctrodo de Circuito Impresso Flexível e Tecnologia MEMS é construído através de uma placa de circuito impresso flexível e encontra-se representado na Figura 33. A sua constituição caracteriza-se pela existência de dois pequenos eléctrodos próximos um do outro, isto provoca que a diferença da impedância da pele entre os dois eléctrodos seja bastante pequena, bem como a diferença da impedância do interface pele/eléctrodo. A utilização deste tipo de eléctrodo na medição do ECG pode reduzir a tensão de interferência, não sendo necessária a utilização do eléctrodo na perna do paciente normalmente utilizado para a redução dessa tensão de interferência.

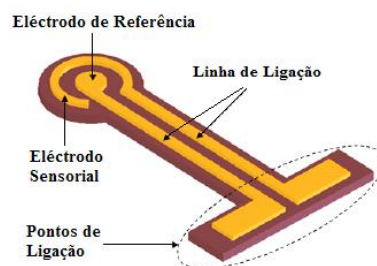


Figura 33 Esquema do eléctrodo de circuito impresso [10]

Este tipo de eléctrodo torna-se vantajoso para uma topologia de condicionamento de sinal para dois eléctrodos, pois é possível utilizar apenas um sensor, uma vez que este é constituído por dois eléctrodos pequenos de forma circular, sendo que o eléctrodo central é aquele que funciona como eléctrodo de referência ficando o outro para a tensão cardiovascular propriamente dita.

Com o eléctrodo MEMS é possível obter resultados próximos dos que podem ser obtidos com qualquer outro eléctrodo comercializado sendo possível dizer que, apesar da sua topologia que influencia no posicionamento do eléctrodo, o sinal obtido não perde qualidade [10].

3.4.7. ELÉCTRODOS TÊXTEIS

Os eléctrodos constituídos por materiais têxteis englobam-se no grupo dos eléctrodos flexíveis sendo que estes eléctrodos são especialmente concebidos para serem integrados em roupas e utilizados nas mais diversas situações, inclusive em diversos desportos. Estes eléctrodos podem ser visualizados na Figura 34 e a sua constituição é feita através dos componentes numerados:

1. Material de prata de baixa resistência;
2. Tela de cobre revestida de prata;
3. Material esponjoso;
4. Tecido condutor;
5. Fio de ligação;
6. Base.

A utilização deste tipo de eléctrodos têm vantagens, devido à utilização do tecido como material fundamental na sua constituição, não provoca irritação, facilidade de adaptação ao corpo humano, conforto permitindo a sua utilização por longos períodos de tempo e posicionamento, pois por ser facilmente englobado numa peça de roupa permite que quando o paciente a coloca os eléctrodos ficam de imediato no local correcto para dar início à monitorização [11].



Figura 34 Representação de eléctrodos têxteis [8][11]




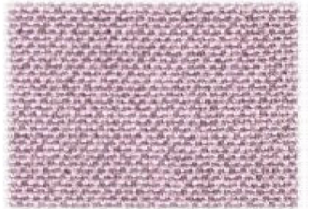
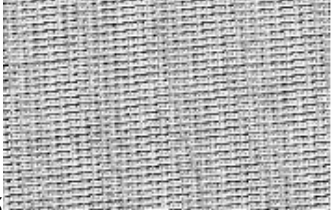
Naturalmente associado aos eléctrodos é inevitável a existência de um meio de comunicação que faça a interligação entre o eléctrodo e o sistema de ECG. O meio de comunicação pode ser através de cabos de ligação ou então por comunicação sem fios [11].

Os eléctrodos têxteis são constituídos por um tecido que apresenta propriedades condutoras para assim ser possível a medição do sinal proveniente do coração. Ultimamente têm vindo a ser desenvolvidos pela indústria têxtil, tecidos com propriedades condutoras e com características normalmente apresentadas nos tecidos comuns e que podem facilmente ser produzidos nas máquinas existentes.

De um modo geral os tecidos com propriedades condutoras podem ser divididos em dois grandes grupos: tecido constituído por filamento comum com material condutor na sua superfície (ELITEX); tecido constituído por um enlaçado de filamento comum e um filamento metálico condutor (BEKINTEX) [12].

Os materiais condutores que constituem o tecido podem ser diversos, de destacar principalmente os tecidos constituídos por filamento de fibra de carbono e os constituídos por camada de prata. Este último material é muito usado mesmo nos eléctrodos comuns devido às suas propriedades condutoras (ver Tabela 3 na subsecção 3.3.1). Na Tabela 4 é possível observar alguns dos tecidos mais relevantes para o desenvolvimento de eléctrodos têxteis, a sua constituição bem como a principal característica (resistividade). Os tecidos mencionados nas três primeiras linhas encontram-se disponíveis amostras no laboratório (F520) sendo que o primeiro tecido é utilizado no cinto BioHarness. Com as amostras disponíveis foi possível desenvolver dois conjuntos de eléctrodos e que se encontram descritos no Capítulo 5.

Tabela 4 Características do tecido condutor [13] [14]

Imagem	Constituição	Características
1 	Desconhecido	Disponível no cinto <i>BioHarness</i>
		Resistividade: $\sim 0,7 \Omega/m^2$
2 	92% Nylon 8% Dorlastan Com partículas de prata	Amostra disponível
		Resistividade: $< 1 \Omega/m^2$
3 	Níquel Polyester	Amostra disponível
		Resistividade: $0,3 \Omega/m^2$
4 	22% Algodão 42% Fibra de Bamboo 36% Prata	Amostra não disponível
		Resistividade: $< 1 \Omega/m^2$
5 	55% Prata 45% Nylon	Amostra não disponível
		Resistividade: $< 0,5 \Omega/m^2$

3.5. TESTES E RESULTADOS

No laboratório foram realizados um conjunto de testes com a finalidade de perceber o comportamento de diferentes eléctrodos e do seu posicionamento e que se encontram descritos nesta secção.

3.5.1. COMPARATIVO ENTRE ELÉCTRODOS

O comparativo efectuado entre eléctrodos teve como objectivo detectar diferenças no sinal captado pelos eléctrodos Biopac, de esponja, de stress e de estimulação nas situações de repouso e movimentação. Os sinais foram medidos utilizando o dispositivo Biopac MP35 através dos canais CH1 e CH3 com os eléctrodos colocados segundo a posição observada na Figura 35 do lado esquerdo. No cinto de eléctrodos é utilizado o sistema próprio, BioHarness.

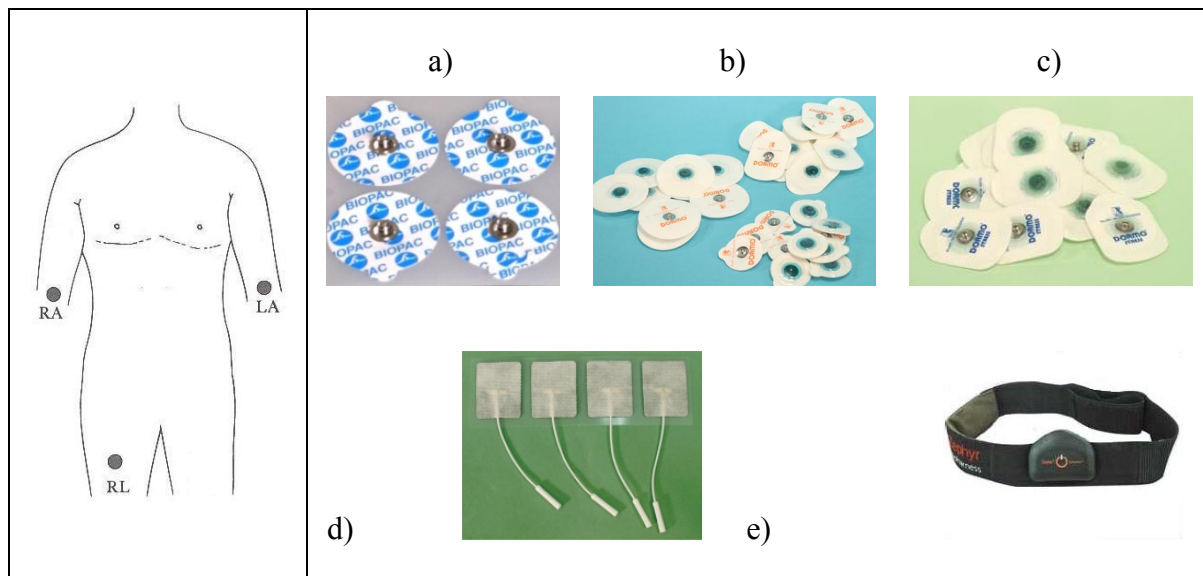


Figura 35 Posicionamento dos eléctrodos: braço direito (RA); braço esquerdo (LA); perna direita (RL) / Tipos de eléctrodos utilizados no teste

Na Figura 35 do lado direito encontram-se representados os eléctrodos testados. Inicialmente foram realizados os testes aos eléctrodos descartáveis utilizando o Biopac Mp35, para as situações de repouso e movimento. Uma vez que apenas permite a recolha de dois sinais simultaneamente, foram testados em simultâneo os eléctrodos Biopac/ eléctrodo de estimulação e eléctrodos de esponja/eléctrodos de *stress*, respectivamente. Após terminar a utilização do Biopac MP35, foi testado o cinto de eléctrodos para as mesmas condições. Não foi possível efectuar o teste em simultâneo com o MP35 devido a apenas ser possível recolher o ECG em modo RF.

Na Figura 36 estão representados excertos dos resultados obtidos para as situações de repouso. É possível observar que para esta situação de teste não foram observadas diferenças nos resultados obtidos para cada um dos eléctrodos. Os sinais apresentam um pouco de ruído, contudo, são identificáveis todas as fases do ciclo cardíaco. A Tabela 5 contém os valores da amplitude QR para cada teste efectuado e pela sua análise, para este caso apenas são encontradas diferenças nos valores de amplitude, em que para os eléctrodos Biopac é ligeiramente inferior.



Figura 36 Resultados obtidos com o sistema Biopac MP35 na situação de repouso

Na Figura 37 estão representados excertos do resultado obtido para a situação de movimentação. Nesta situação, devido ao seu carácter, é a mais susceptível de aparecerem diferenças significativas entre os sinais recolhidos por diferentes eléctrodos. Essas diferenças destacam-se pela existência de distorção entre os sinais obtidos pelos eléctrodos utilizados. Entre os eléctrodos que deram origem aos gráficos são detectadas diferenças significativas na distorção, podendo-se assim tirar uma conclusão acerca do seu

comportamento. De notar os gráficos relativos aos eléctrodos Biopac (a) e da Figura 37) e de estimulação (d) da Figura 37) que se destacam por apresentarem menos distorção relativamente aos restantes.

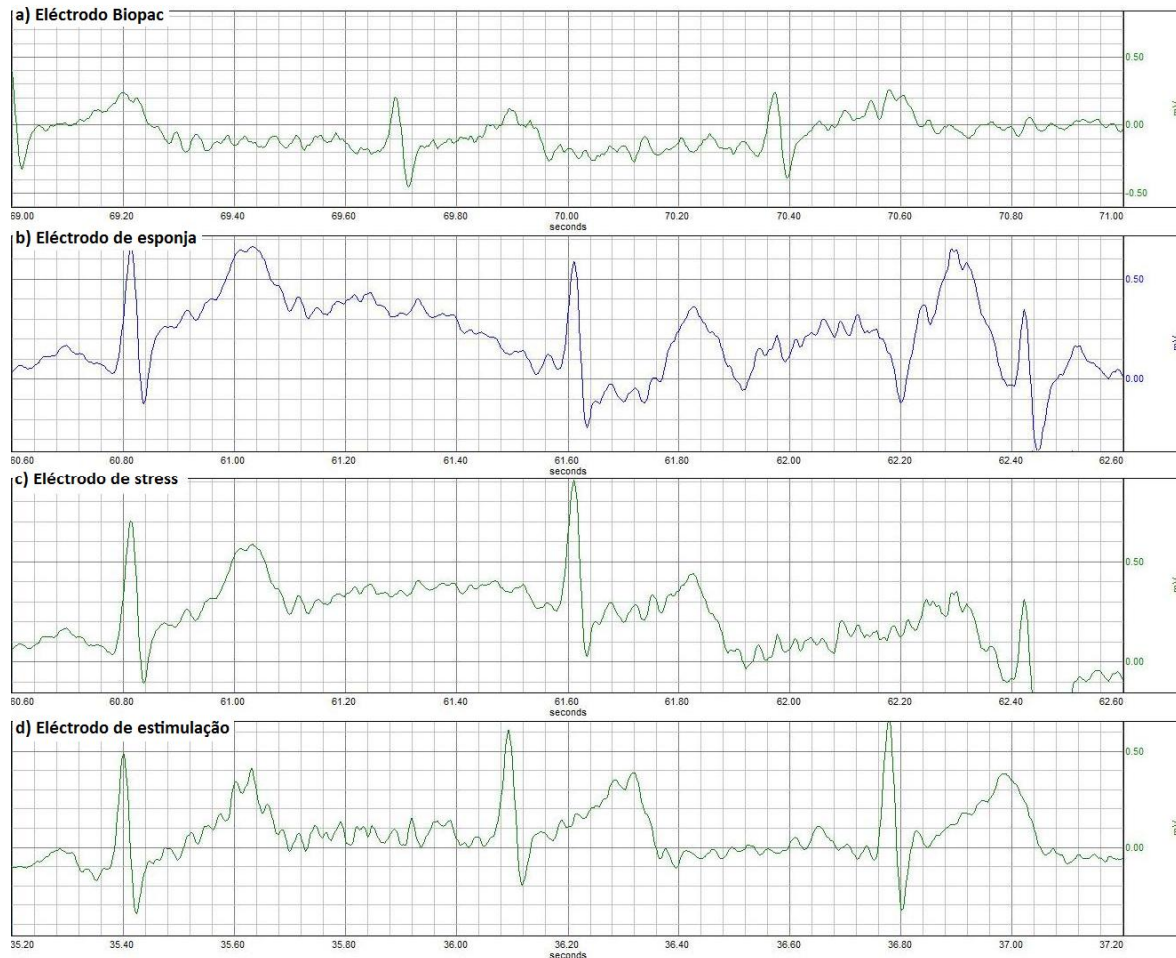


Figura 37 Resultados obtidos com o sistema Biopac MP35 na situação de movimento

Nas Figura 38 e Figura 39 estão representados excertos dos resultados obtidos para as situações de teste utilizando o cinto de eléctrodos do sistema BioHarness. Neste caso não é possível a comparação directa com outro tipo de eléctrodos mas é possível analisar e comparar os resultados para as situações de teste. Na situação de repouso (Figura 38) observa-se menos ruído, comparando com os resultados obtidos com sistemas Biopac. Na situação de movimentação (Figura 39) o teste foi efectuado quando o paciente se encontrava “aos saltos” para produzir uma movimentação maior do que nos testes com os outros eléctrodos em que apenas se executava movimentos aos braços, sendo apenas possível identificar o complexo QRS. Assim para movimentações iguais às realizadas nos

testes anteriores não são detectadas diferenças que impeçam a identificação das fases do ciclo cardíaco.

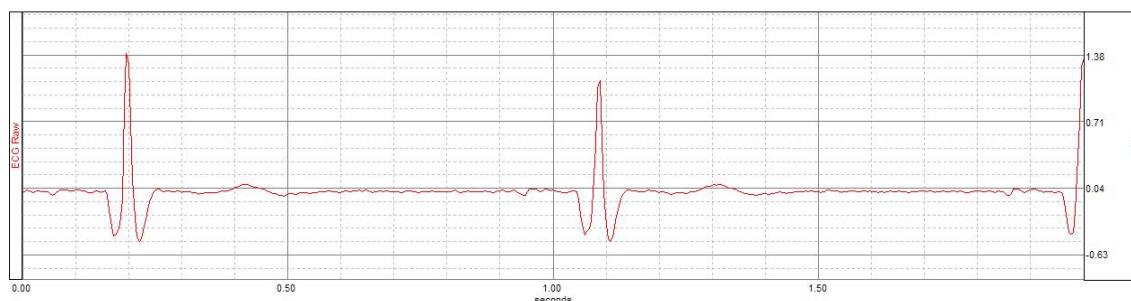


Figura 38 ECG por cinto de eléctrodos do dispositivo *BioHarness*, em posição de repouso

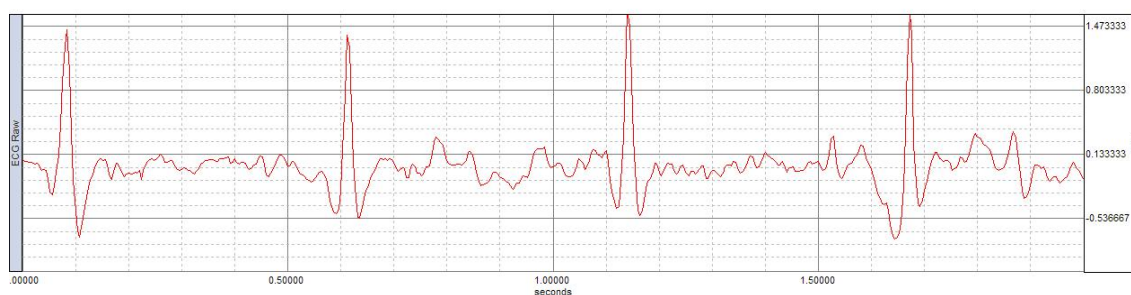


Figura 39 ECG por cinto de eléctrodos do dispositivo *BioHarness*, quando efectua movimentações

A Tabela 5 contém as médias dos valores de amplitude QR para as condições de teste de repouso e movimento. Esses valores resultaram da análise obtida através dos programas de cada um dos dispositivos.

Tabela 5 Valores de amplitude QR para os diferentes eléctrodos testados

	Repouso	Movimento
Biopac	0,40741	0,62805
DormoEsponja	0,45837	0,59113
Dormo Stress	0,56244	0,91064
Estimulador	0,58075	0,53833
Cinto	1,27661	1,62598

Aquando da realização das comparações foi notado, após os testes efectuados, vermelhão na pele com os eléctrodos Biopac e em especial com os eléctrodos de esponja que revelaram ainda dificuldade de remoção. O cinto revelou também um pequeno vermelhão

na pele, contudo não causando desconforto. Para as diversas situações são observadas diferenças significativas nos valores que constituem a Tabela 5. Para situação de repouso considera-se que esta é a situação normal de funcionamento cardiovascular. Na situação em que existe movimento, nota-se um aumento do ritmo cardíaco. Isso deve-se ao facto de haver uma maior necessidade de levar oxigénio ao corpo e expulsar maiores quantidades de dióxido de carbono.

Voltando ao principal objectivo do teste efectuado, que era verificar o comportamento dos diferentes tipos de eléctrodos, é possível dizer que para os eléctrodos descartáveis convencionais, o que apresenta uma maior regularidade do sinal obtido para as diferentes situações é o eléctrodo Biopac e o eléctrodo de estimulação. Estes apresentam menos ruído e distorção que os outros eléctrodos. Os resultados obtidos com o cinto de eléctrodos do sistema BioHarness são os que apresentam menos ruído e distorção em situação de movimentação, mas esse resultado pode estar influenciado com o facto dos sistemas utilizarem diferentes processamentos de sinal.

3.5.2. TESTE DE POSICIONAMENTO DE ELÉCTRODOS

O teste de posicionamento de eléctrodos tem como objectivo estudar a melhor posição para a colocação dos eléctrodos convencionais usando três eléctrodos distribuídos como mostra a Figura 40.

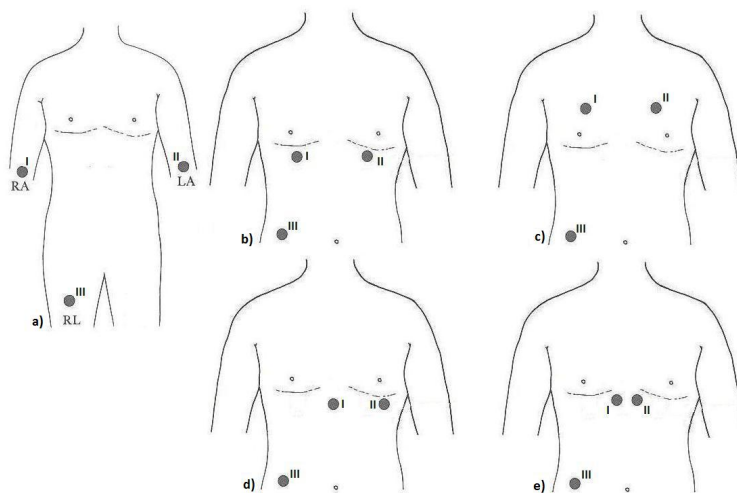


Figura 40 Posicionamento dos eléctrodos

Os sinais são recolhidos pelo sistema *Biopac MP35* para as mesmas condições de utilização, variando apenas a posição dos eléctrodos. A primeira posição (a) é a posição

mais comum e é aquela que foi considerada como posição de referência por ser a referida no manual do equipamento. É colocado um eléctrodo em cada braço (eléctros activos) e um terceiro eléctrodo na perna direita (eléctrodo de referência). Nas restantes posições os eléctros são colocados no peito. Na Figura 41 encontram-se representados os sinais de ECG para as diferentes posições numeradas de a) a e) representadas na Figura 40.



Figura 41 ECG para as diferentes posições numeradas de a) a e) da Figura 40

O coração encontra-se localizado numa posição com um determinado ângulo, assim quando os eléctros são colocados no paciente recolhem o sinal relativamente à sua posição resultando numa variação da amplitude das fases do ciclo cardíaco, daí a importância de avaliar a melhor posição a adoptar. Pela análise dos gráficos da Figura 41

podemos observar diferenças distintas entre as diversas posições e cujos valores estão representados na Tabela 6. A nível de tempo de ciclo (ΔT) obtemos diferenças entre as diferentes posições testadas uma vez que o ECG foi obtido em diferentes momentos podendo haver uma variação de ritmo cardíaco. Outro factor que é alterado de posição para posição é o valor da amplitude do sinal que varia com a proximidade ao coração, assim para a posição a) a amplitude é menor enquanto na posição d) a amplitude é consideravelmente maior que nas restantes posições, pois como a corrente começa a fluir do ápice para a base se os eléctrodos não estiverem um próximo do ápice e outro próximo da base vão detectar diferentes valores. É possível observar ainda a existência de ruído no gráfico referente à posição a) que pode estar directamente relacionado com o facto de os eléctrodos estarem colocados nos braços e perna, uma vez que esse ruído não é verificável nas posições em que os eléctrodos se encontram colocados no peito.

Tabela 6 Valores de amplitude QR para as diferentes posições

Posição	Amplitude QR (mV)	ΔT (s)
A	0,49	0,67
B	1,06	0,82
C	0,49	0,82
D	1,80	0,79
E	0,42	0,82

Na posição c) é observado uma redução da amplitude da onda R que se deve ao facto do eléctrodo negativo estar mais próximo do ápice do coração. Na posição d) o eléctrodo positivo encontra-se próximo do ápice e da base e o eléctrodo negativo mais afastado reflectindo no gráfico da Figura 41 d) a onda R com uma amplitude elevada e a onda S muito reduzida sendo mesmo impossível de a identificar em certos pontos. Na posição e) os eléctrodos I e II encontram-se próximos um do outro sendo que o eléctrodo negativo está muito próximo da base do coração reflectindo-se no gráfico pela redução da onda R e um aumento da onda S.

Por estas constatações é possível concluir que a posição dos eléctrodos é fundamental para a obtenção de sinais com a qualidade necessária para serem interpretados pelos profissionais competentes. Quanto maior a proximidade dos eléctrodos ao coração maior é a amplitude do sinal. Quanto mais afastado do coração maior o ruído obtido. Pela análise dos gráficos é possível dizer que a melhor posição para os eléctrodos seria a posição b)

pois é aquela que mais se aproxima do ECG típico. Esta posição é uma transposição dos eléctrodos da posição a) sendo os resultados muito idênticos à posição b) mas com uma amplitude reduzida e com um pouco de ruído o que pode dever-se ao facto de os eléctrodos estarem colocados numa posição mais afastada da fonte do sinal, contudo é possível identificar as fases do ciclo cardíaco.

3.6. ANÁLISE CRÍTICA

Os eléctrodos possuem características que os distinguem entre si e que a utilização de um determinado tipo é mais favorável em certas condições de utilização do que outros. A adaptabilidade é uma característica que, no caso dos eléctrodos, pode estar directamente associada à qualidade, pois em determinadas condições afecta a qualidade do sinal que é obtido pelos eléctrodos. Assim é possível analisar algumas situações através das características que foram mencionadas na descrição dos eléctrodos:

- **Monitorização prolongada** – quando as medições são realizadas por longos períodos de tempo, por exemplo uma noite ou um dia, é importante que o eléctrodo possua o factor de conforto sem descartar a qualidade da recolha do sinal cardiovascular, para tal é de destacar o eléctrodo flexível que pode ser produzido de um material que para além de não provocar irritação é capaz de se moldar perfeitamente ao corpo.
- **Monitorização em ambientes sujeitos a movimentações** – a movimentação é um factor que provoca distúrbios no sinal recolhido o que exige um tipo de eléctrodo que obtenha um sinal com qualidade, com um ruído reduzido, apesar das condições de utilização. Para este tipo de condição é de destacar o eléctrodo flutuante que pelas suas características reduz consideravelmente a movimentação mecânica do eléctrodo.
- **Prática de desporto** – para este efeito os eléctrodos têxteis são os mais adequados, pois podem ser facilmente inseridos numa peça de roupa, contudo este eléctrodo pode não satisfazer o factor de movimentação o que convém a utilização de um equipamento de medição com algoritmo de redução desse efeito como vai ser referido no capítulo 4.
- **Monitorização de bebés** – os bebés por serem ainda muito pequenos e frágeis a utilização de eléctrodos rígidos pode causar problemas na sua pele podendo mesmo provocar feridas no local onde os eléctrodos exercem pressão, assim é mais conveniente a utilização de eléctrodos flexíveis em especial os têxteis por serem de um material que se molda à pele do bebé e não provoca irritação.

- **Colocação nos membros do corpo** – para a colocação dos eléctrodos nos membros do corpo qualquer eléctrodo pode facilmente ser utilizado, contudo alguns eléctrodos de superfície metálica, pelo seu formato apenas podem ser utilizados para colocação nos membros do corpo.
- **Fácil colocação** – existem eléctrodos que possuem como característica a facilidade de colocação devido ao seu sistema de fixação, como é o caso dos de sucção, contudo necessitam ainda de um técnico que os coloque no local mais adequado. Para contrariar essa situação é possível utilizar uma combinação de eléctrodos têxteis integrados numa peça de roupa e que quando o paciente a coloca estes ficam na posição perfeita para proceder à monitorização.

4. SISTEMAS ECG

No presente capítulo são abordados os sistemas ECG mais importantes e que podem ser encontrados no mercado. Os sistemas ECG podem ser divididos em dois grandes grupos, os fixos e os portáteis. De destacar o sistema Biopac MP35 e o BioHarness por estarem disponíveis no laboratório, em especial o segundo por ser bastante relevante para o trabalho em questão devido ao tipo de eléctrodos utilizado. No grupo dos sistemas fixos é abordado ainda o sistema Burdick Atria 6100 e dentro dos sistemas portáteis são abordados os sistemas Alive Heart Monitor, Burdick Universal ECG, CarTouch, CorBelt, LifeShirt e BioHarness.

Os sistemas de ECG desenvolvidos são baseados no sistema construído por Einthoven e podem variar no tipo, número e posição dos eléctrodos no corpo bem como o tratamento do sinal cardiovascular.

4.1. SISTEMAS FIXOS

Os sistemas fixos documentados podem ser vistos especialmente em hospitais e clínicas pois pelas suas características podem ser vantajosos para uma análise pormenorizada em tempo real junto do paciente.

4.1.1. BURDICK ATRIA 6100

O sistema Burdick Atria 6100, representado na Figura 42, é concebido para monitorização de ECG em tempo real de elevada qualidade e que tem como principais características [15]:

- Permite a aquisição de 12 sinais em simultâneo para monitorar as 12 derivações sendo importante do ponto de vista médico;
- Utiliza comunicação *Wireless* 802.11 para comunicar com um computador num consultório, por exemplo;
- Possui memória para guardar 300 ECG;
- Possui algoritmos para interpretação dos sinais recolhidos
- Possui ligações aos eléctrodos que permitem a utilização de vários tipos, descartáveis, de sucção e até mesmo de superfície metálica.



Figura 42 Burdick Atria 6110 [15]

Este sistema é comercializado especialmente para o mercado hospitalar. O ambiente em que se insere requer a possibilidade de análise dos resultados em tempo real, a comunicação com um computador e a sua impressão. Outra das vantagens da utilização deste equipamento em ambiente hospitalar é o facto de monitorização das 12 derivações em simultâneo trazendo benefícios do ponto de vista clínico [15].

4.1.2. BIOPAC – MP35

O equipamento MP35, representado na Figura 43, concebido *pela Biopac* é uma combinação de *hardware* e *software* para monitorização, registo e análise dos sinais fisiológicos do corpo humano. Para isso o sistema utiliza os seus quatro canais de entrada onde podem ser ligados, por cabos, os sensores de recolha como eléctrodos, *Medium Airflow Transducer*, abraçadeira de pressão sanguínea ou mesmo um Estetoscópio. No

caso do electrocardiograma o sistema utiliza eléctrodos convencionais descartáveis que são ligados através de molas de fixação do cabo utilizado e que permitem a ligação a diferentes tipos de eléctrodos e que foram descritos na subsecção 3.3. O equipamento permite a monitorização de duas derivações em simultâneo através dos seus canais de entrada e calcula a terceira derivação por *software*.

O sistema permite a recolha dos seguintes exames:

- Electromiograma (EMG);
- Electroencefalograma (EEG);
- Electrocardiograma (ECG);
- Ciclo respiratório;
- (GSR) e polígrafo;
- Electrooculograma (EOG);
- Tempo de reacção;
- Função pulmonar;
- BioFeedback;
- Fisiologia da aeróbia;
- Pressão sanguínea;
- Sons do coração;
- Reflexos da medula espinhal.

Cada um destes exames é recolhido através de 17 guiões predefinidos (“*lessons*”) pelo *software* Biopac Student Lab e para uma análise avançada pode ser utilizado o *software* BSL PRO [16].



Figura 43 Sistema MP35 da Biopac

O Biopac Student Lab recolhe a informação do paciente via cabo sendo o tipo de sinal recolhido determinado pelo tipo de sensor utilizado. Depois o sinal é convertido para o formato digital permitindo que os dados sejam processados por um computador e visualizados no seu monitor como formas de onda que são o reflexo do sinal eléctrico à entrada dos canais. Esta operação demora cerca de 1/1000 segundos a ser executada. Após

realizados os testes, os sinais podem ser guardados no computador para uma posterior análise [16].

Durante o estudo deste sistema foram realizados ECG com o objectivo de perceber melhor o seu funcionamento. Nesse sentido foram executados dois guiões propostos pelo manual do equipamento e que se encontram documentados em anexo. O primeiro teste, Anexo A, teve como finalidade monitorar a actividade cardíaca utilizando dois eléctrodos colocados no braço direito e perna esquerda e um eléctrodo de referência na perna direita. O segundo guião, Anexo B, teve como finalidade a monitorização da actividade cardíaca, tomando como princípio o triângulo do Einthoven, pelas derivações bipolares cardíacas I, II e III. Outro teste efectuado e que também está associado a este sistema foi o teste Biopac MP35 vs BioHarness que se encontra descrito na subsecção 4.3.

4.2. SISTEMAS PORTÁTEIS

Os sistemas portáteis podem ser vantajosos em diversas aplicações, em operações de socorro, em monitorizações prolongadas ou mesmo na prática de desporto. De destacar os sistemas de comunicação sem fios que podem ser utilizados para monitorizações à distância através de um computador ou de um *Personal Digital Assistant* (PDA).

4.2.1. ALIVE HEART MONITOR

O dispositivo Alive Heart Monitor, representado na Figura 44, é concebido pela Alive Technologies e tem como objectivo a monitorização da actividade cardíaca, sendo possível a sua utilização em situações como num consultório médico, em casa ou até mesmo no ginásio. O sistema permite que os dados sejam transmitidos, em tempo real, para um PC, *smartphone* ou PDA, por comunicação *bluetooth* com cerca de 100 metros de alcance, ou então os dados podem ser armazenados num cartão de memória. Com o objectivo de detectar movimentações, o sistema possui ainda um acelerómetro de 3 eixos tendo assim a capacidade para, através de algoritmos, corrigir anomalias relacionadas com os movimentos do paciente. Para a recolha dos sinais, o sistema utiliza eléctrodos convencionais descartáveis como representados na Figura 22 da secção 3.4, possuindo adaptadores próprios para esse tipo de eléctrodos [17].

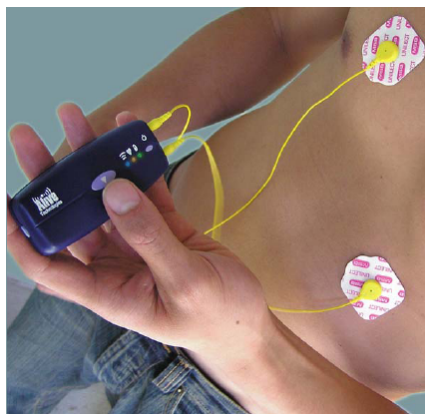


Figura 44 Alive Heart Monitor [17]

Este equipamento possui, como opção, *Global Positioning System* (GPS) que pode ser utilizado em programas de exercício via Internet. Assim, com o auxílio de um telefone móvel, um treinador ou um médico pode estar a acompanhar em tempo real a actividade cardíaca do atleta, tendo como informações a sua posição exacta, velocidade, ECG e a frequência cardíaca. Nos programas de reabilitação cardíaca e planos de treino para atletas profissionais, permite um *feedback* em tempo real da intensidade e desempenho permitindo a optimização dos planos para um maior benefício e segurança.

A interacção com o utilizador é efectuada através do *software* AliveECG que pode ser usado para visualizar o ECG, a frequência cardíaca, actividade e ainda informação sobre o dispositivo [17].

4.2.2. BURDICK UNIVERSAL ECG

O Burdick Universal ECG, representado na Figura 45, é uma tecnologia de fácil utilização para monitorização dos sinais cardíacos. Este sistema apenas opera directamente com um computador através da porta RS232 e através de um *software* próprio permite visualizar e analisar os sinais recolhidos. Este equipamento pode utilizar diferentes tipos de eléctrodos desde que estejam de acordo com o sistema de fixação utilizado [15].

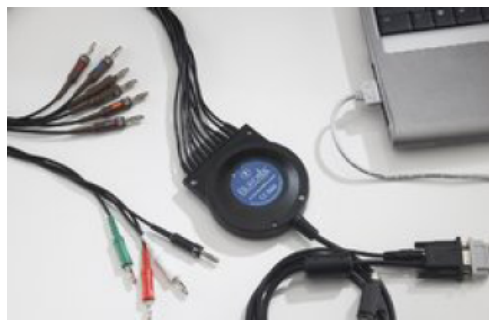


Figura 45 Burdick Universal ECG [15]

As principais vantagens do sistema são portabilidade e a monitorização das 12 derivações em simultâneo tornando o sistema vantajoso para a utilização em consultórios médicos. A desvantagem deste sistema é que necessita de estar sempre ligado a um computador para fazer a aquisição e visualização dos sinais [15].

4.2.3. CARTOUCH

O CarTouch, representado na Figura 46, é um dispositivo de monitorização de ECG portátil a visualizar e guardar os sinais recolhidos. Possui como principais características [18]:

- Memória para guarda 50 sinais ECG;
- Permite recolher 12 sinais simultaneamente para monitorização das 12 derivações em tempo real;
- Permite análise em qualquer local pelo ecrã *Liquid Crystal Display* (LCD);
- Permite comunicação com PC via RS232 para uma análise mais cuidada.



Figura 46 Dispositivo CarTouch [18]

O dispositivo possui um teclado com 16 teclas alfanuméricas para permitir a introdução de dados como, por exemplo, a informação relativa aos pacientes podendo ser depois impressa no final. Este dispositivo tem como principais vantagens a portabilidade, aquisição das 12 derivações em simultâneo e a visualização em tempo real tornando vantajosa a sua utilização por equipas de emergência [18].

4.2.4. CORBELT

O equipamento CorBELT, representado na Figura 47, foi desenvolvido pela Corscience com o objectivo de monitorar a actividade cardíaca de pacientes em reabilitação. O dispositivo permite, através de algoritmos, a detecção automática de taquicardia, bradicardia, arritmia e paragem cardíaca e transmitir, através de comunicação *bluetooth*, a ocorrência para um telefone móvel ou PDA, equipado com *software* adequado, que envia para qualquer hospital ou centro médico.

O dispositivo está equipado com um acelerómetro para detecção de movimentação permitindo reduzir ao mínimo eventuais perturbações. O sistema utiliza uma topologia de dois eléctrodos de um material metálico e não necessitam de gel condutor. O seu posicionamento recomendado é no peito, como mostra a Figura 47, que coincide com a derivação I das derivações unipolares periféricas descritas na subsecção 3.2.1 [19].



Figura 47 Dispositivo CorBELT [19]

Este sistema tem como principais vantagens a portabilidade, a comunicação sem fios e a redução do efeito da movimentação tornando-o vantajoso para a prática de desporto, podendo ser utilizado em ginásios ou mesmo por desportistas profissionais.

4.2.5. LIFESHIRT

O sistema LifeShirt, representado na Figura 48, foi desenvolvido pela VivoMetrics com o objectivo de satisfazer as necessidades clínicas de monitorização de parâmetros respiratórios e cardíacos. Este é um sistema que se caracteriza por estar embebido numa

peça de roupa de um tecido lavável e que se ajusta perfeitamente ao corpo trazendo vantagens no posicionamento perfeito dos sensores e conforto em utilizações prolongadas do sistema [20].



Figura 48 LifeShirt da VivoMetrics [20]

A camisola possui sensores embebidos para monitorização de vários sinais cardiopulmonares e cujo posicionamento encontra-se representado na Figura 49. Possui duas bandas de sensor, uma colocada ao nível da caixa torácica e outra ao nível do abdómen, que detectam os movimentos respiratórios. Outro sensor é colocado ao centro do peito que detecta o movimento resultante da actividade do paciente.

Para monitorar o electrocardiograma são utilizados três eléctrodos, dois na parte superior do peito e outro na superfície lateral do abdómen que é o eléctrodo de referência. Para medição da postura corporal é utilizado um acelerómetro de dois eixos colocado por cima do *esterno*, que serve como detector de actividade, como por exemplo durante o andamento ou corrida, que produz alteração no acelerómetro permitindo que se evite o aparecimento de perturbações relacionadas com o movimento. A posição dos sensores encontra-se representada na Figura 49 [20].

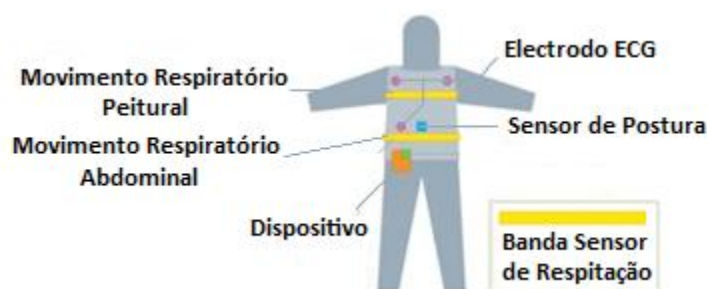


Figura 49 Topologia de colocação dos sensores do sistema [20]

Os sinais medidos pelos sensores e pelos eléctrodos são recolhidos pelo dispositivo de processamento, que recebe os dados possibilitando a sua visualização em tempo real ou armazená-los num cartão de memória.

O sistema Lifeshirt é usado principalmente para prática clínica, mas também é usado por pessoas particulares ou mesmo desportistas profissionais para obterem um *feedback* do comportamento cardíaco, sendo que pode ser utilizado enquanto a pessoa se encontra acordada, a dormir ou em actividade física. A principal vantagem da sua utilização é o conforto e a facilidade de utilização não sendo necessária a presença de um profissional de saúde [20].

4.2.6. BIOHARNESS

O Biopac BioHarness Physiology Monitoring System, Figura 50, é um sistema portátil de monitorização dos sinais cardiovasculares que integra sensores inteligentes e de elevada eficiência tecnológica num cinto colocado em torno da caixa torácica. Este equipamento combina parâmetros fisiológicos com medições de actividade biomecânica e análise de postura. É constituído pelo *software* AcqKnowledge, por um cinto de tecido com eléctrodos, pelo dispositivo de recolha dos sinais e pelo receptor USB. Este sistema é principalmente utilizado por desportistas profissionais, pois a sua actividade cardíaca pode ser seguida em tempo real nos treinos ou mesmo em plena competição [13].

Os parâmetros movimentação são recolhidos e calculados através de um acelerómetro 3D. O sistema possui ainda algoritmos para detectar e corrigir acontecimentos relacionados principalmente com movimentação e executar a rápida e exacta recolha de dados. Todo o sistema é constituído por quatro partes fundamentais: computador; receptor RF; dispositivo; cinto de eléctrodos (Figura 50). Na Figura 51 podemos observar os componentes do sistema [21].

Na Figura 50 a) podemos observar o cinto e o dispositivo, o cinto é colocado em volta da parte dorsal com o dispositivo na zona do tórax (Figura 50 e)). O dispositivo é fixo ao cinto de eléctrodos através de três molas de um material condutor (Figura 50 d)). Para comunicar, em tempo real, com o PC o sistema utiliza a comunicação rádio frequência (RF) através de um dispositivo receptor que liga à porta USB do computador (Figura 50 f)) onde se encontra o *software* AcqKnowledge instalado.



Figura 50 Visão geral do sistema. a) Cinto e dispositivo; b) Dispositivo; c) d) e e) Colocação do sistema; f)Receptor USB e computador [13]

O sistema permite os seguintes parâmetros de medição [21]:

- Curva ECG; Frequência cardíaca;
- Frequência respiratória via tórax;
- Frequência respiratória por minuto;
- Temperatura da pele;
- Medição de movimento;
- Análise de postura.

O sistema possui dois modos distintos de funcionamento, visualização em tempo real, na qual o utilizador pode observar em tempo real o sinal cardíaco directamente no computador, e o modo de armazenamento em que o sistema recolhe os sinais sem contacto com qualquer dispositivo remoto e posteriormente envia-los para o computador para serem analisados. Neste modo de funcionamento não é recolhido o ECG [13].

O *software* do equipamento permite o acompanhamento de medições e análise dos sinais recolhidos por todos os sensores. Os dados são enviados para um PC individualmente em tempo real para análise e visualizados no monitor. O cinto pode ser utilizado pelo sistema de recolha em equipa que permite a monitorização de 16 pessoas em simultâneo [21].

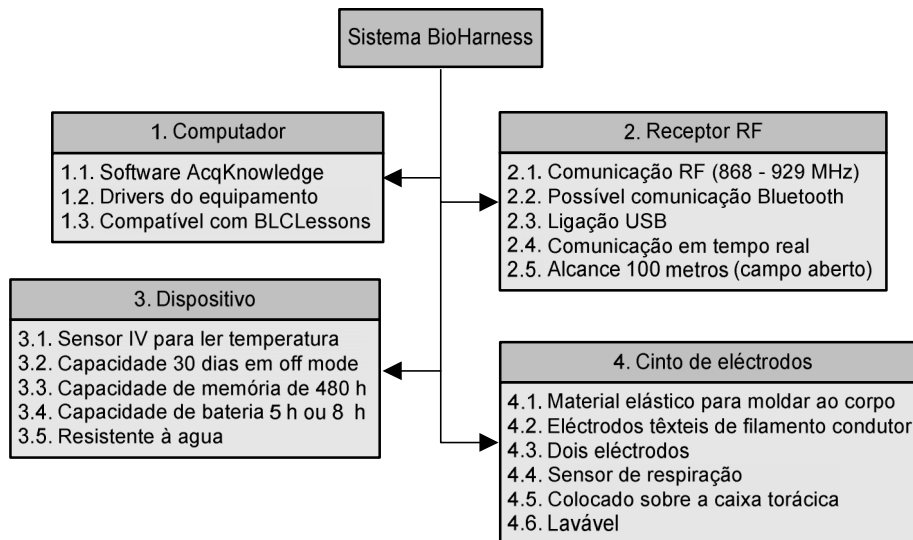


Figura 51 Partes do sistema e suas características [13]

No esquema da Figura 51 é possível observar as características das quatro partes que integram o sistema BioHarness. Para além das características mencionadas são de destacar ainda: bateria de 5,5 volt; resolução de 12 bits. Este equipamento possui, para recolha dos parâmetros de medição, os sensores: ECG/frequência cardíaca; frequência respiratória; temperatura da pele; acelerómetro; postura; cujas características se encontram mencionadas na Tabela 7.

A recolha dos sinais do sistema BioHarness é efectuada, como já referido, através da colocação do cinto de eléctrodos na zona do tórax. O cinto em si é constituído por três tipos de tecidos: tecido elástico para ajuste ao corpo; tecido condutor para recolha dos sinais; tecido isolante para isolar aos diferentes sensores. O tecido condutor trata-se de uma fibra elástica com dupla face e que não desfia. Na Figura 52 é possível observar os diferentes tipos de tecido que se encontram assinalados bem como os eléctrodos e sensores utilizados.

Tabela 7 Características dos sensores utilizados [21]

Sensor	Características
Eléctrodo ECG/frequência cardíaca	Eléctrodo têxtil
	Alcance 25 – 240 Hz
	Precisão 1BPM
	Frequência de amostragem 250 Hz
	CMRR [50; 120] Hz, 85 dB
Frequência respiratória	Alcance 3 – 70 Hz
	Precisão 1 BPM
	Frequência de amostragem 18 Hz
Temperatura	Sensor de infravermelhos
	Alcance 10 – 60 °C
	Tempo de resposta 5 seg.
	Precisão 0,2 °C
Acelerómetro	Frequência de amostragem 18 Hz
	Alcance ±3,3 g
	Sensibilidade 10 mg
	Ruído 7 mg
	Largura de banda 0,06 – 9 Hz
Postura	Alcance 1 – 90°
	Precisão 8°

Para a recolha dos sinais, o cinto possui dois eléctrodos posicionados um próximo do coração e outro um pouco mais afastado. O cinto contém ainda um terceiro sensor para a detecção de sinais relativos à respiração [13].



Figura 52 Cinto de eléctrodos [13]

No âmbito do estudo deste sistema foram realizados testes com o objectivo de perceber melhor o seu funcionamento bem como confirmar algumas indicações fornecidas pelo fabricante. Neste sentido foi recolhido o ECG para as situações de descanso, a andar, e a fazer exercício, para os diferentes modos de funcionamento do sistema que se encontra descrito no Anexo C. Foi ainda realizado o teste Biopac MP35 vs BioHarness que se encontra descrito na secção 4.3.

4.2.6.1. TESTE POSICIONAMENTO CINTO BIOHARNESS

Este teste tem como objectivo perceber quais as diferenças no sinal utilizando diversas posições de colocação do cinto e comparar o posicionamento aconselhado no manual de utilizador do sistema.

Foram testadas seis posições diferentes para o cinto de eléctrodos e que se encontram representadas na Figura 53. A posição 1 é considerada como posição de referência pois é aquela que é tomada como a melhor posição pelo fabricante, assim as restantes posições testadas são derivadas da posição de referência.

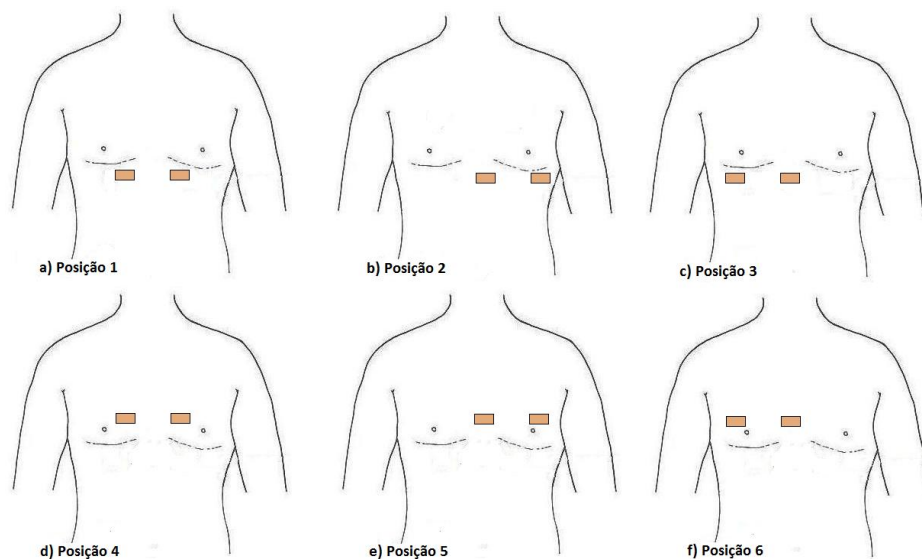


Figura 53 Posicionamento do cinto

Para efectuar uma análise mais cuidada da forma de onda de ECG típica convém recordar a Figura 9 da secção 3.1 onde é possível observar a onda ECG relacionando-a com as diferentes fases do ciclo cardíaco. Na Figura 54 estão representadas os sinais ECG para as diferentes posições numeradas de 1 a 6.

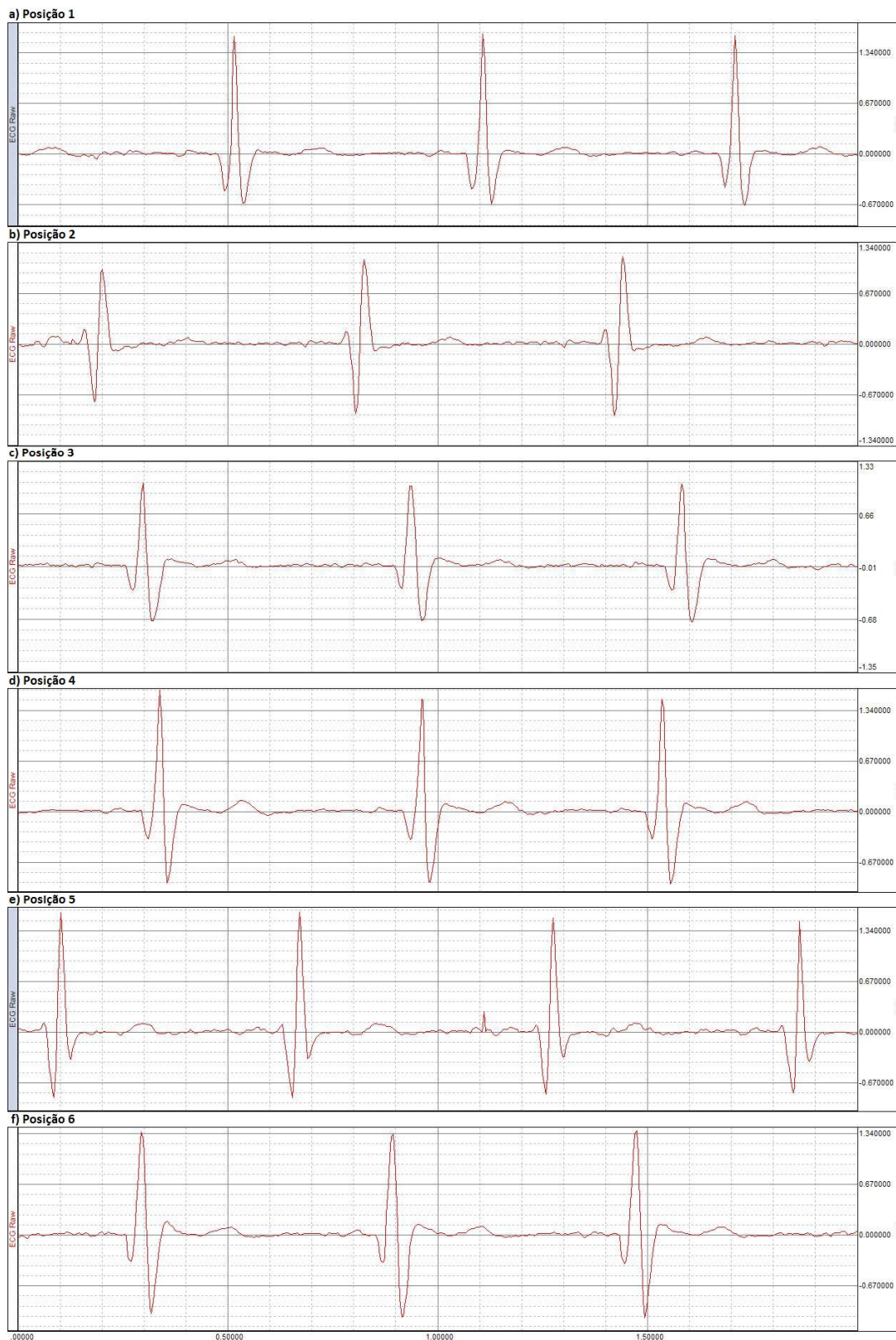


Figura 54 ECG para as diferentes posições do cinto na condição de repouso

Das 6 posições testadas é possível dividir em dois grupos, grupo inferior (posição 1,2 e 3) e grupo superior (posição 4, 5 e 6) observando-se nos resultados, para o segundo, um

aumento da amplitude por estarem localizados numa zona superior ao coração. Para todas as posições são detectadas todas as ondas do ciclo cardíaco, variando apenas o complexo QRS consoante varia a posição. Comparando com a posição de referência, quando o cinto é colocado mais à esquerda, posição 2 e 5, o sinal obtido regista um aumento da onda Q e uma redução da onda S. No caso em que o cinto está colocado mais à direita, os eléctrodos estão mais afastados do coração e o ECG regista um aumento da onda S.

Pela análise dos gráficos é possível identificar as diferenças entre as várias posições testadas e concluir sobre a melhor posição a adoptar. Assim observa-se que a posição mais adequada é a posição 1, posição recomendada pelo fabricante, uma vez que pela análise do gráfico a) é a onda que mais se aproxima das características da derivação I do grupo das derivações bipolares periféricas abordadas na subsecção 3.1.1 e que pode ser conferido com o gráfico relativo à posição 1 da Figura 54. Outro gráfico que se aproxima mais da onda ECG típica é o gráfico c), possuindo o pico S maior amplitude comparado com o representado no gráfico a).

Todos os gráficos relativos às diversas posições possuem diferentes durações do ciclo cardíaco, [0,572;0,640], podendo estes resultados diferentes dever-se ao facto das medições terem sido efectuados em diferentes momentos sendo o reflexo de diferentes ritmos cardíacos.

O posicionamento dos eléctrodos no corpo do paciente é um factor muito importante na medição dos sinais provenientes do coração e disso pode depender uma boa ou má interpretação do exame realizado. Tal como foi referido no teste de posicionamento de eléctrodos na subsecção 3.5.1, os sinais são influenciados pela posição onde são recolhidos, ou seja da posição dos eléctrodos.

4.3. TESTE BIOPAC MP35 VS BIOHARNESS

O teste Biopac MP35 vs BioHarness teve como objectivo verificar o comportamento dos sistemas utilizando diferentes tipos de eléctrodos, ou seja, os eléctrodos um do outro, e com isso perceber as diferenças entre ambos. Para cumprir o objectivo são realizados os três conjuntos de testes a seguir mencionados:

Biopac MP35 $\left\{ \begin{array}{l} \text{Eléctrodos Convencionais} \\ \text{Cinto de Eléctrodos} \end{array} \right.$

BioHarness $\left\{ \begin{array}{l} \text{Com dispositivo fixo} \left\{ \begin{array}{l} \text{Eléctrodos Convencionais} \\ \text{Cinto de Eléctrodos} \end{array} \right. \\ \text{Com cabos de ligação} \left\{ \begin{array}{l} \text{Eléctrodos Convencionais} \\ \text{Cinto de Eléctrodos} \end{array} \right. \end{array} \right.$

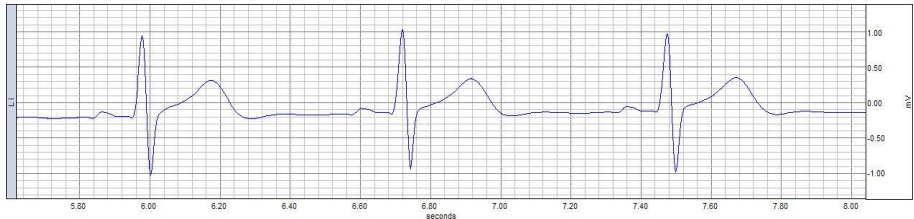
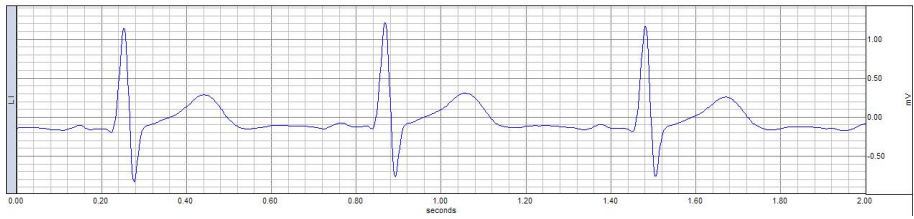
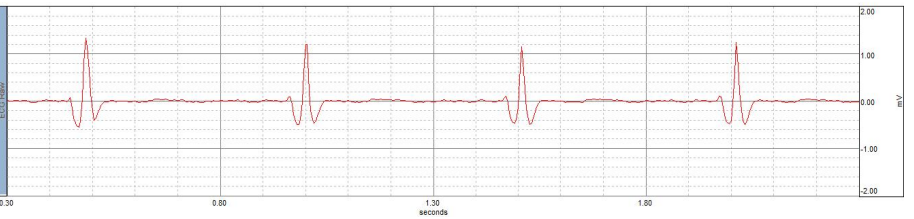
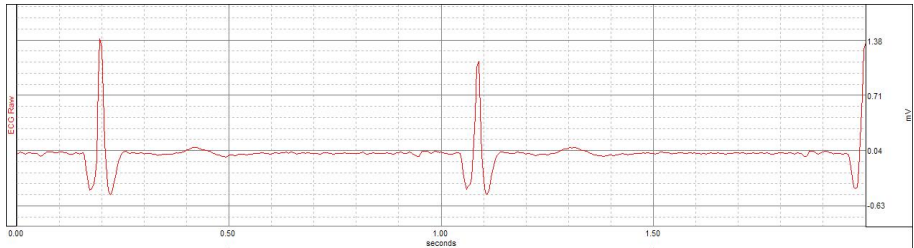
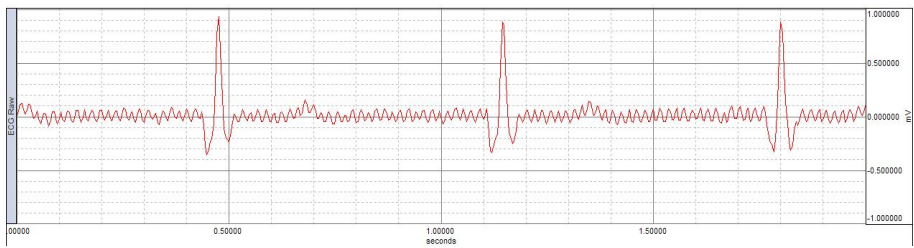
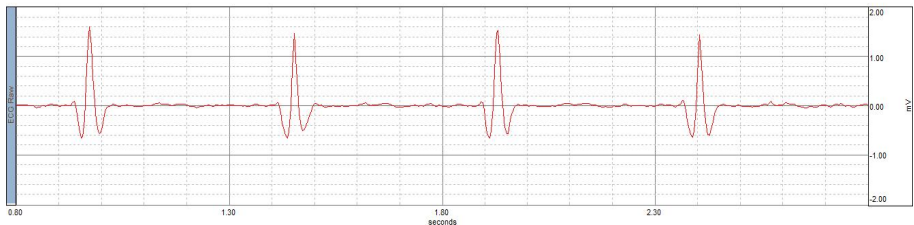
Para o sistema Biopac MP35 não houve problemas de ligação entre o eléctrodo e o sistema pois os cabos de ligação por ele utilizados permitem ligar sem dificuldade o cinto de eléctrodos. Com a utilização deste sistema com o cinto de eléctrodos foi necessária a utilização de um eléctrodo de referência, pois o sistema Biopac MP35 utiliza uma topologia de três eléctrodos. No BioHarness o sistema de fixação do cinto não coincide com o dos eléctrodos convencionais, o que leva a que seja necessária a utilização de cabos e que seja feita uma análise diferente, por esse motivo a realização de quatro testes.

Na Tabela 8 encontram-se representados todos os testes efectuados com ambos os sistemas e para todas as situações de teste, permitindo pela sua análise, chegar a uma conclusão em termos qualitativos dos sistemas utilizados.

Pela análise dos gráficos da verifica-se que para o sistema Biopac MP35 não há diferenças significativas para qualquer dos eléctrodos utilizados. No caso do sistema BioHarness o gráfico que apresenta melhor resultado é o referente ao modo de funcionamento com os seus eléctrodos. Isto deve-se ao facto do sistema utilizar informação de todos os sensores do sistema para rectificar o sinal obtido pelos eléctrodos.

O ECG representado em e) apresenta muito ruído identificando-se apenas o complexo QRS. Os resultados em c) e f) apresentam menos ruído, contudo é difícil identificar as ondas P e T do ciclo cardíaco. Já o resultado com o cinto de eléctrodos e com o sistema fixo correctamente, d), obtêm-se menos ruído identificando-se todas as fases do ciclo cardíaco.

Tabela 8 ECG para as diferentes situações testadas

Sistema	Eléctrodo	ECG
Biopac MP35	a) Convencional (0,97 mV)	
	b) Cinto (1,19 mV)	
BioHarness com dispositivo fixo	c) Convencional (1,12 mV)	
	d) Cinto (1,28 mV)	
BioHarness com cabos de ligação	e) Convencional (0,94 mV)	
	f) Cinto (1,51 mV)	

Com o cinto de eléctrodos observa-se um aumento da amplitude do sinal, verificando-se assim que pode estar directamente relacionado com o tipo de eléctrodo utilizado. Quanto ao tempo de ciclo cardíaco (ΔT), está relacionado directamente com o ritmo cardíaco,

assim a sua variação pode dever-se ao facto de os testes não terem sido realizados simultaneamente podendo indicar uma variação do ritmo cardíaco nos momentos em que os testes foram realizados.

Quanto às ligações entre o sistema e os eléctrodos é possível concluir que a utilização de cabos influencia o sinal recolhido, pois observa-se mais ruído do que com o sistema fixo. Com o sistema Biopac MP35 isto não acontece pois o sistema tem cabos de ligação próprios que se adaptavam facilmente ao cinto de eléctrodos, o que não aconteceu com o sistema BioHarness, daí o ruído obtido no gráfico e) da Tabela 8.

4.4. ANÁLISE CRÍTICA

Todos os sistemas que existem no mercado distinguem-se entre si pelas diversas características que possuem, tendo sempre como objectivo de melhorar a aquisição do sinal, facilitar a utilização do equipamento, satisfazer as necessidades de mercado, entre outros. Dos sistemas mencionados e dentro das características mencionadas que foram disponíveis pelos fabricantes é possível destacar alguns dos equipamentos por poderem ser utilizados em algumas situações particulares.

De destacar o sistema Alive Heart Monitor que pode ser usado por clínicos, por pessoas em casa ou mesmo por desportistas uma vez que na sua versão com GPS permite que o treinador esteja a acompanhar a actividade do atleta à distância, sendo bastante vantajoso em modalidades como o ciclismo.

Em ambiente hospitalar é comum a utilização de sistemas como o Burdick Atria 6100 pois possui características que permitem a análise em tempo real, mobilidade, comunicação sem fios e a aquisição das 12 derivações em simultâneo tornam este sistema bastante favorável em hospitais.

As características de mobilidade e conforto para utilizações prolongadas, fácil utilização para monitorizações em casa no dia-a-dia, comunicação sem fios para a análise por pessoas especializadas, tornam os sistemas Life Shirt e BioHarness equipamentos preferidos para serem utilizados em casa ou na prática de desporto, sendo possível a sua análise à distância.

5. CONDICIONAMENTO DE SINAL E ELÉCTRODOS DESENVOLVIDOS

Este capítulo apresenta os resultados obtidos dos estudos efectuados ao longo do trabalho. Foram efectuados dois estudos, no primeiro foi elaborado um circuito de condicionamento de sinal de forma a ser possível recolher o sinal ECG com os eléctrodos disponíveis, o segundo está relacionado com a construção de eléctrodos de superfície.

5.1. CONDICIONAMENTO DE SINAL ELECTROCARDIOGRÁFICO

Os eléctrodos são os elementos que recolhem o ECG e inevitavelmente o sinal por eles obtido necessita de ser tratado. O dimensionamento adequado do amplificador é muito importante, pois é fundamental que o sinal corresponda à realidade do sinal em análise, e que tenha a qualidade necessária para que os profissionais de saúde o interpretem correctamente. Foi feita uma montagem de um electrocardiógrafo simples, que serviu para estudar a influência que os módulos electrónicos têm sobre os sinais colectados. Esta montagem foi realizada com o recurso a componentes convencionais, cujo protótipo pode ser visto na Figura 55.

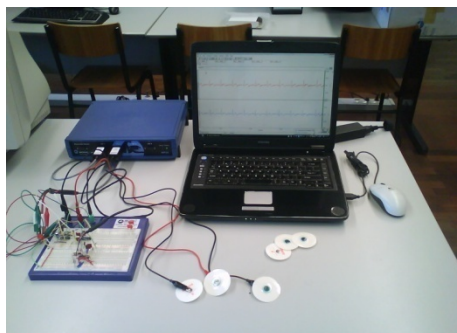


Figura 55 Montagem para aquisição de sinal

A montagem do circuito de condicionamento de sinal é baseada numa topologia de três eléctrodos colocados segundo o triângulo de Einthoven e cuja posição pode ser observada na Figura 56. Os eléctrodos são ligados ao circuito por três cabos de ligação. As saídas do circuito de condicionamento de sinal são ligadas à entrada do dispositivo Biopac MP35 (CH1) que, através do *software* BSL PRO permite a visualização e análise dos resultados.

Na Figura 56 é possível observar um diagrama representativo das várias fases de amplificação do sinal, desde o momento que é recolhido até à saída analógica. O sinal medido é tratado de forma a serem obtidas três saídas, Output ECG banda completa, Output ECG com filtro e a Detecção QRS. A primeira saída representa o sinal amplificado e filtrado que vai ser usado como a entrada para a detecção do pico QRS resultando na saída Detecção QRS. O Output ECG banda completa é aplicado à entrada de um filtro rejeita-banda obtendo-se o ECG final.

Os circuitos descritos são combinados entre si segundo o diagrama da Figura 56 em que a saída de um é a entrada do outro de forma a obter o circuito do Anexo D.

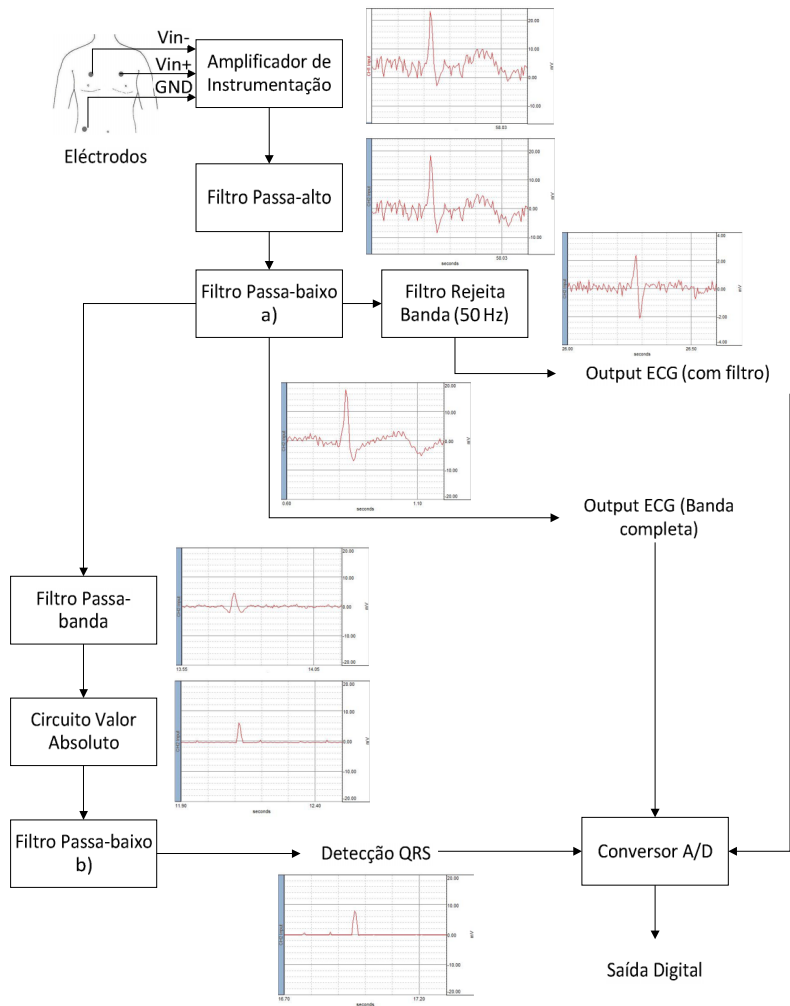


Figura 56 Diagrama de blocos da aquisição do ECG e detecção da onda QRS [22]

5.1.1. AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTAÇÃO

O amplificador de instrumentação representado na Figura 57 trata-se de uma configuração com três ampops que permite amplificar o sinal de ECG, tendo sido projectado com um ganho de 101. O amplificador converte o sinal ECG diferencial num único sinal de saída, com uma rejeição em modo comum alta. O ganho do amplificador é dado por (com $R_4 = R_5 = R_6 = R_7$) [22]:

$$G = \left[\frac{R_2 + R_3}{R_1} + 1 \right] = 101; \quad [V_1 - V_2] \cdot G = V_{out}$$

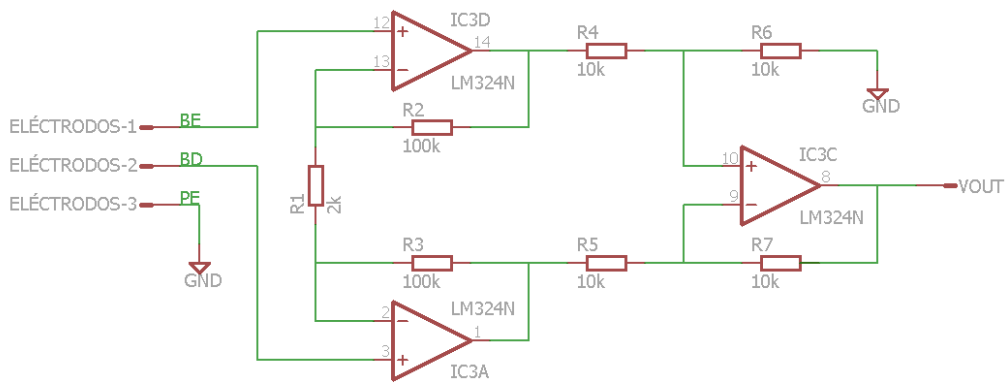


Figura 57 Amplificador de instrumentação [22]

Na Figura 58 é possível observar o resultado obtido na saída do amplificador de instrumentação que corresponde ao detectado pelos eléctrodos mas num único sinal de saída.

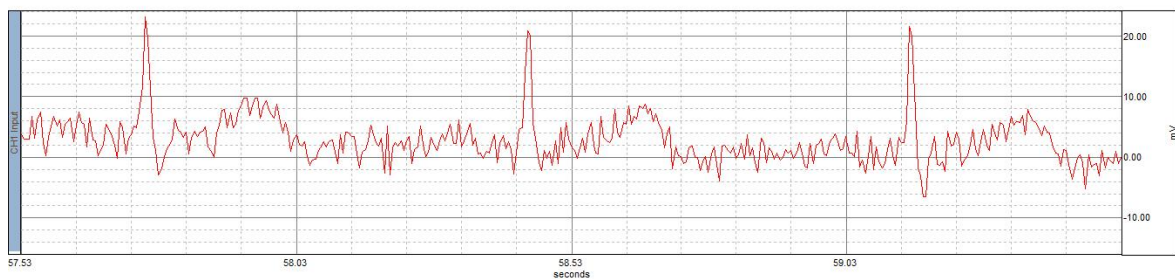


Figura 58 ECG para a saída do amplificador de instrumentação

5.1.2. FILTRO PASSA - ALTO

O filtro passa-alto, representado na Figura 59, é um filtro de Sallen Key de segunda ordem com um ganho unitário projectado para deixar passar apenas as frequências superiores a 1 Hz. O filtro caracteriza-se por [22]:

- Ganho unitário às baixas frequências (A_v);
- Factor de qualidade $Q = 0,5\sqrt{\frac{R1}{R2}} = 0,707$;
- Frequência de corte $f_p = \frac{1}{2\pi C\sqrt{R1R2}} = 1Hz$

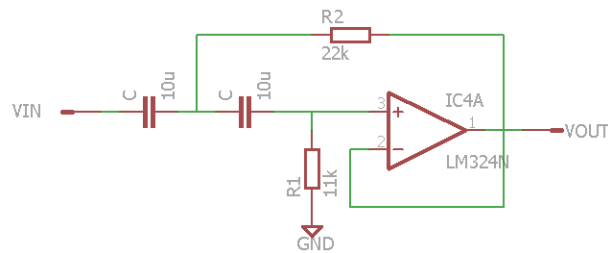


Figura 59 Filtro passa alto [22]

Na Figura 60 é possível observar o resultado obtido na saída do filtro passa-alto sendo a sua entrada o sinal correspondente à saída do amplificador de instrumentação (Figura 57). O resultado obtido é muito similar ao anterior com destaque para a amplitude ser ligeiramente menor.

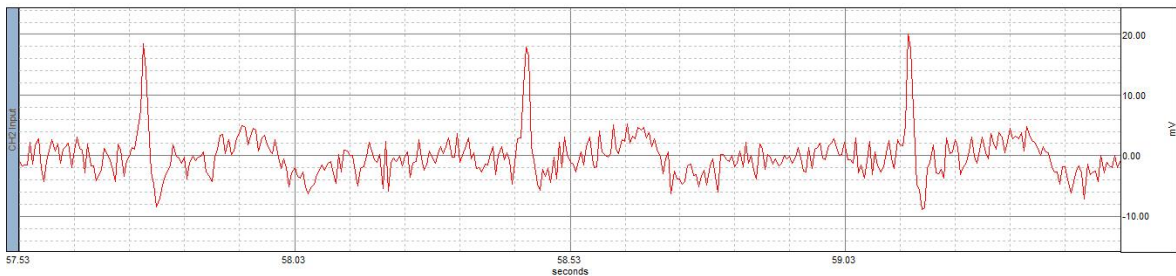


Figura 60 ECG para a saída do filtro passa-alto

5.1.3. FILTRO PASSA - BAIXO

O filtro passa-baixo, representado na Figura 61, é um filtro de Sallen-Key de segunda ordem com ganho unitário projectado para deixar passar apenas as frequências inferiores a 100 Hz. A sua configuração é muito idêntica ao filtro passa-alto destacando-se pela troca das resistências e dos condensadores entre si. O filtro caracteriza-se por [22]:

- Ganho unitário às baixas frequências (A_v);

- Factor de qualidade $Q = 0,5\sqrt{\frac{C2}{C1}} = 0,707$;

- Frequência de corte $f_p = \frac{1}{2\pi R\sqrt{C1C2}} = 100\text{Hz}$

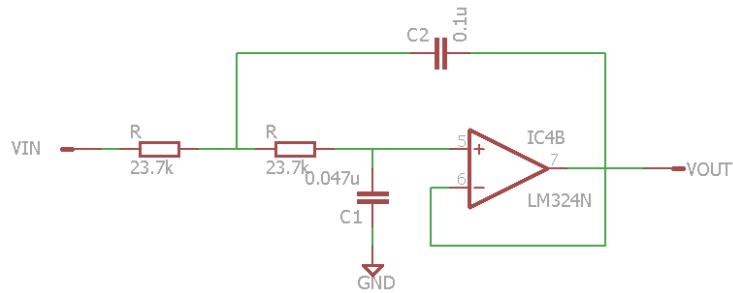


Figura 61 Filtro passa baixo [22]

A entrada deste filtro é a saída do filtro passa-alto (Figura 60) e cujo resultado obtido encontra-se representado na Figura 62, que corresponde à saída ECG (banda completa). O sinal obtido à saída deste filtro pode representar ainda, no circuito de condicionamento de sinal, a entrada para detecção do pico QRS. O resultado obtido destaca-se do anterior pela amplitude que é consideravelmente inferior. De notar que com a introdução deste filtro houve uma redução do ruído por terem sido eliminadas as altas frequências.

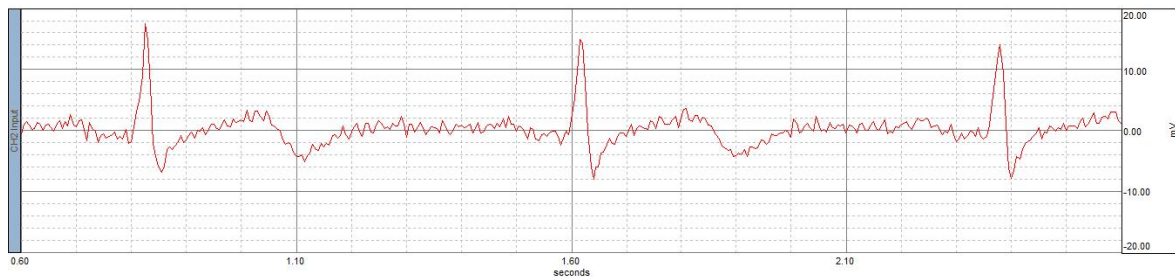


Figura 62 ECG para a saída do filtro passa-baixo/Output ECG

5.1.4. FILTRO REJEITA-BANDA

O filtro rejeita-banda, representado na Figura 63, é caracterizado por “deixar passar” todas as frequências excepto a frequência centrada numa determinada largura de banda, e que foi projectado para rejeitar a frequência de 50 Hz. Este filtro tem como finalidade a remoção de interferências indesejáveis associadas aos sinais da rede (50 Hz). O filtro caracteriza-se por [22]:

- Frequência $f_0 = \frac{Q}{\pi CR_2} = 50\text{Hz}$;
- Factor de qualidade $Q = 0,5 \sqrt{\frac{R_2}{R_1}} = 1$

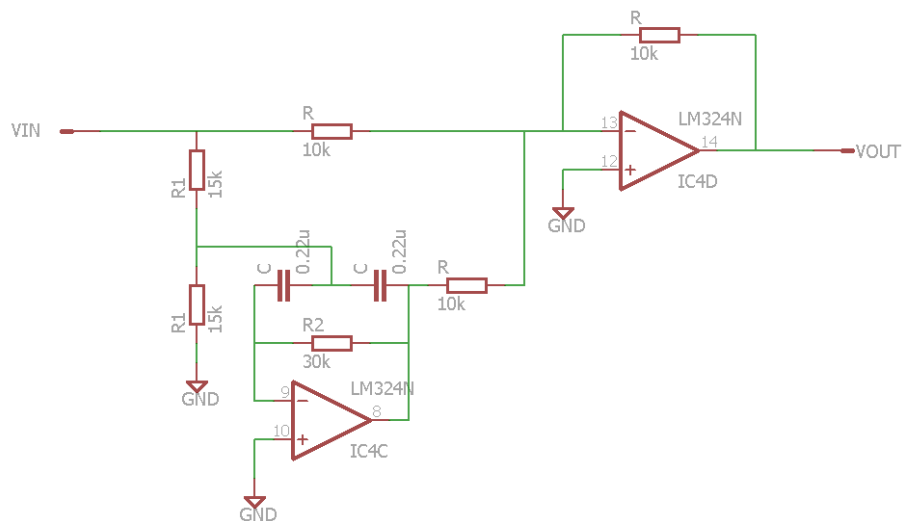


Figura 63 Filtro rejeita-banda [22]

A Figura 64 representa o resultado obtido à saída do filtro quando à sua entrada é aplicado o sinal obtido na saída do filtro passa-baixo referente à primeira saída ECG (Figura 62). O sinal obtido na sua saída corresponde à saída ECG com filtro que depois vai ser convertido em formato digital.

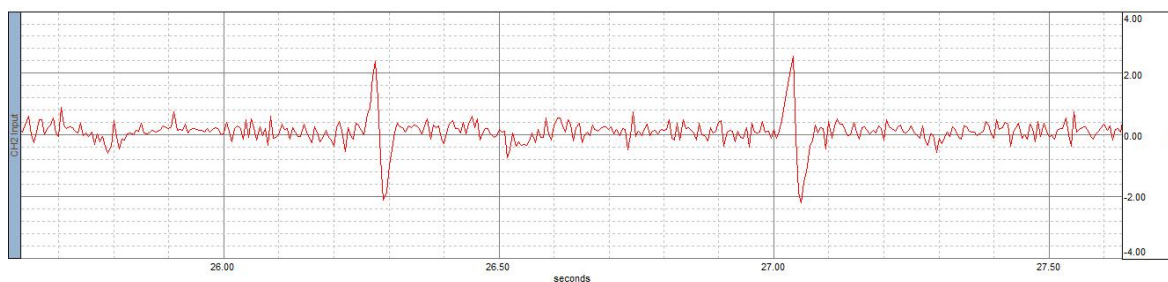


Figura 64 ECG para a saída do filtro rejeita-banda/ Output ECG

5.1.5. FILTRO PASSA - BANDA

O filtro passa-banda, representado na Figura 65, tem como função a selecção de frequências deixando passar os sinais cuja frequência se situam dentro da banda de passagem. O filtro foi projectado para a frequência de 17 Hz que está centrada entre a frequência inferior e superior de corte. O filtro caracteriza-se por [22]:

- Frequência de centro $f_0 = \frac{Q}{\pi CR_2} = 17Hz$;
- Factor de qualidade $Q = 0,5 \sqrt{\frac{R_2}{R_1}} = 5$;

- Ganho $G = 2Q^2 = 50$

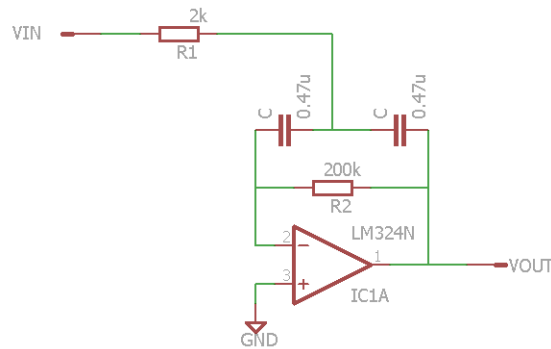


Figura 65 Filtro passa-banda [22]

Na Figura 66 é possível observar o resultado obtido na saída do passa-banda quando é aplicado na sua entrada o sinal à saída do filtro passa-baixo representado na Figura 62.

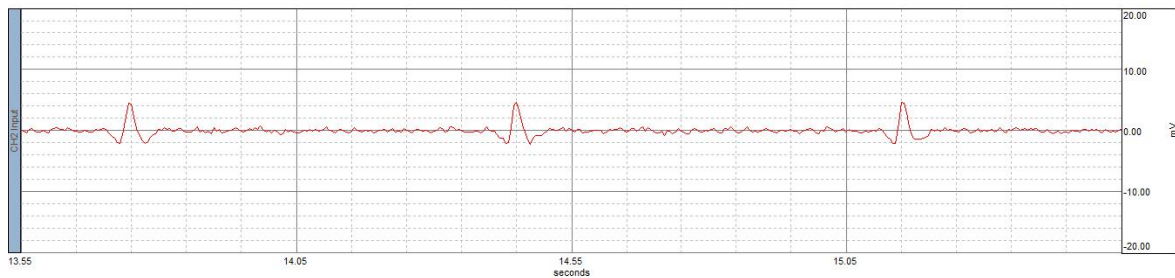


Figura 66 ECG para a saída do filtro passa-banda

5.1.6. CIRCUITO VALOR ABSOLUTO

O circuito valor absoluto, representado na Figura 67, é frequentemente utilizado para medir a amplitude ou potência de um sinal bipolar, sendo tipicamente seguido de um filtro passa-baixo para alisar a resposta. A saída do circuito valor absoluto é igual ao módulo da sua entrada [22].

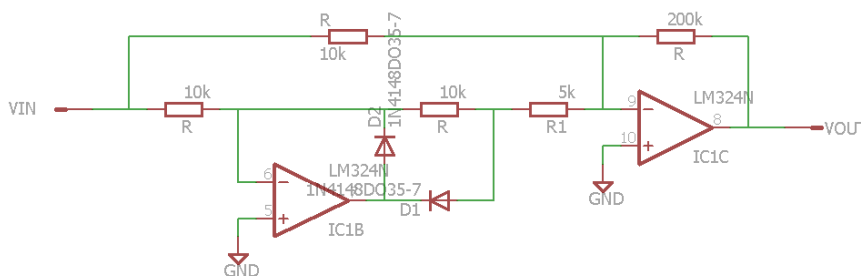


Figura 67 Circuito valor absoluto [22]

A Figura 68 representa o resultado obtido à saída do circuito de valor absoluto quando a sua entrada é aplicado o sinal obtido na saída do filtro passa-banda (Figura 66). O sinal obtido representa apenas o pico R do ECG obtido na primeira saída.

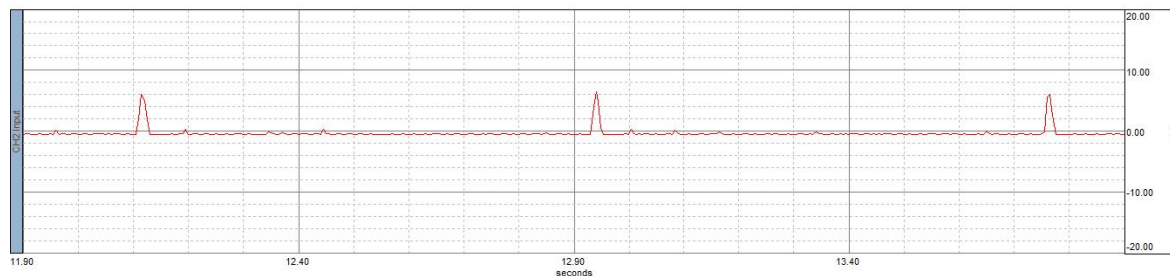


Figura 68 ECG para a saída do circuito valor absoluto

5.1.7. RESULTADOS OBTIDOS

Os testes foram realizados com o mesmo nível de *stress* cardíaco e o resultado obtido para as três saídas projectadas encontra-se representado na Figura 69.

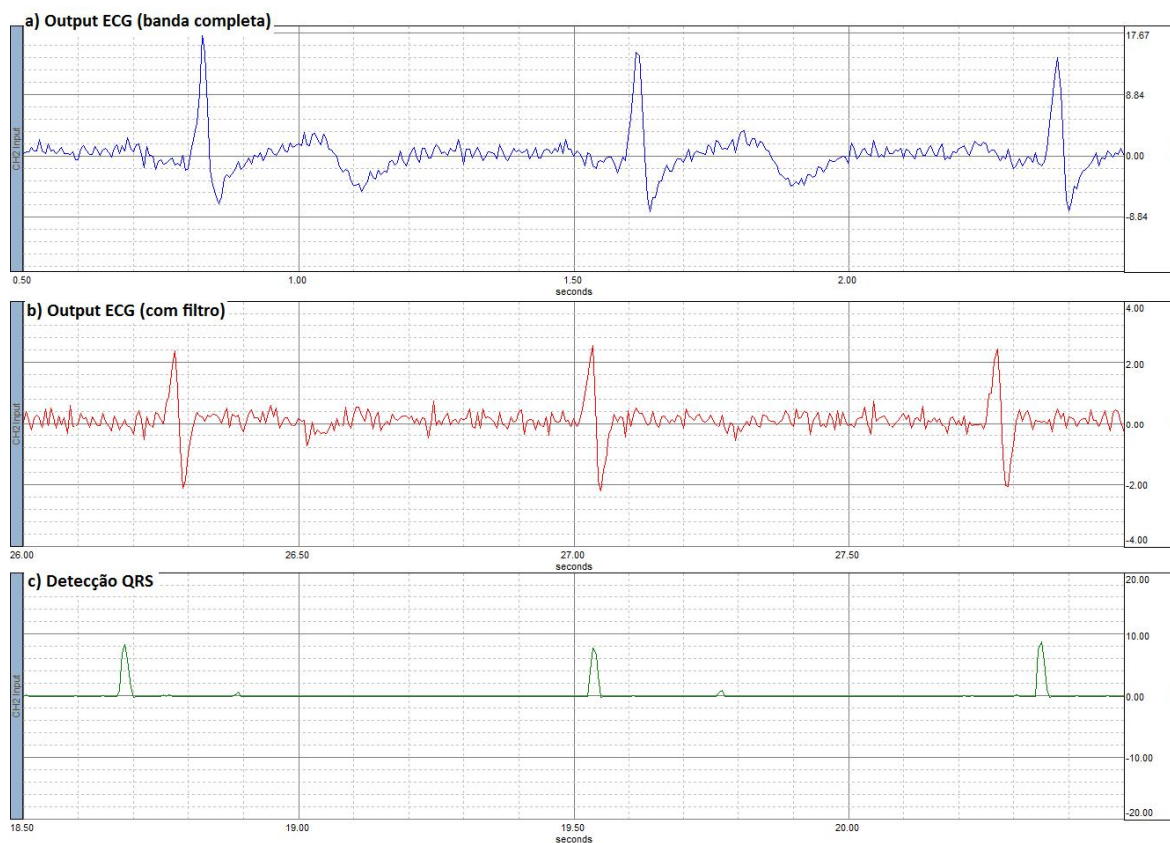


Figura 69 ECG para as três saídas do circuito de processamento de sinal

A saída ECG com filtro representa o sinal que vai ser convertido no formato digital. A outra saída, Detecção QRS, representa o pico QRS do sinal ECG obtido. O condicionamento de sinal para obter estas duas saídas resulta da utilização do sinal de saída ECG de banda completa como entrada.

Na Tabela 9 estão reflectidos os valores de amplitude e tempo de ciclo cardíaco obtido pelas formas de onda correspondentes a cada um dos blocos de circuitos. Pela tabela é possível confirmar o que os gráficos demonstram o que já foi referido. De destacar a diferença significativa na amplitude para as duas saídas ECG e a redução gradual da amplitude pelos filtros na obtenção do output ECG (banda completa).

Tabela 9 Valores de amplitude e de ΔT para os diferentes blocos de circuito testados

	Amplitude QR (mV)	ΔT (s)
Amplificador de instrumentação	21,81	0,70
Filtro passa-alto	18,78	0,70
Filtro passa-baixo (Saída ECG-banda total)	15,96	0,74
Filtro de frequência única (Saída ECG)	2,49	0,76
Filtro passa-banda	4,59	0,71
Circuito valor absoluto	6,17	0,82
Detecção de QRS (Filtro passa-baixo)	7,58	0,85

5.2. ELÉCTRODOS TÊXTEIS DESENVOLVIDOS

Como já referido os eléctrodos têxteis tem como principal vantagem a sua flexibilidade facilitando o contacto com a superfície da pele. Outro factor que os torna vantajosos é o facto de serem confortáveis e fáceis de incluir numa peça de roupa, viabilizando assim monitorizações prolongadas do ECG. Para a construção dos eléctrodos foram disponibilizados dois tipos de tecido cujas características se encontram descritas nos números 2 e 3 na Tabela 4 da subsecção 3.4.7 e que correspondem ao tecido a) e b) da Figura 70.

Para a construção dos eléctrodos foi cortado o tecido com uma secção de 8x5 cm e cosido numa faixa de tecido. Por baixo do tecido condutor foi colocado um material esponjoso de forma a criar uma saliência e melhorar o contacto com a pele mesmo que a faixa fique mais folgada devido à respiração.

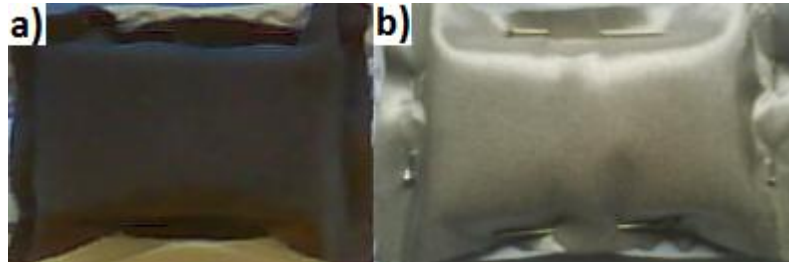


Figura 70 Eléctrodos têxteis desenvolvidos (a) Tecido 2; b) Tecido 3)

Aos eléctrodos foram realizados um conjunto de testes com o objectivo de analisar e avaliar os sinais recolhidos com cada um deles. Assim, foram realizados os testes para as situações de repouso e movimento, utilizando os sistemas Biopac MP35, BioHarness e o circuito de condicionamento de sinal, utilizando os dois eléctrodos. Esses testes encontram-se representados nas Figura 71 a Figura 76 em que os gráficos a) e b) representam o sinal recolhido pelos eléctrodos a) e b) da Figura 70. Pela análise dos resultados obtidos é possível avaliar o desempenho dos eléctrodos para as mesmas condições de utilização.

Nas Figura 71 e Figura 72 encontram-se os resultados obtidos com o sistema *BioHarness*.

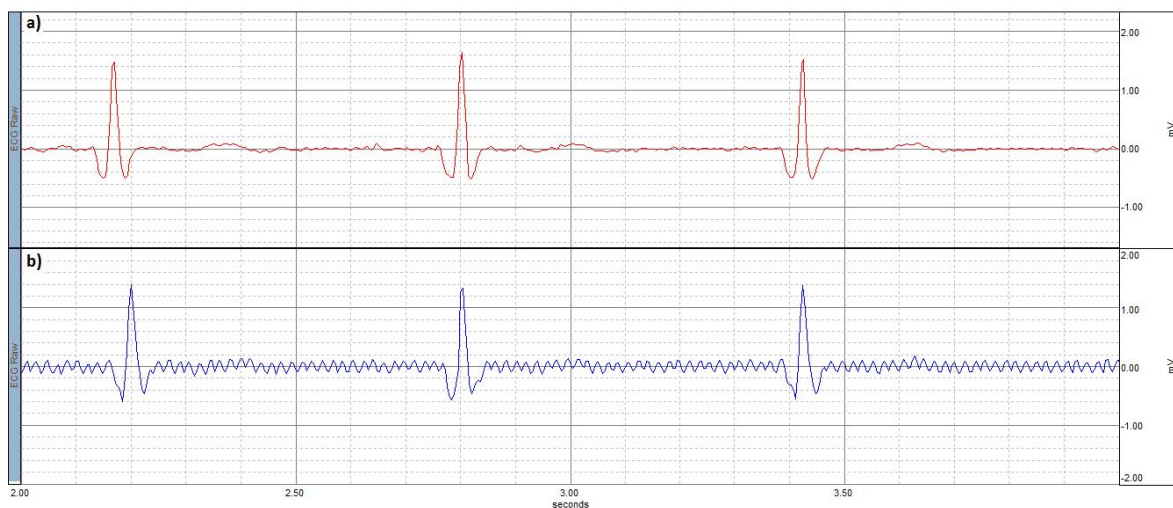


Figura 71 ECG para o sistema *BioHarness* na situação de repouso

Pela observação da Figura 71, em que o paciente se encontra na situação de repouso é possível observar no gráfico b) a existência de bastante ruído apenas sendo possível identificar o complexo QRS, enquanto no gráfico a), apesar da existência de algum ruído, apenas não é possível identificar a onda P em certos ciclos. De destacar ainda a redução da amplitude em 0,20 mV no eléctrodo b) em relação ao eléctrodo a).

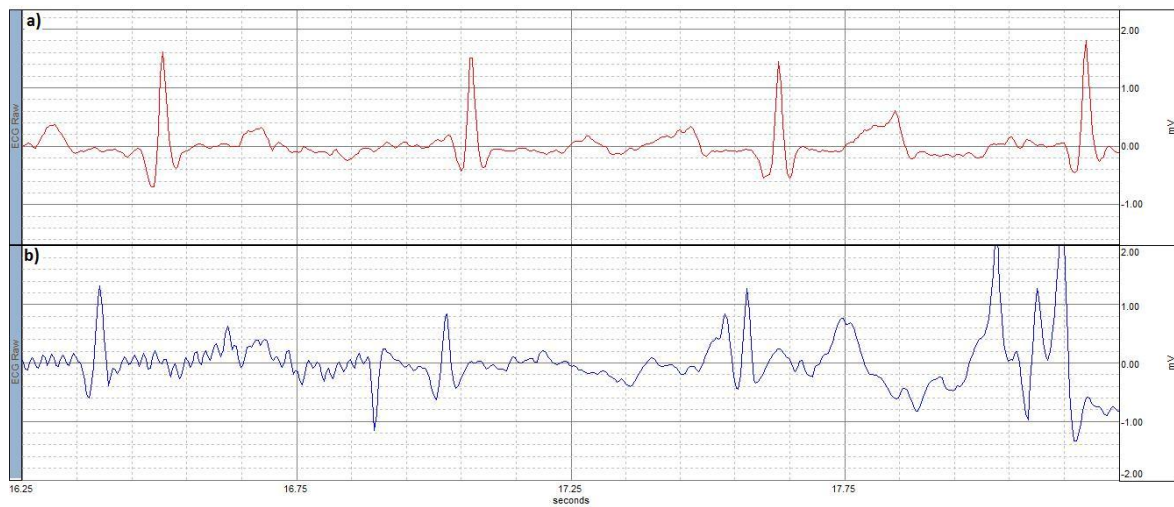


Figura 72 ECG para o sistema *BioHarness* na situação de movimento

Para a situação de movimento, representada na Figura 72, é possível observar uma influência elevada da movimentação no sinal sendo que para o gráfico a) a distorção e o ruído causados é menor, contudo é difícil identificar a onda T.

Nas Figura 73 e Figura 74 encontram-se os resultados obtidos com o sistema *Biopac MP35*.

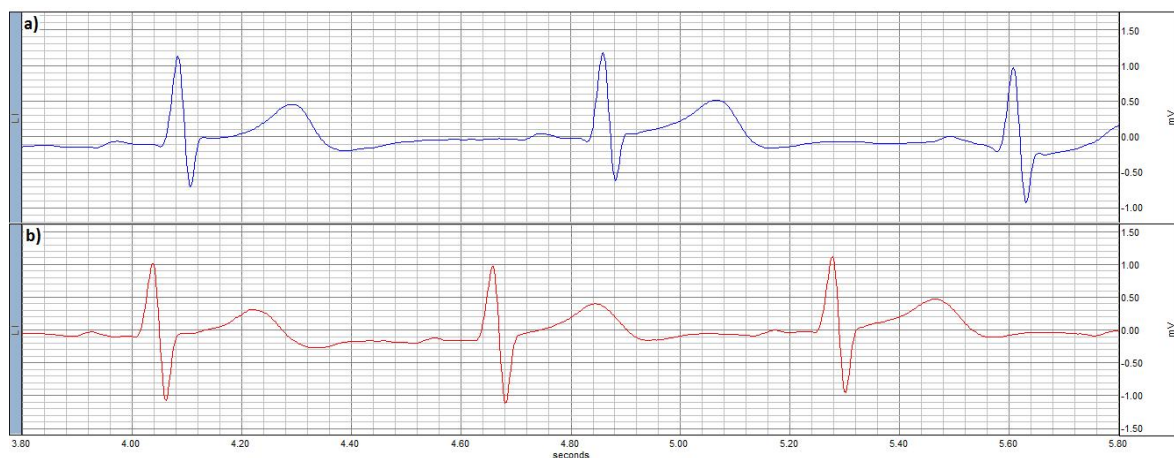


Figura 73 ECG para o sistema *Biopac MP35* na situação de repouso

Na Figura 73 observa-se o resultado obtido para a situação de repouso e pela sua análise, ambos os gráficos apresentam bons resultados, não apresentando ruído sendo possível identificar bem todas as fases do ciclo cardíaco. Tal como no caso anterior, para a situação de movimento (Figura 74), é observado uma distorção elevada causada pela movimentação, sendo maior no gráfico b), contudo no gráfico a) é difícil identificar a onda T do ciclo cardíaco.

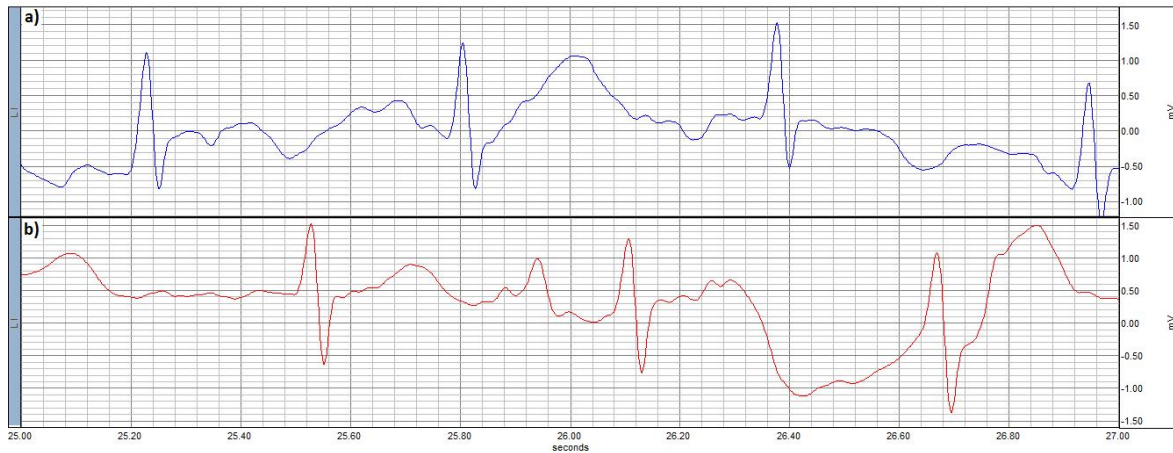


Figura 74 ECG para o sistema *Biopac MP35* na situação de movimento

No sistema *Biopac MP35*, notam-se aquando da recolha dos sinais uma influência significativa da respiração no ECG, contudo não inviabilizando a identificação das fases do ciclo cardíaco.

Nas Figura 75 e Figura 76 estão representados os resultados obtidos através do circuito de processamento de sinal montado.

Para a situação de repouso (Figura 75) os resultados obtidos entre os dois tipos de tecido são muito idênticos destacando-se pela existência de um pouco mais de ruído no gráfico b), contudo as diferenças destacam-se mais na situação de movimentação (Figura 76) em que, para o tecido que resultou o gráfico b) é influenciado mais facilmente pela movimentação registando mais distorção e ruído. Os gráficos relativos a essa situação apresentam uma elevada distorção inviabilizando a identificação das fases do ciclo cardíaco, ou então tornando a sua identificação de baixo rigor ao contrário da situação de repouso.

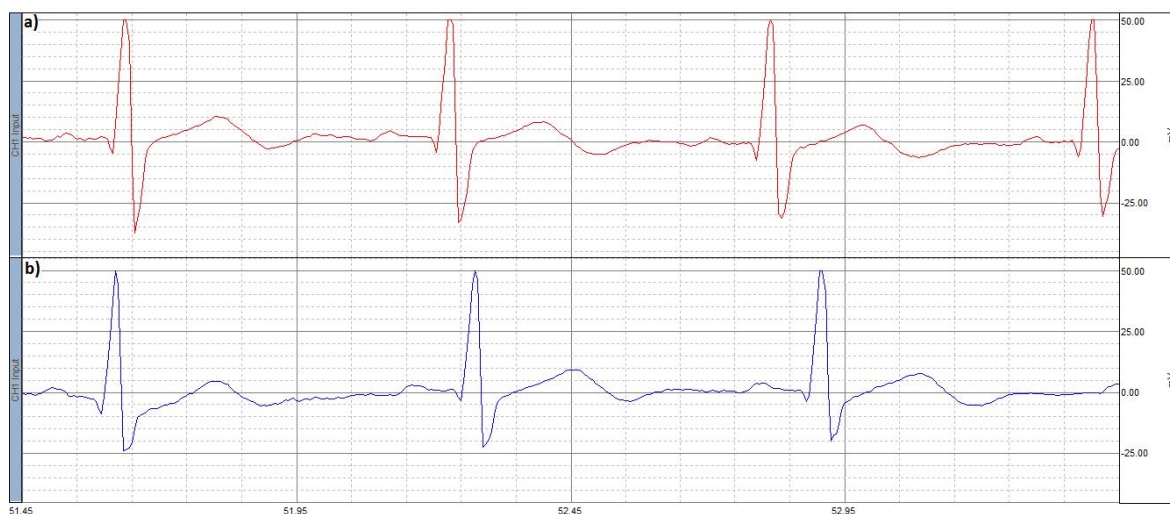


Figura 75 ECG para o circuito de processamento de sinal na situação de repouso

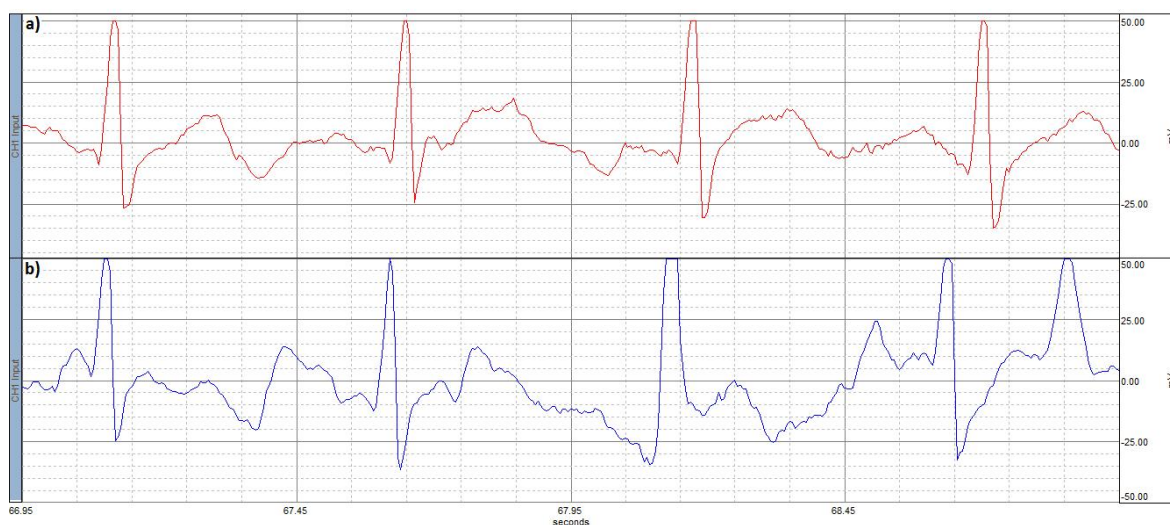


Figura 76 ECG para o circuito de processamento de sinal na situação de movimento

Após a análise de todos os gráficos e resultados, pode-se dizer que para todos os sistemas o eléctrodo a) foi o que apresentou o melhor comportamento em ambas as situações destacando-se por ter menos ruído e distorção. Entre os sistemas utilizados, aquele que apresenta melhor resultado para a situação de repouso é o *Biopac MP35* pois identifica-se todas as ondas do ciclo cardíaco. Para a situação de movimentação o que apresenta melhor desempenho é o sistema *BioHarness* pois os resultados apresentam menos distorção e ruído.

Nos testes efectuados existem efeitos associados às ligações entre os eléctrodos e os sistemas utilizados que podem influenciar os resultados. Para o sistema *BioHarness* a

ligação entre o sistema e os eléctrodos é efectuado com cabos de ligação. O sistema utiliza um sensor de respiração para a sua detecção e um acelerómetro para detectar a movimentação para posteriormente, através de algoritmos corrigir os efeitos associados, o que neste caso não era efectuado. Já para o sistema Biopac MP35 a ligação dos eléctrodos ao sistema poderia influenciar nos resultados, especialmente na situação de movimentação.

Para melhor interpretar o comportamento dos eléctrodos desenvolvidos a Tabela 10 apresenta um resumo dos efeitos reflectidos nos resultados. Nela constam as ondas do ciclo cardíaco que são identificáveis e os níveis de ruído e distorção numa escala de 4 níveis (sem, baixo, médio e alto), para todas as condições de teste e sistemas utilizados.

Tabela 10 Resumo do comportamento dos eléctrodos

Sistema	Condição de Teste	Eléctrodo a)	Eléctrodo b)
BioHarness	Repouso	Ruído Baixo Identifica: P; QRS; T	Ruído alto Identifica: QRS
	Movimento	Distorção média Identifica: QRS; T	Distorção alta Identifica: QRS
Biopac MP35	Repouso	Sem ruído Identifica: P; QRS; T	Sem ruído Identifica: P; QRS; T
	Movimento	Distorção média Identifica: QRS; T	Distorção alta Identifica: QRS
Circuito de Condicionamento de Sinal	Repouso	Ruído baixo Identifica: P; QRS; T	Ruído médio Identifica: QRS; T
	Movimento	Distorção média Identifica: QRS; T	Distorção alta Identifica: QRS

6. CONCLUSÕES

Ao longo do relatório foram sendo apresentadas conclusões que permitiram sustentar as opções adoptadas durante o desenvolvimento do projecto. Assim, neste último capítulo é realizada uma síntese das principais conclusões, consequências e relevâncias do trabalho realizado bem como perspectivas de futuros desenvolvimentos.

Com base no estudo sobre os vários tipos de eléctrodos foi determinado que as suas principais características seriam: o tipo de fixação; o interface entre este e a pele; a sua adaptabilidade; a condutividade e o conforto de utilização. Já quanto aos sistemas estudados foi determinado como principais características a portabilidade e o tipo de comunicação utilizado para visualização dos sinais. Essas características influenciam o local e a actividade onde são inseridos.

Ao longo do trabalho foram realizados testes com os sistemas Biopac e BioHarness e considerando diferentes tipos de eléctrodos que permitiram retirar conclusões acerca dos eléctrodos disponíveis, do seu posicionamento e do seu desempenho. O teste com os eléctrodos convencionais, em que é recolhido o ECG com diferentes tipos de eléctrodos, verifica-se diferenças nos sinais obtidos, concluindo-se pelos resultados que o eléctrodo com melhor desempenho é o eléctrodo Biopac e o eléctrodo de estimulação, pois apresentam menos ruído e distorção para as situações de repouso e movimento. O teste de

posicionamento consiste na recolha do ECG para diferentes posições e permite avaliar as diferenças no sinal obtido pelas diferentes posições testadas. Quanto ao posicionamento dos eléctrodos convencionais conclui-se que a melhor posição é a posição em que os eléctrodos activos coincidem com a derivação I das derivações bipolares periféricas (posição b) representada na Figura 40 da subsecção 3.5.1. Para o posicionamento do cinto de eléctrodos do sistema BioHarness verifica-se que as melhores posições são a posição de referência e a posição em que um dos eléctrodos está um pouco mais afastado do coração (posição 1 e 3 representada na Figura 53 da subsecção 4.2.6), pois são as que apresentam um resultado coincidente com o ECG típico. O outro teste realizado, teste Biopac vs BioHarness, tem como objectivo verificar o comportamento dos sistemas utilizando diferentes tipos de eléctrodos. Pelos resultados obtidos verifica-se que, para o sistema Biopac não são obtidas diferenças significativas nos sinais recolhidos. Para o sistema BioHarness isso já não acontece, verificando-se diferenças no ruído obtido e conclui-se que, quando se utiliza um diferente tipo de eléctrodo e um diferente tipo de ligação o ruído impede a identificação das fases do ciclo cardíaco, nomeadamente as ondas de despolarização e repolarização (onda P e T).

Para o desenvolvimento dos eléctrodos têxteis foram realizados testes utilizando os sistemas Biopac, Bioharness e o circuito de condicionamento de sinal, para as situações de repouso e movimento. Esses testes permitem perceber e avaliar os resultados que são obtidos com os diferentes tipos de eléctrodos. Com a análise dos testes realizados conclui-se que o eléctrodo que tem um melhor desempenho é o constituído com o tecido 2 representado na Tabela 4 da subsecção 3.4.7, pois para este eléctrodo observa-se menos ruído e distorção nas situações de repouso e movimento.

Com o decorrer do trabalho foram adquiridos conhecimentos na área em estudo, nomeadamente sobre a anatomofisiologia cardíaca, a propagação e condução dos estímulos, a influência da pele na recolha dos sinais, o interface entre a pele e o eléctrodo, o electrocardiograma pelas 12 derivações, conhecer os tipos de eléctrodos e sistemas utilizados. Com a montagem realizada, compreendeu-se cada uma das partes do condicionamento do sinal electrocardiográfico.

Durante a execução do trabalho foram sendo encontradas dificuldades que tiveram que ser ultrapassadas, de destacar o desconhecimento sobre a área da medicina e química que tiveram de ser abordadas.

Futuramente seria desejável a construção de uma camisola com eléctrodos têxteis e dispositivos nela embebidos. Uma vez que, para situações de movimentação são provocadas distorções no sinal ECG, seria desejável estudar a aplicação de um acelerómetro para a detecção de movimentos provocados pelo paciente, para que, com o auxílio de algoritmos, seja possível detectar e corrigir essas distorções.

Referências Documentais

- [1] WEBSTER, John G. — *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3ª Edição, 1997
- [2] DIJK, Jaap, LOON, Bob Van — *The Electrocardiogram Centennial: Willem Einthven (1860 - 1927)*. Proceedings of the IEEE, vol.94, no.12, 2006
- [3] SCHNECK, Daniel J.; — *An Outline of Cardiovascular Structure and Function*. Virginia Polytechnic Institute and State University, CRC Press LLC, 2000
- [4] SHANDS HEALTH CARE—<http://www.shands.org/health.htm>, consultado em Dezembro de 2008
- [5] SILBERNEGL, Stefan; DESPOPOULOS, Agamemnon—*Fisiologia*. Texto e atlas, 5ª Edição, 2003
- [6] CREMMEL, Marcel—*GBECG (Game Boy ECG)*. Elektor, Outubro 2006
- [7] GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. — *Tratado de Fisiologia Médica*. Elsevier, 11ª Edição, 2006
- [8] M. Catrysse; R. Puers; C. Hertleer; L. Van Langenhove; H. Van Egmond; D. Matthys — *Towards the Integration of Textile Sensors in a Wireless monitoring Suit*. ELSEVIER, 2003
- [9] LIU, Yan; PECHT, Michael G. — *Reducing of Skin Stretch Induced Motion Artefacts in Electrocardiogram Monitoring Using Adaptive Filtering*. Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference, 2006
- [10] KIM, Hong-Lae; KIM, Yong-Ho; KIM, Yong-Jun — *Miniature Electrocardiography Sensor Using a Flexible Printed Circuit and MEMS Technology*. Proceedings of IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems, 2008
- [11] OTTENBACHER, Jörg; RÖMER, Stephan; KUNZE, Christophe; GROBMANN, Ulrich; STORK, Wilhelm — *Integration of a Bluetooth Based ECG System Into Clothing*. Institute for Information Processing Technology, University of Karlsruhe, 2004
- [12] M. Silva; A. Catarino; H. Carvalho; A. Rocha; J. Monteiro; G. Montagna — *Study of Vital Sign Monitoring With Textile Sensors in Swimming Pool Environment*. University of Minho, University of Lisbon, 2009
- [13] BIOPAC — *BioHarness User Guide*. Biopac Systems Inc, <http://www.biopac.com>, 2008
- [14] Electromagnetic field shielding fabrics – <http://www.lessemf.com/fabrics>, consultado em Agosto de 2009

- [15] CARDIAC SCIENCE — <http://www.cardiacscience.com/cardiology-products/ecg-devices>, consultado em Abril de 2009
- [16] KREMER, Jocelyn Mariah— *Basic Tutorial*. BIOPAC Systems, Inc., Biopac Student Lab, 2007
- [17] Alive Technologies — *Mobile Cardiac Monitoring Handout*. Alive Hart Monitor. <http://www.alivetec.com/products.htm>, consultado em Abril de 2009
- [18] CARDIONICS — The CarTouch. <http://cardionics.be/english/cartouchE>, consultado em Abril de 2009
- [19] CORSCIENCE — *CorBelt*. <http://corscience.de/en/medical-engineering/products-systems/ecg-devices>, consultado em Abril de 2009
- [20] VIVOMETRICS — <http://www.vivometrics.com/lifeshirt>, consultado em Abril de 2009
- [21] VELAMED — *Zephyr guide*. <http://www.velamed.com>, 2009
- [22] BIOPAC – *Biopac Engeneering Signal Processing Lab*. Biopac Systems Inc., 2002

Anexo A. Lesson nº 5 – Electrocardiography I

A lição nº 5 que é proposta no manual de laboratório do *Biopac Student Lab* consiste num guião para monitorização da actividade cardíaca, através do canal 2 do MP35, utilizando dois eléctrodos colocados no braço direito e perna esquerda e um eléctrodo de referência na perna direita. Este guião tem como objectivo [16]:

- Tornar familiar o equipamento como ferramenta para avaliar os impulsos eléctricos provenientes do coração;
- Relacionar os sinais eléctricos no ECG com as fases mecânicas que ocorrem durante um ciclo cardíaco;
- Observar diferenças de avaliação e ritmo cardíaco no ECG associadas à posição do corpo e respiração.

As Tabela 11 a Tabela 16 são preenchidas com os valores obtidos pela análise dos gráficos e com os respectivos cálculos efectuados.

Dados do paciente:

- Nome: Sérgio Andrade
- Idade: 25
- Sexo: masculino
- Altura: 1,80 m
- Peso: 80 kg

Tabela 11 Dados obtidos na posição deitada, em descanso e com respiração normal

Medida	Canal	Ciclo cardíaco			Média
		1	2	3	
ΔT (s)	CH2	0,702	0,661	0,655	0,676
BMP	CH2	85,470	90,772	91,603	89,282

Tabela 12 Dados obtidos na posição deitada, em descanso e com respiração normal para as diferentes fases do ciclo cardíaco

Componente	Duração ΔTrr (s)				Amplitude Δ (mV)			
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Média	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Média
ECG								
Onda P	0,102	0,131	0,112	0,115	-0,022	0,003	-0,056	-0,025
Intervalo PR	0,131	0,157	0,141	0,143	0,044	-0,017	-0,037	0,003
Segmento PR	0,028	0,026	0,030	0,028	-0,021	-0,020	0,015	-0,008
Complexo QRS	0,090	0,113	0,089	0,097	0,035	-0,047	-0,017	-0,010
Intervalo QT	0,324	0,325	0,232	0,294	-0,007	0,008	0,051	0,017
Segmento ST	0,068	0,026	0,081	0,057	0,025	0,009	-0,036	0,001
Onda T	0,167	0,187	0,152	0,169	0,021	0,068	0,016	0,239

Tabela 13 Intervalo de tempo na posição deitada, em descanso e com respiração normal

Leituras	CH2 ΔTrr			
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Média
ventriculares				
Intervalo QT	0,324	0,325	0,232	0,294
Intervalo TR	0,207	0,212	0,191	0,203

Tabela 14 Dados obtidos na posição sentada e respirar fundo

Ritmo	Canal	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Média
Inspiração					
ΔTrr	CH2	0,590	0,587	0,547	0,575
BMP	CH2	101,695	102,215	109,689	104,530
Expiração					
ΔTrr	CH2	0,830	0,713	0,579	0,707
BMP	CH2	72,289	84,151	103,627	86,689

Tabela 15 Dados obtidos na posição sentada

Hart Rate	Canal	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Média
ΔTrr	CH2	0,605	0,615	0,620	0,613
BMP	CH2	99,174	97,561	96,774	97,867

Tabela 16 Dados obtidos depois de fazer exercício

Leituras	CH2 Δ Trr			
	Ciclo 1	Ciclo 2	Ciclo 3	Média
ventriculares				
Intervalo QT	0,321	0,313	0,303	0,312
Intervalo TR	0,137	0,151	0,158	0,149

Quando o paciente se encontra na posição sentada o BPM é baixo devido ao paciente se encontrar na posição de repouso. Na situação em que o paciente respira fundo, quando este inspira os pulmões encontram-se cheios sendo que a pressão provoca um aumento do número de batimentos acontecendo o oposto aquando da expiração, pois nesse caso a pressão é mais baixa. Após o paciente efectuar exercícios é normal que haja um aumento do BMP uma vez que necessita de bombear sangue com mais frequência devido ao exercício efectuado.

Com o ciclo respiratório não são notórias as diferenças no ciclo cardíaco, contudo na situação em que o paciente respira fundo essas diferenças já são notórias devido à diferença de pressão.

É notória a distinção entre as fases *sístole* e *diástole* contudo para situações em que o BMP é maior, como no caso posterior ao exercício, essa distinção é ainda mais acentuada.

Anexo B. Lesson nº6 – Electrocardiography II

A lição nº 6 proposta no manual de laboratório do *Biopac* consiste na monitorização da actividade cardíaca, através dos canais 1 e 3 do MP35, tomando o princípio do triângulo de Einthoven em que são colocados dois eléctrodos, um no braço direito e outro no braço esquerdo e um terceiro eléctrodo na perna direita designado de eléctrodo de referência. Ao canal 3 é ligado o cabo com os eléctrodos na posição referida na lição nº5 para efectuar posteriormente a comparação. Este guião tem como objectivos [16]:

- Registrar o ECG a partir das derivações I e III nas condições de descanso, sentado e a respirar fundo;
- Rever o ECG para a derivação II;
- Estabelecer relação entre a direcção do complexo QRS com a direcção do eixo da derivação;
- Estimar a média do eixo eléctrico do complexo QRS usando dois métodos.

A Tabela 17 está preenchida com os valores obtidos pela análise dos gráficos e com os respectivos cálculos efectuados.

Dados do paciente:

- Nome: Sérgio Andrade
- Idade: 25
- Sexo: masculino
- Altura: 1,80 m
- Peso: 80 kg

Tabela 17 Média da amplitude máxima para as diferentes situações

Condição	Complexo QRS	
	Derivação I (CH1) max	Derivação III (CH3) max
Deitado	0,57	0,74
Sentado	0,56	0,80
Inspirar	0,48	0,55
Expirar	0,31	0,40

Pela análise dos resultados é possível apontar algumas considerações. Os valores de amplitude máxima são superiores para a derivação III, entre as situações de deitado ou sentado não são notadas diferenças significativas, mas entre a situação de inspirar e expirar é detectada uma diferença no valor de amplitude que se deve ao facto de na situação de inspirar a pressão sanguínea possuir uma amplitude maior.

Na Figura 77 é possível observar o resultado obtido na situação de descanso em que são monitoradas as derivações I e III, quanto à derivação II é calculada pelo *software*. Pela sua análise é notória a semelhança com os resultados obtidos pelas derivações bipolares periféricas.

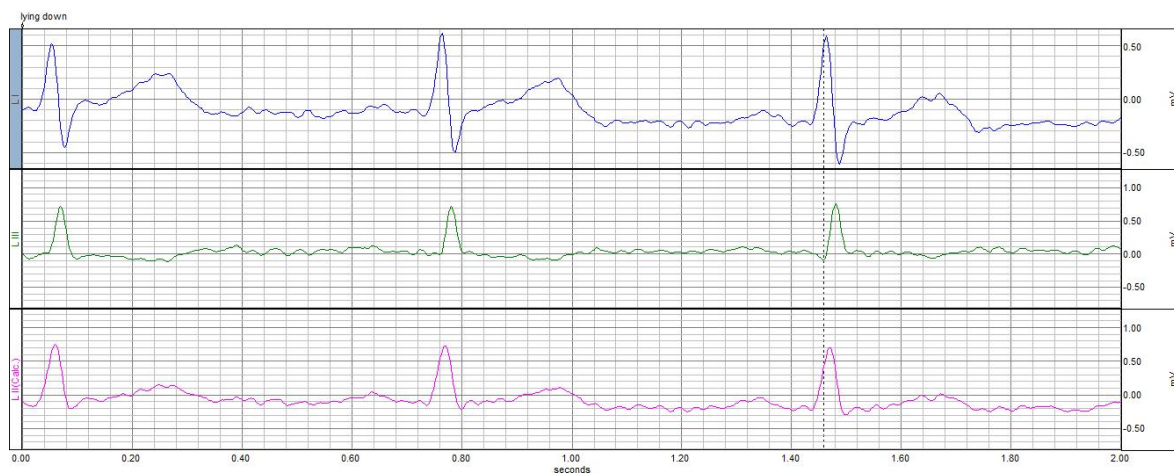


Figura 77 ECG obtido pelas três derivações na situação de descanso

Anexo C. Teste ao BioHarness

O teste efectuado ao equipamento *BioHarness* consistiu na realização de recolhas de dados em condições de descanso, a andar e em condições de exercício físico para posteriormente efectuar a análise dos sinais recolhidos. Este teste teve como objectivos:

- Efectuar um primeiro contacto com o equipamento e com o *software*;
- Efectuar testes de conformidade do equipamento;
- Experimentar os diferentes modos de funcionamento do equipamento.

O utilizador para dar início às medições necessita de:

- Prender a faixa de sensores envolta do seu peito tendo em atenção que não fique demasiado apertado para seu desconforto e que o ponto de fixação do dispositivo fique sobre a caixa torácica;
- Fixar o dispositivo de recolha de dados à faixa de sensores;
- Ligar o dispositivo receptor ao computador;
- Ligar o dispositivo pressionando o botão até o *led* piscar com frequência (modo de transmissão RF);
- Iniciar o *software AcqKnowledge* que foi previamente instalado e verificar a qualidade do sinal RF;
- No botão START do *software* dar início à recolha dos sinais.

Caso se pretenda recolher os sinais mas o computador não se encontra ao alcance, o utilizador necessita de colocar o dispositivo em modo *Logging* em que os sinais são armazenados no dispositivo e depois transmitidos para o computador, para isso é necessário executar o procedimento seguinte:

- Ligar o dispositivo em modo *logging* pressionando o botão até o *led* piscar com frequência e depois voltar a pressionar para o *led* ficar a piscar mais lentamente;
- Recolher os sinais durante o período de tempo pretendido;
- Desligar o dispositivo pressionando no botão durante 3 segundos.

Este procedimento pode ser repetido para outras medições e posteriormente enviá-las para o computador. Para isso o utilizador necessita de executar o procedimento seguinte:

- Ligar o dispositivo ao computador através do cabo USB e retirar o receptor RF;
- Iniciar o *software AcqKnowledge* e escolher a opção “*No Hardware Mode*”;
- Escolher a opção *Import* no menu *BioHarness*;
- Definir as opções de *Import* e clicar em “*Import*”;
- Escolher os ficheiros e guardá-los como ficheiros de *AcqKnowledge*.

Dados do paciente:

- Nome: Sérgio Andrade
- Idade: 25
- Sexo: masculino
- Altura: 1,80 m
- Peso: 80 kg

Tabela 18 Relação de tempo de ciclo e amplitude para as diferentes situações

Condição	ΔT_{rr} (s)	Amplitude QR (mV)
Relaxado	0,9120	1,27661
Inspirar	0,7120	1,60620
Expirar	0,7120	1,60620
Movimento	0,5000	1,62598

Na Figura 78 encontra-se apresentado o resultado obtido com o sistema *BioHarness* na posição de descanso. O gráfico obtido é muito idêntico ao resultado obtido com a derivação I das derivações bipolares periféricas.

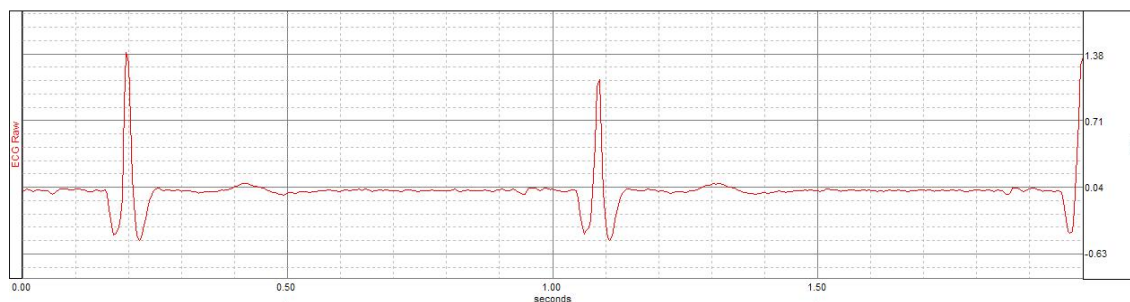


Figura 78 ECG por cinto de eléctrodos do dispositivo *BioHarness*, em posição de descanso

Anexo D. Circuito de condicionamento do sinal

