



**Daniela Filipa
Rodrigues Santos**

**Sensor Têxtil Baseado em Grafeno para
Monitorização Cardíaca**

Graphene-Based Textile Sensor for Cardiac Monitoring



**Daniela Filipa
Rodrigues Santos**

**Sensor Têxtil Baseado em Grafeno para
Monitorização Cardíaca**

Graphene-Based Textile Sensor for Cardiac Monitoring

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob orientação científica de Helena Cristina Ramos Jerónimo Dias Alves, Investigadora Principal, e Sidónio Ricardo da Cunha Freitas, Investigador, do Departamento de Física da Universidade de Aveiro da Universidade de Aveiro.

Apoio financeiro da FCT e FEDER, no âmbito dos projetos POCI-01-0145-FEDER-03207 e POCI-01-0247-033126.

o júri / the jury

presidente / president

Doutor António Alexandre da Cunha Bastos

Equiparado a Investigador Auxiliar da Universidade de Aveiro

Doutor Helena Cristina Ramos Jerónimo Dias Alves

Investigadora Principal da Universidade de Aveiro (orientador)

Doutor Ana Maria de Matos Charas

Investigadora Principal do Instituto de Telecomunicações de Lisboa

**agradecimentos /
acknowledgements**

Quero agradecer à minha orientadora Dra. Helena Cristina Ramos Jerónimo Dias Alves pela sua disponibilidade, incentivo e apoio durante a realização desta dissertação. Ao meu coorientador Dr. Sidónio Ricardo da Cunha Freitas pelo apoio durante a realização deste trabalho. Bem como, aos alunos da equipa de investigação da minha orientadora pela ajuda e integração durante a sua realização, em especial à Joana pela sua disponibilidade e apoio. Um agradecimento muito especial aos meus pais e à minha irmã que sem o apoio incondicional deles isto não seria possível. Ao meu namorado que sempre me apoiou e incentivou a nunca desistir. E teve uma enorme paciência comigo, em todos os momentos bons e menos bons. E às minhas amigas, em especial à Catarina e à Adriana que estiveram comigo nesta aventura.

keywords

Graphene, ECG, Monitoring, Electrodes, Athletes.

abstract

Currently, the practice of physical exercise is very present in the lives of many people around the world, helping to improve the quality of life and reducing the risk of diseases. However, when exercise is disproportionate to an individual's ability, it can cause serious injury. In the professional sport environment, coaches choose the limits of each athlete, in an attempt to improve their performance after training. Real-time cardiac monitoring, using an electrocardiogram (ECG), reveals it as an appropriate path to follow, due to the fact that it exposes encoded information related to the athlete's performance. Thus, this dissertation aims to develop graphene electrodes for an application in sports equipment, which allows painless and comfortable monitoring of physical activity through the ECG. These electrodes were used in textile parts through drag printing combined with thermal pressing, being characterized morphologically and electrically. After the development of two types of prototypes, sweaters for men and bras for women, these were tested in 15-second workouts, at rest, on a walk, on a climb, on a climb and on fast movements and on a climb. The results obtained reveal a promising path for the application of these types of smart clothing in the world of sport.

palavras-chave

Grafeno, ECG, Monitorização, Eléttodos, Atletas.

resumo

Atualmente, a prática de exercício físico está muito presente nas vidas de muitas pessoas em todo o mundo, ajudando a melhorar a sua qualidade de vida e diminuindo o risco de doenças. Porém, quando os exercícios são desproporcionais à capacidade de um indivíduo pode resultar em lesões graves. No ambiente profissional de desporto, os treinadores procuram saber os limites de cada atleta, na tentativa de melhorarem o seu rendimento treino após treino. A monitorização cardíaca em tempo real, por meio de um eletrocardiograma (ECG) revela-se como um caminho adequado a seguir, devido ao facto de possuir informação codificada relativa ao rendimento do atleta. Assim, a presente dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de eléctrodos baseados em grafeno para a sua aplicação em equipamento desportivo, que permita a monitorização indolor e confortável da atividade cardíaca através do ECG. Estes eléctrodos foram aplicados em peças têxteis através da impressão por arraste juntamente com prensa-gem térmica, sendo caracterizados morfolologicamente e eletricamente. Após o desenvolvimento de dois tipos de protótipos, camisolas para o sexo masculino e sutiãs para o sexo feminino, estes foram testados em treinos de 15 segundos, em repouso, a caminhar, a subir e descer escadas e a correr. Os resultados obtidos revelam ser um caminho promissor para a aplicação destes tipo de roupa inteligente no mundo do desporto.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Estado de Arte	2
2	Enquadramento Teórico	5
2.1	Monitorização Cardíaca em Atletas	5
2.1.1	ECG	6
2.1.2	Dispositivos móveis para monitorização de ECG	9
2.2	Eletrónica Têxtil	13
2.3	Técnicas de Impressão	14
2.3.1	Serigrafia ou Impressão por Tela	14
2.3.2	Rotogravura	15
2.3.3	Revestimento por Spray	16
2.3.4	Transferência Térmica	17
2.3.5	Jato de Tinta	17
2.4	Grafeno	18
2.4.1	Produção de Grafeno	20
3	Preparação dos Eléttodos Têxteis	23

3.1	Solução de Grafeno com Dispersante Iônico	23
3.2	Solução de Grafeno com Dispersante Não Iônico	24
3.3	Caracterização dos Filmes	25
3.3.1	Caracterização do Transporte Eletrônico	25
3.3.2	Stress Mecânico	28
3.4	Fabricação dos Eléttodos	29
3.5	Caracterização Morfológica dos Eléttodos	31
3.6	Análise do Diferencial Elétrico dos Pares de Eléttodos	33
4	Aplicação dos Eléttodos em Peças Desportivas	36
4.1	Posicionamento dos Eléttodos	36
4.2	Execução da Análise de Sinal através do <i>Matlab</i>	38
4.3	Avaliação do Posicionamento dos Eléttodos	41
4.4	Verificação da Funcionalidade dos Protótipos Desenvolvidos	43
4.4.1	Avaliação dos Métodos de Fabricação dos Protótipos	43
5	Avaliação do Desempenho Físico em Função do ECG	47
5.1	Análise dos Gráficos de ECG Adquiridos em Função do Esforço	47
5.1.1	A Diferença nos Gráficos de ECG entre Sexo Masculino vs Feminino	52
5.1.2	A Diferença do Gráfico de ECG Entre Várias Faixas Etárias	53
6	Conclusão	56

Lista de Tabelas

3.1	Valores das resistências das várias amostras desenvolvidas.	34
-----	---	----

Lista de Figuras

2.1	Anatomia do coração adaptada de [7].	6
2.2	Gráfico das ondas, complexos e segmentos presentes no sinal de ECG [8].	7
2.3	Esquema de um ciclo cardíaco representativo com as diferentes ondas associadas a um ECG [11].	8
2.4	Esquema de um dispositivo médico móvel de ECG.	10
2.5	Exemplificação da colocação dos elétrodos de ECG convencional adaptado de [19].	11
2.6	Exemplificação do teste ergométrico com os ECG convencionais, adaptado de [20].	12
2.7	Figura representativa da utilização de um ECG com apenas dois elétrodos, retirado do artigo [22].	12
2.8	Esquema do processo de impressão por tela e imagem do equipamento utilizado [30].	16
2.9	Esquema do processo de jato de tinta e imagem do respectivo equipamento [30].	17
2.10	Representação das várias formas de grafeno [36].	18
2.11	Representação do ponto de Dirac adaptado de [36].	19
2.12	Representação de vários processos de produção de grafeno [41].	21

2.13	Representação do processo de esfoliação de fase líquida [40].	22
3.1	Imagens da solução final descrita no artigo (a)(b) [43]; Solução final obtida (c).	24
3.2	Aplicação da Técnica de <i>Corona</i> nos tecidos.	26
3.3	a) Gráfico referente ao tecido não elástico em que a resistência foi calculada em função da curva IV, para os vários tratamentos; b) Gráfico referente ao tecido elástico em que a resistência foi calculada em função da curva IV, para os vários tratamentos.	27
3.4	Gráfico dos ciclos <i>Bending</i> para amostras com diferentes tipos de tratamento – têxtil não elástico.	28
3.5	Gráfico dos ciclos <i>Bending</i> para amostras com diferentes tipos de tratamento – têxtil elástico.	28
3.6	Molde utilizado na realização dos elétrodos.	30
3.7	Elétron após ser retirado da prensa.	30
3.8	Elétron após passagem pela calandra.	30
3.9	Na figura está a representação da análise realizada do SEM. Estando apresentado em (a) e (b) a parte superior e em (c) e (d) a parte inferior do elétron. Ambos apresentam as mesmas condições: sem calandra, com duas resoluções diferentes.	32
3.10	Imagens dos elétrodos com a aplicação da técnica calandra, com duas resoluções diferentes.	32
3.11	Gráficos com as curvas (I-V) da amostra 3.	34
3.12	Gráficos com as curvas (I-V) da amostra 7.	35
3.13	Gráficos com as curvas (I-V) da amostra 8.	35

4.1	Eléttodos aplicados na parte inferior do tórax na posição anatômica anterior ou frontal (a); Eléttodos aplicados na parte superior do tórax na posição anatômica anterior ou frontal (b); Eléttodos aplicados na parte inferior do tórax na posição anatômica posterior).	37
4.2	Eléttodos aplicados na parte inferior do tórax na posição anterior ou frontal.	38
4.3	Botões onde se aplica o sensor da aplicação <i>Movesense</i>	39
4.4	<i>Snippet</i> parcial do código em <i>Matlab</i> desenvolvido.	40
4.6	Gráfico com onda de ECG, com o período da onda identificado. . .	40
4.5	Gráfico de ECG com todas as amostras adquiridas durante um treino de cerca de 10 minutos.	41
4.7	a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo que tinha o par de eléctrodos aplicado na parte inferior do tórax na posição anatômica anterior ou frontal, com o utilizador a andar; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo que tinha o par de eléctrodos aplicado na parte inferior do tórax na posição anatômica posterior, aplicada nas costas, com o utilizador a andar.	42
4.8	Gráfico referentes a testes realizados aos protótipos desenvolvidos pelo Método 1. Estes testes foram feitos em laboratório durante 5 segundos, respetivamente para a) sutiã e b) camisola. Note-se que os utilizadores se encontrava em repouso durante a sua realização. .	44
4.9	Gráfico representativo de um teste de 2 segundos realizado em ambiente de laboratório a uma amostra desenvolvida pelo Método 2, com as diferentes ondas identificadas.	45
4.10	Gráfico representativo de 5 segundos adquiridos enquanto o utilizador caminhava, com uma amostra desenvolvida pelo Método 2. . .	45

5.1	a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (sutiã), com o utilizador em repouso; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (camisola), com o utilizador em repouso.	48
5.2	a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (sutiã), com o utilizador a caminhar; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (camisola), com o utilizador a caminhar.	49
5.3	a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (sutiã), com o utilizador a correr; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (camisola), com o utilizador a correr.	49
5.4	Teste de 5 segundos realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2: a) Utilizador em Repouso b) Utilizador a caminhar; c) Utilizador a subir e descer escadas; d) Utilizador a correr.	50
5.5	Gráfico representativo do aumento de esforço físico.	51
5.6	Gráfico representativo do ruído.	51
5.7	Gráfico de dois testes sobrepostos, realizados por homem e mulher.	52
5.8	Gráfico de dois testes sobrepostos com o intervalo ST identificados.	53
5.9	Gráfico de dois testes sobrepostos com o intervalo QT identificados.	53
5.10	Gráfico de dois testes sobrepostos, realizados por criança e adolescente.	54
5.11	Gráfico de dois testes sobrepostos, realizados por criança e adolescente.	54

Capítulo 1

Introdução

A prática de exercício físico encontra-se cada vez mais inerente à nossa sociedade, em que milhões de pessoas em todo o mundo a exercem, sendo motivada e aconselhada em todas as idades. A realização desta atividade de forma regular promove o fortalecimento do sistema imunológico e cardiovascular, reduzindo diversos fatores como a obesidade, o stress e a diabetes que podem levar ao risco de vida. No entanto, a prática de exercícios intensos e desproporcionais à capacidade de um indivíduo pode resultar em efeitos secundários não desejados, como lesões graves, e no pior dos casos, à morte. Em casos extremos, podem ocorrer paragens cardíacas de forma imprevisível, podendo ser evitada através da monitorização cardíaca em tempo real. Para esta monitorização recorre-se ao eletrocardiograma (ECG) [1, 2, 3].

O objetivo desta dissertação é a introdução de elétrodos flexíveis, tendo por base o grafeno, num substrato têxtil para a monitorização cardíaca/ECG de forma contínua. Como objetivo secundário, pretende-se que o trabalho desenvolvido permita aos treinadores aumentarem o rendimento dos seus atletas, percebendo a sua evolução individual, contribuindo para o mundo do desporto.

Esta dissertação está dividida em seis capítulos, sendo o primeiro a Introdução, o segundo o Enquadramento Teórico, o terceiro a Preparação dos Elétrodos

Têxteis, o quarto a Aplicação dos Eléttodos em Peças Desportivas, o quinto a Avaliação do Desempenho Físico em Função do ECG e o sexto a Conclusão do trabalho realizado.

1.1 Estado de Arte

Atualmente existem vários tipos de sensores biomédicos não invasivos, aptos para medir diversos parâmetros fisiológicos. Estes realizam monitorização em tempo real, recorrendo à eletrónica dos semicondutores flexíveis, para realizar por exemplo, a medição de ECG, eletromiograma (EMG) ou eletroencefalograma (EEG). Alguns dos sensores atualmente disponíveis no mercado procuram realizar estes exames de uma forma prática, como por exemplo o ACCU-CHEK® da Roche Diagnostics, a iSTAT® da Abbot e o Lactate Scout® da Sports Resource Group. No entanto, estes sensores apresentam limitações, como a necessidade de realizar análises ao sangue, não sendo possível utilizar para monitorização em tempo real.

Para ultrapassar esta limitação, apareceram os sensores vestíveis, que têm a capacidade de medir a frequência cardíaca através da resposta galvânica da pele. Esta resposta consiste numa alteração contínua das características elétricas da pele. Quando utilizados durante práticas desportivas, estes dispositivos revelam-se vantajosos para os atletas e treinadores, ao permitirem correlacionar a intensidade do treino com o tempo despendido na atividade. Deste modo, metodologias apropriadas podem ser exploradas para que a recuperação seja o mais rápida possível, maximizando o desempenho dos desportistas, enquanto é complementado com a experiência profissional de um treinador. O ECG pode servir para a realização deste controlo, permitindo verificar os níveis de esforço e stress a que o atleta está sujeito. No entanto, uma desvantagem verificada na maioria dos dispositivos vestíveis para monitorização de ECG, é que estes não registam derivações padrão e têm dificuldade em identificar algumas arritmias e batimentos ectópicos. É ainda

importante salientar que este procedimento também possui limitações na sua utilização no contexto desportivo, devido a custos elevados e técnicas demoradas [4].

Com base no que está referido anteriormente, ao longo da última década, o desenvolvimento da eletrónica têxtil permitiu acoplar dispositivos eletrónicos a roupas e outros têxteis, usando eletrónica convencional ligada a tecidos. Deste modo, apresentam-se alguns dos trabalhos mais importantes desenvolvidos nesta área, de forma a enquadrar o exposto neste documento.

A pensar no conforto dos praticantes de exercício físico, Sun *et al.* [1] desenvolveram uma camisola chamada *Health (H-shirt)* com elétrodos integrados para realizar a monitorização do ECG durante o exercício. Através do sistema desenvolvido e da sua aplicação portátil, os seus utilizadores podem detetar seis tipos de ECG anormal. Assim, analisando os valores obtidos para alguns participantes, os autores concluíram que esta camisola tinha vantagens sobre outros dispositivos, sobretudo o facto de ser leve e confortável. Estas características deveram-se à forma como os elétrodos de ECG estavam aplicados numa camisola desportiva com elasticidade. No entanto, com este protótipo foi possível perceber que era necessário realizar algumas melhorias no sistema, tais como: aumentar o número de sensores e o número de parâmetros a analisar, como por exemplo EMG, pressão arterial.

Uma outra abordagem propôs o desenvolvimento de um pequeno ECG, portátil e sem fios para a monitorização de atletas [5]. O sistema era composto por uma parte de *hardware* para a aquisição de sinal e um módulo de *Bluetooth* para realizar a transmissão de dados. Verificaram que os dispositivos podem trabalhar até três horas usando duas baterias e a implementação da comunicação *Bluetooth* no dispositivo que realiza a monitorização de ECG, podendo funcionar de forma ideal até vinte metros distanciado do recetor. Ou seja, o treinador pode estar a vinte metros do atleta. Quando esta distância é ultrapassada, este gasta mais energia do que é suposto, o que leva a uma diminuição no tempo útil para manter a conexão treinador-atleta.

Sarmiento *et al.* [6] realizaram a monitorização cardiorrespiratória de forma contínua utilizando o dispositivo vestível *Learn Inspire Free Entertain* (LIFE), em indivíduos com problemas cardiopulmonares, saudáveis e atletas. Posteriormente, procederam à sua avaliação qualitativa e quantitativa, através da análise estatística dos vários valores obtidos a partir de um ECG de doze derivações e cinco sensores respiratórios. Com base nos resultados adquiridos concluíram que o dispositivo LIFE fornece uma monitorização contínua e precisa dos sinais cardiorrespiratórios durante vinte e quatro horas, tanto em indivíduos saudáveis, bem como os que apresentam problemas cardiorrespiratórios. No entanto, este dispositivo necessita de mais evolução técnica e estudos adicionais para ser aplicado clinicamente, como por exemplo, explorar como se deve posicionar o sensor respiratório para grandes volumes de corrente. Também será necessário a colocação do rastreio de EEG para que se possa verificar a qualidade do sono. Em suma, como trabalho futuro, este dispositivo necessita de melhorar o posicionamento do sensor respiratório e o de rastrear o ECG.

Todos estes exemplos foram efetuados em ambiente controlado e por um período limitado no tempo, entre duas a vinte e quatro horas, não oferecendo uma solução que permita o uso contínuo por períodos mais alargados de tempo.

Capítulo 2

Enquadramento Teórico

2.1 Monitorização Cardíaca em Atletas

Uma dieta equilibrada e uma boa recuperação após cada treino são elementos chave para que o atleta tenha um maior rendimento em dias consecutivos. No entanto, saber o equilíbrio entre a intensidade de cada treino e as suas capacidades físicas permite aos treinadores estimarem a condição do atleta e aquilo que podem exigir do mesmo.

A realização da monitorização cardíaca pode ajudar a determinar cenários prejudiciais à saúde, como por exemplo, um treino excessivo que possa resultar em fadiga extrema ou lesões musculares. Por outro lado, a realização de treinos inferiores à capacidade atlética do indivíduo, limita a evolução esperada para alcançar os seus objetivos, conduzindo à falta de resultados a longo prazo. Deste modo, com o auxílio de novas tecnologias pretende-se melhorar a planificação e promover sessões de treino eficazes para a melhoria do rendimento do atleta, através da monitorização com recurso ao ECG [1, 2, 3].

2.1.1 ECG

O ECG é um sinal fisiológico recolhido de forma simples e indolor, em que a atividade elétrica do coração é amplificada para que seja possível a sua visualização [5]. A anatomia do coração pode ser visualizada na Figura 2.1, enquanto que a atividade elétrica, registada num gráfico de ECG, pode ser representada pela Figura 2.2, por diferentes tipos de onda: P, Q, R, S, T e U.

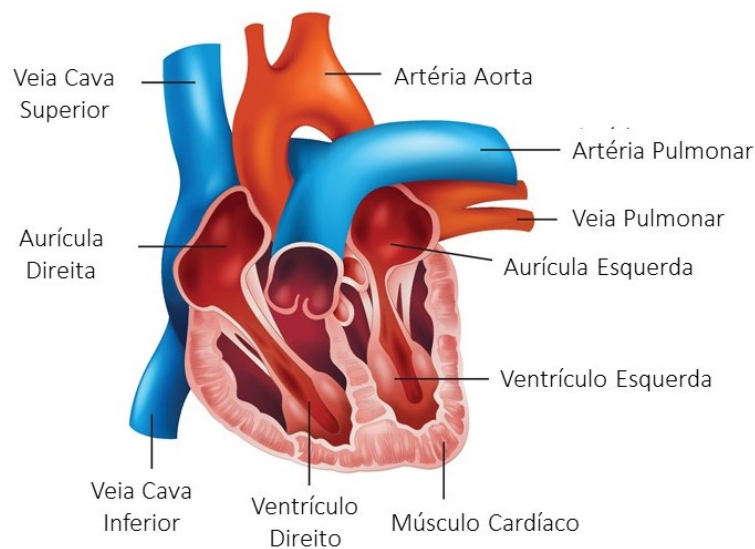


Figura 2.1: Anatomia do coração adaptada de [7].

Como representado na Figura 2.3, a onda P é a primeira a aparecer e representa a despolarização auricular, ou seja, as aurículas contraem-se bombeando o sangue para os ventrículos, iniciando a sístole auricular. Quando a onda P termina, aparece o intervalo PR que representa o período que ocorre entre o final da despolarização auricular e o início da despolarização ventricular. Aparece assim o complexo QRS que corresponde à despolarização ventricular. Ou seja, os ventrículos encontram-se a bombear o sangue para as circulações pulmonar e sistémica, e inicia-se a sístole ventricular. Posteriormente, ocorre o intervalo QT, que representa o período entre o início da despolarização ventricular e o fim da repolarização ventricular. A onda T representa a repolarização ventricular, ou seja,

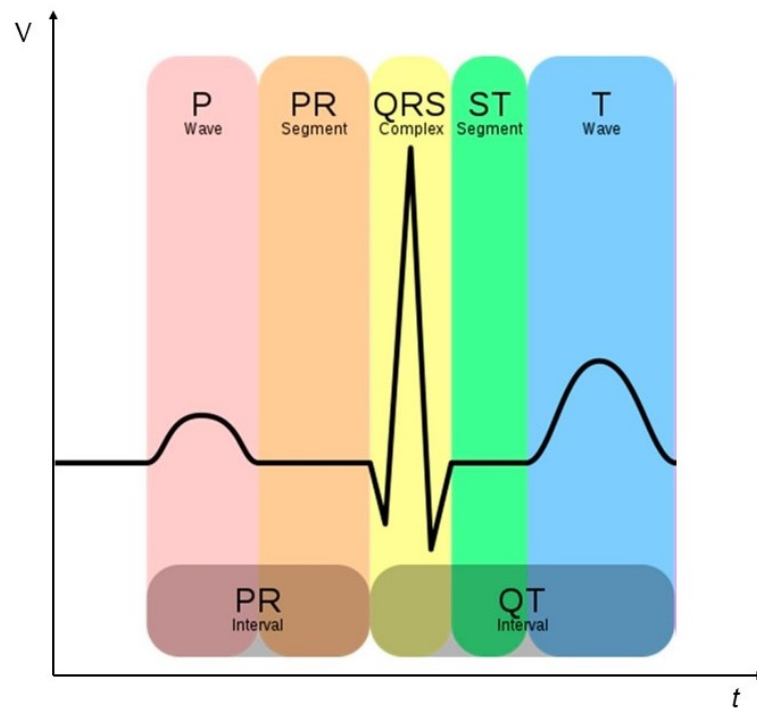


Figura 2.2: Gráfico das ondas, complexos e segmentos presentes no sinal de ECG [8].

a fase de repouso do músculo cardíaco durante a qual as aurículas se enchem de sangue, e se inicia a diástole. Normalmente esta onda, tem a mesma direção que o complexo QRS (concordância). Se a polaridade for oposta (discordância) pode indicar enfarte anterior ou atual. A onda U, nem sempre está visível no ECG e pensa-se que poderá representar a repolarização das fibras de Purkinje [9, 10].

Com base nas ondas referidas anteriormente, pode-se realizar dois tipos de avaliação no ECG, o modo de diagnóstico e o modo de monitorização. No modo de diagnóstico, o intervalo de frequência de aquisição está entre 0,05 e 100 Hz, enquanto que no de monitorização está entre 0,5 e 40 Hz. Este intervalo é mais pequeno para diminuir o ruído causado pelo movimento do corpo. Neste modo, a informação mais importante é a frequência cardíaca calculada através dos batimentos por minuto (BPM) que é a informação mais básica que o ECG fornece [5].

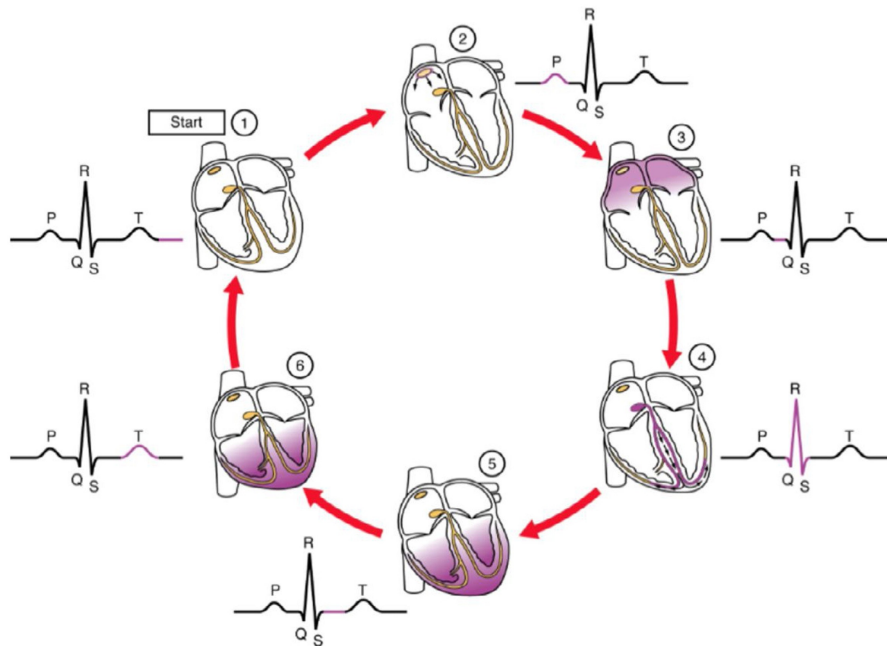


Figura 2.3: Esquema de um ciclo cardíaco representativo com as diferentes ondas associadas a um ECG [11].

De forma a melhorar o desempenho dos desportistas, se for realizada a medição da frequência cardíaca em repouso, esta pode ser usada como comparação quando o indivíduo está a realizar exercício. Este tipo de medição revela bastante interesse, pois fornece informações não invasivas e eficiência de tempos [12, 13]. Assim, uma análise a realizar deve ser a dos batimentos cardíacos, considerando-se um fator importante para determinar a condição física de um indivíduo. Ou seja, um indivíduo que não realize exercício regularmente possui tipicamente um batimento cardíaco entre 60 BPM e 100 BPM, enquanto que um atleta deverá ter o batimento no intervalo de 35 BPM a 50 BPM [2, 5]. Estas informações podem ser observadas através do gráfico de ECG, bem como a tolerância ao stress cardíaco, isto é o intervalo em que a realização do exercício seja segura e avaliar atividade elétrica do coração [14]. Com a avaliação das ondas pode-se estimar de forma correta os distúrbios na repolarização do miocárdio em atletas, desempenhando um papel importante na prevenção de um treino desproporcional e na determinação do processo metabólico no miocárdio. O estado do processo metabólico do miocárdio

é determinado através das alterações no comprimento e na altura das ondas P, R e T. Ao ocorrer uma modificação na onda T, é verificado a existência de stress no sistema regulador do miocárdio. Quando aparece uma onda T invertida (negativa), um aumento no complexo QRS e uma diminuição do segmento ST em simultâneo, indica a ocorrência de um distúrbio de repolarização do miocárdio, em consequência de uma prática de exercício elevada [15]. Por fim, o segmento ST permite ter uma visão clara de modo a detetar problemas relativos à isquemia do miocárdio, ou seja, quando o fluxo de sangue e oxigénio se apresentam inadequados [8].

Assim, atletas e treinadores podem determinar a harmonia entre o desempenho e intensidade que devem ter durante os períodos de treino e de descanso [13]. Embora a aquisição seja simples, atualmente este procedimento envolve a utilização de vários fios ligados a uma máquina, reduzindo a sua portabilidade e conforto de utilização como explicado de seguida.

2.1.2 Dispositivos móveis para monitorização de ECG

Nos dias de hoje existem diferentes dispositivos móveis que permitem adquirir e monitorizar a frequência cardíaca durante o exercício físico, como por exemplo, as *smartbands*, *sportwatches*, *smartwatches* ou até mesmo as bandas cardio [16]. Estes recorrem a tecnologias sem fios (*Wi-Fi*, *Bluetooth*, etc) para comunicarem em tempo real os dados obtidos com um dispositivo mestre, por exemplo, um *smartphone*. No entanto, a informação útil obtida por estes dispositivos é limitada para um treinador que pretenda melhorar a correlação existente entre a intensidade e o tempo de treino, para que exista uma recuperação mais rápida, mas também melhorar o desempenho do atleta.

Com a evolução tecnológica, os investigadores têm procurado desenvolver dispositivos capazes de capturarem, monitorizar, gravar e transmitir remotamente sinais de ECG. Combinando a riqueza existente no ECG com outros sinais, como a temperatura da pele, nível de atividade, posição do corpo ou frequência respi-

ratória, é possível construir um perfil fisiológico e bioquímico do atleta [4, 16]. Assim, novos dispositivos móveis devem ser construídos para funcionarem como eletrocardiógrafos, através da incorporação dos elétrodos necessários. Por outro lado, é dada a capacidade a estes elétrodos de mostrarem os dados que estão a analisar através de uma representação visual num dispositivo móvel, por exemplo.

Para que seja criado um dispositivo médico móvel considera-se necessário a utilização de três componentes em simultâneo: um dispositivo móvel, elétrodos de ECG e uma aplicação móvel com eletrocardiográfico [16].



Figura 2.4: Esquema de um dispositivo médico móvel de ECG.

O *smartphone* revela-se um excelente exemplo de um dispositivo móvel devido à sua utilização muito comum no nosso dia-a-dia, tendo a capacidade de armazenar e de transmitir dados (Figura 2.4). Através do *Bluetooth*, por exemplo, estes podem ser conectados aos sensores que adquirem o ECG. Porém para que haja conexão entre os dispositivos e os sensores é necessário que criar ou adquirir aplicações, como a da *Movesense*. Esta permite a aquisição e visualização em tempo-real dos sinais elétricos captados pelo sensor, ou por outro lado realizar o seu tratamento à *posteriori*, fazendo com que este sistema se torne num dispositivo médico móvel [16].

Elétrodos

Os elétrodos são dispositivos que permitem a ligação entre o equipamento de ECG e o paciente. Estes têm como objetivo converter a corrente iónica nos tecidos subcutâneos de um indivíduo numa corrente composta por eletrões na superfície da pele [17]. Frequentemente, os eletrocardiógrafos convencionais são

compostos por dez elétrodos de modo a adquirir um sinal ECG padrão, proveniente de doze derivações, ou seja doze ângulos diferentes. O posicionamento destes elétrodos conta com quatro periféricos nos membros superiores e inferiores, e de seis precordiais no tórax, como exemplificado na Figura 2.5. Caso, o avaliador proceda a uma colocação incorreta dos mesmos, existe uma grande probabilidade de ocorrerem aquisições errôneas, com uma baixa relação sinal-ruído (SNR) [18].

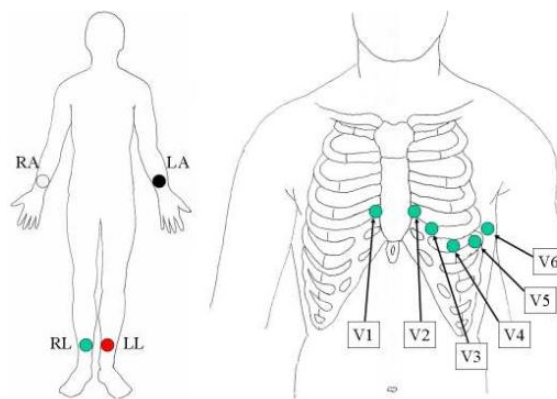


Figura 2.5: Exemplificação da colocação dos elétrodos de ECG convencional adaptado de [19].

A utilização de sistemas com elétrodos convencionais dificulta a monitorização contínua do sinal ECG, nomeadamente por serem rígidos e estarem conectados ao equipamento por fios, ou ainda pela necessidade de serem revestidos por um gel condutor como representado na Figura 2.6.

Note-se que este gel permite que a impedância entre o elétrodo e a pele seja mínima, facilitando a aquisição do sinal, enquanto aumenta o SNR. É também necessário ter em conta que ao longo do tempo este pode secar, revertendo o objetivo da sua aplicação. Outras desvantagens associadas ao mesmo baseiam-se na própria experiência dos utilizadores, sendo que estes estão expostos a possíveis alergias na pele, e frequente desconforto durante a sua utilização [21, 3].

Por outro lado, existem sistemas que procuram utilizar menos elétrodos para obter dados semelhantes sobre a atividade elétrica do coração. Deste modo, o ECG

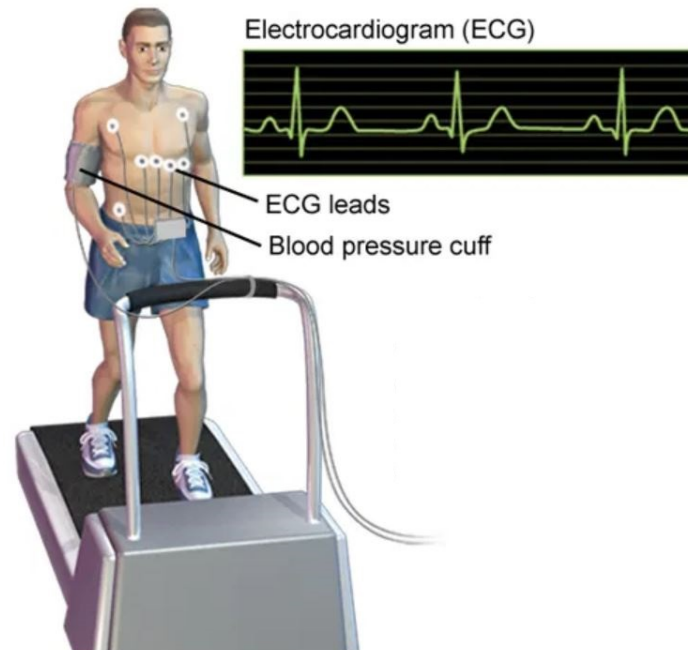


Figura 2.6: Exemplificação do teste ergométrico com os ECG convencionais, adaptado de [20].

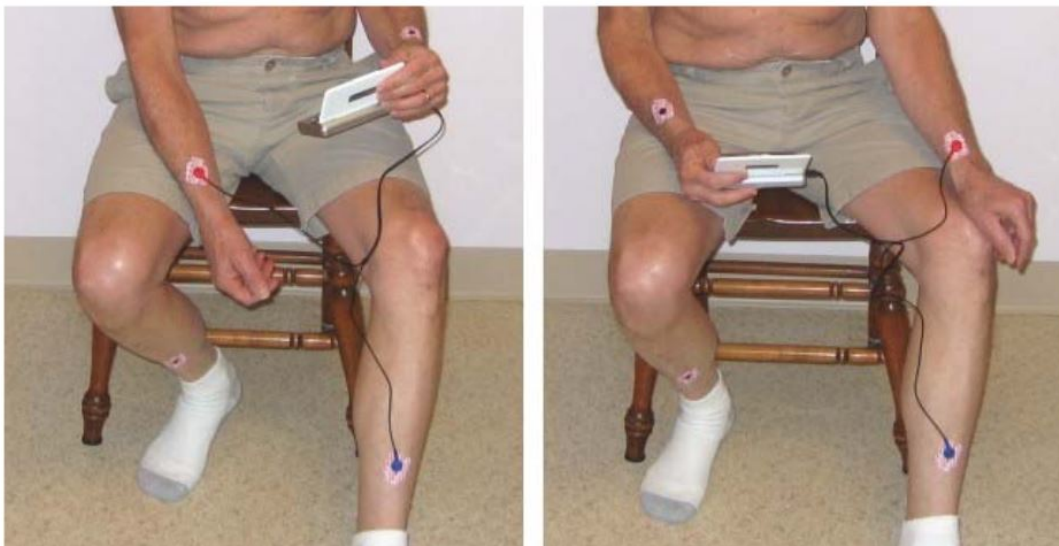


Figura 2.7: Figura representativa da utilização de um ECG com apenas dois elé- trodos, retirado do artigo [22].

de uma derivação também pode ser usado de forma sequencial para se obter as doze derivações de um sistema convencional. Em consequência direta, pode-se afirmar que menos fios são utilizados, enquanto tenta diminuir o desconforto durante a sua utilização, como observado na Figura 2.7. Assim, estes são tipicamente utilizados para uso pessoal, doméstico e desportivo [22].

Existindo esta possibilidade, novos estudos conduziram as suas atenções na tentativa de incorporar esta possibilidade de monitorização em objetos, como por exemplo volantes de automóveis [23]. Embora a utilização destes dispositivos para fins médicos ainda não está totalmente consolidada, a sua incorporação em peças de roupa tornou-se uma vasta área de investigação: a Eletrónica Têxtil. Para este fim podem ser usados elétrodos baseados em prata ou grafeno, por exemplo [21].

2.2 Eletrónica Têxtil

Em oposição aos elétrodos convencionais, aqueles que têm como objetivo de serem incorporados em têxteis são secos e não necessitam de gel condutor, logo apresentam várias vantagens para realizar uma monitorização contínua [18]. Neste sentido, portabilidade e conforto tornam-se as palavras chave, enquanto a aquisição de sinal deverá ser o mais correta possível. Deste modo, ao desenvolver dispositivos no âmbito da eletrónica têxtil é necessário que os elétrodos sejam colocados em locais apropriados. O ser humano também apresenta boas propriedades condutoras, o que torna o ECG um sinal detetável em locais remotos do coração. No entanto, existem fatores, como a resistência na área de contacto, que influenciam a aquisição. Ou seja, idealmente os elétrodos devem ser colocados onde a resistência seja mínima e a área de contato grande [24]. Esta resistência pode sofrer alterações com a existência de pilosidades, uma vez que cria uma barreira entre a pele e o eletrodo, nomeadamente, deslocações de ar. Assim, para além do aumento da resistência, existe uma diminuição na área de contacto, e por sua vez menor SNR [25].

Através da utilização desta tecnologia, é transferida a capacidade de condução elétrica para um substrato têxtil, através da integração de partículas metálicas/fibras, ou por um revestimento de uma camada metálica [26]. Com uma utilização diária por parte dos utilizadores, para aumentar a sua utilidade, é necessário que apresente algumas características desejáveis, como por exemplo: durabilidade, consumir pouca energia, de pequenas dimensões e confortável para o utilizador [27]. Estes dispositivos necessitam de enfrentar diversos desafios até serem fabricados em grande quantidade. Pretende-se o maior ciclo de vida possível para estes dispositivos, tendo em conta as diversas dificuldades que estes vão encontrar, como por exemplo, a sua lavagem e a carga microbiana [28].

2.3 Técnicas de Impressão

Para integrar os materiais com propriedades elétricas e fabricação de dispositivos eletrónicos em têxteis, recorre-se a várias técnicas de impressão em tecidos, sendo uma das mais utilizadas a serigrafia ou impressão por tela. Esta forma de impressão é usada pela indústria têxtil, assim como outras técnicas tais como a rotogravura, revestimento por spray, transferência térmica e impressão por jato de tinta. As diferentes técnicas usam abordagens diferentes, requerendo materiais apropriados para cada uma.

2.3.1 Serigrafia ou Impressão por Tela

Este tipo de impressão têxtil surgiu no início do século passado, tendo diversas aplicações. É uma técnica que se define como tendo uma tela branca de malha fina onde se define o padrão pretendido. Esta tela tem áreas brancas revestidas com uma substância impermeável, em que a tinta apresenta uma viscosidade relativamente alta e uma baixa volatilidade, é colocada sob a malha e então forçada a penetrar a malha com um rodo como representado na Figura 2.8. O V_{tela} é o

volume teórico da tinta depositada, calculado através da espessura da tela. As espessuras obtidas por este método variam entre 10 e 500 μm . O volume da tela é medido em $cm^3 m^2$. No entanto nem todo o material atravessa a tela, pois varia com a força com que o rodo é empurrado para a tela, a distância de encaixe, a velocidade do rodo, o tamanho das partículas e a viscosidade da solução. Para obtermos a espessura final do filme seco, d , que é depositado e descrito pela razão experimental de deposição, k_p , usa-se a relação:

$$d = V_{tela} k_p \frac{c}{\rho} \quad (2.1)$$

em que c é a concentração de material sólido na tinta em gcm^{-3} e ρ é a densidade do material.

Este processo é muito utilizado na indústria para tarefas como impressão de texto e gravações, mas também em tecidos. Usando tintas à base de materiais condutores e semicondutores, a técnica permite incorporá-los em tecidos para serem utilizados em têxteis inteligentes. Também permite desenhar circuitos e depositar diferentes camadas de materiais. A impressão por tela apresenta vantagens em relação a outros processos como a flexibilidade, o preço e rapidez [26, 29, 30, 31].

2.3.2 Rotogravura

A técnica da rotogravura ou gravura direta é muito utilizada na impressão de têxteis em grande quantidade e com a repetibilidade. Caracteriza-se por um sistema de dois rolos em que um dos rolos tem um padrão gravado. O rolo com o padrão é colocado num recipiente com tinta. Antes de se iniciar o processo verifica-se se a tinta tem a viscosidade adequada, e retira-se o excesso antes do rolo com gravação entrar em contacto com o substrato, sendo transferida por pressão entre dois rolos. É vantajosa porque as suas tintas apresentam baixa viscosidade e é muito rápida. A desvantagem desta técnica é quando se quer mudar o padrão tem de se mudar de rolo e é muito caro essa mudança [30, 31].

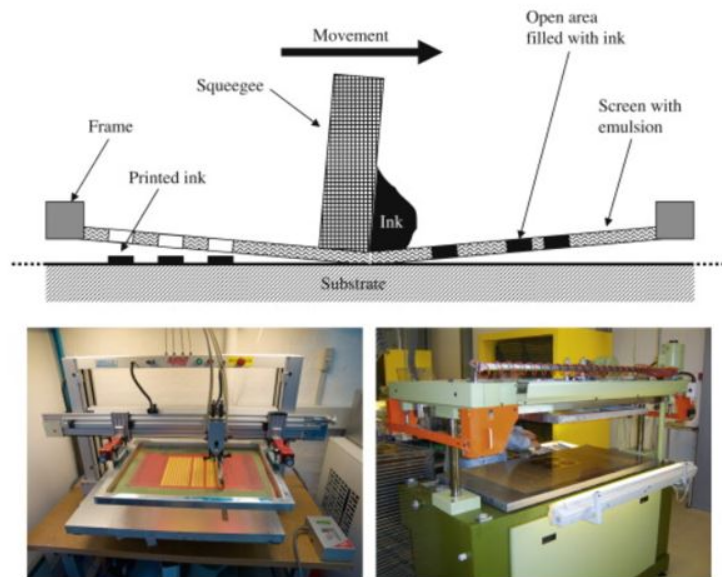


Figura 2.8: Esquema do processo de impressão por tela e imagem do equipamento utilizado [30].

2.3.3 Revestimento por Spray

O revestimento por spray consiste em aplicar uma pressão para que a tinta de impressão seja projetada através de uma pistola de bico, pelo qual o aerossol fino se forma. Para que o aerossol seja direcionado para a superfície é necessário que haja um gás e uma carga eletrostática. Aquando a formação do aerossol a evaporação do solvente torna-se uma parte complexa, no entanto o revestimento por pulverização permite a formação de um padrão no filme revestido com alguns detalhes. Porém, não é fácil conseguir que a superfície revestida seja uniforme e sem textura, devido a que as gotículas de aerossol não ficam niveladas no substrato.

As tintas podem ter uma preparação simples, no entanto isso varia consoante a viscosidade que seja pretendida [30].

2.3.4 Transferência Térmica

Uma outra técnica utilizada, é a impressão por transferência. Este processo consiste numa imagem que é impressa num substrato, tipicamente um papel específico. A imagem pode ser composta por várias cores, sendo impressa por camadas, uma para cada cor, com o desenho correspondente. Após a secagem das tintas, é colocada numa prensa a alta temperatura (entre os 100°C e os 160°C), e transferida para o tecido [32].

2.3.5 Jato de Tinta

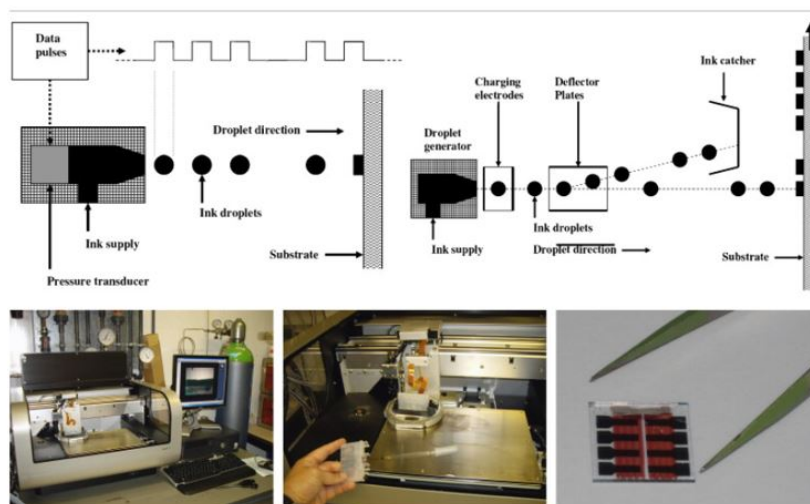


Figura 2.9: Esquema do processo de jato de tinta e imagem do respetivo equipamento [30].

A impressão a jato de tinta é uma técnica recente (Figura 2.9), caracterizando-se pela formação de uma pequena gota de tinta que é depositada no substrato. A impressora é composta por uma cabeça cerâmica resistente a uma grande variedade de solventes orgânicos. A principal vantagem deste processo é que tem uma grande resolução. A desvantagem desta é a velocidade de impressão. A espessura da impressão depende do número de gotículas por área, o volume de gotículas e a

concentração de material é dada pela expressão:

$$d = N_d V_d \frac{c}{\rho} \quad (2.2)$$

onde N_d é o número de gotículas dispensadas por área (cm^{-2}) e V_d é o volume de cada gotícula (cm^3).

2.4 Grafeno

Para construir sensores têxteis os materiais devem ser leves, flexíveis e condutores [27]. Um dos materiais mais promissores com estas características é o grafeno, apresentando qualidades cristalinas e eletrônicas muito boas, tais como espessura muito fina, transparência, elasticidade, flexibilidade, densidade, dureza, resistência e condutividade elétrica e térmica [33, 34]. É um cristal atômico bidimensional (2D), composto por uma rede hexagonal de átomos de carbono com apenas uma camada atômica de espessura como representado na Figura 2.10. Nesta figura também estão representados outros tipos de derivados do carbono com outras dimensões, o fulereno com 0D e os nanotubos de carbono com dimensão 1D [35].

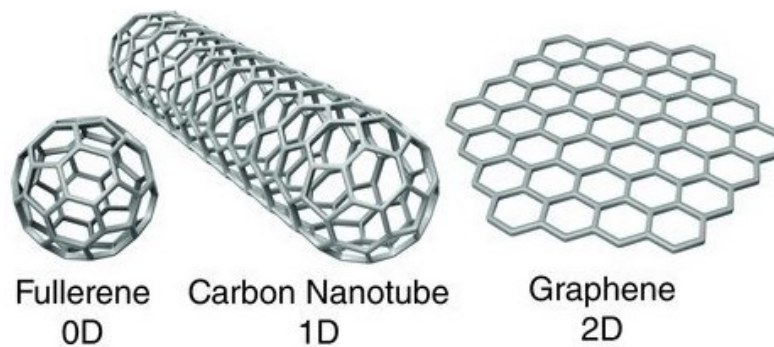


Figura 2.10: Representação das várias formas de grafeno [36].

A sua estrutura eletrônica é simples, porém apresenta algumas diferenças como é o caso do seu hiato nulo e bandas de energia em forma de cone, chamado de cone de Dirac, representado na Figura 2.11. A estrutura de banda deve-se à simetria existente na sua célula unitária, que contém dois pontos de rede diferentes.

Com a análise da onda de Bloch e modelos de ligação justa, verifica-se que existem faixas de valência e condução espelhada, que se cruzam num único ponto, ponto de Dirac [36].

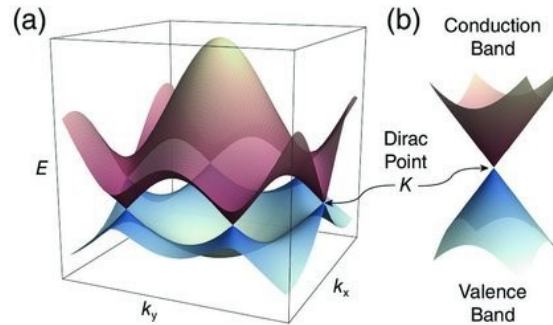


Figura 2.11: Representação do ponto de Dirac adaptado de [36].

Além das características referidas anteriormente os seus eletrões propagam-se pela sua estrutura, e ao longo do tempo vão perdendo a sua massa efetiva, e ficando como as quase-partículas, os fermiões de Dirac, descritos numa equação de Dirac. Os fermiões podem ser visualizados como eletrões que possuem massa zero ou neutrinos que adquiriram a carga de eletrões, e [37]. A nível de propriedades elétricas, o grafeno possui excelentes qualidades, de modo a que é possível que os portadores de carga podem ser conjugados de forma ambipolar continua entre os espaços vazios, com uma concentração de 10^{13}cm^{-2} e uma mobilidade de $15000 \text{cm}^2 \text{V}^{-1} \text{s}^{-1}$ à temperatura ambiente [35]. A mobilidade referida anteriormente, μ , pode ser menor com a presença de defeitos. Porém o grafeno apresenta uma mobilidade interna que pode atingir os $10^6 \text{cm}^2/\text{Vs}$, o que é 2 a 3 ordens de magnitude superior aos outros materiais condutores. Também existe outra característica que prova a qualidade elétrica do grafeno, o efeito de Hall. Este estuda a condutividade elétrica, através do seu coeficiente, sendo possível determinar o sinal e a densidade de portadores de carga em diferentes tipos de materiais. A equação de *Hall* é:

$$\sigma_{xy} = \pm \frac{4e^2}{h(N + \frac{1}{2})} \quad (2.3)$$

onde N é o índice de nível de *Landau*, pode ser entendido com base nos fermiões Dirac sem massa em grafeno. A sua condutividade térmica é aproximadamente $5 \times 10^3 W/mK$ [35, 38].

Em relação a características mecânicas este apresenta um módulo de *Young* bastante elevado. Logo, tem uma boa elasticidade [38]. Por estas características, pode ser usado em diversas aplicações como células solares, armazenamento de hidrogénio, sensores e baterias [39]. O grafeno pode ser produzido de várias formas, como se descreve de seguida.

2.4.1 Produção de Grafeno

Atualmente existem várias formas de produzir grafeno, que dão origem a grafeno de diferentes qualidades e propriedades, assim como diferentes custos de produção. Na produção em massa, também é importante considerar fatores como a escalabilidade, reprodutibilidade e qualidade [40].

Métodos de produção de tintas condutoras, de nanoplacas de grafeno ou óxido de grafeno, são mais baratos e processáveis por solução, mas resultam em filmes com propriedades de transporte de pior qualidade, e consequentemente em dispositivos eletrónicos com pior desempenho. Métodos de produção de grafeno monocamada são mais dispendiosos e lentos, mas permitem obter um grafeno com melhores propriedades assim como dispositivos eletrónicos de alto desempenho [41].

Na Figura 2.12 estão representados os principais processos de produção do grafeno.

A deposição química de vapor (CVD) é um processo que consiste na deposição de filmes uniformes de grafeno cristalino em folhas de filmes de cobre. Ainda é um processo caro pois tem um elevado consumo de energia e a camada de metal subjacente necessita de ser removida, com um elevado desperdício de material. Porém, se este processo de transferência for otimizado, pode ser um método eco-

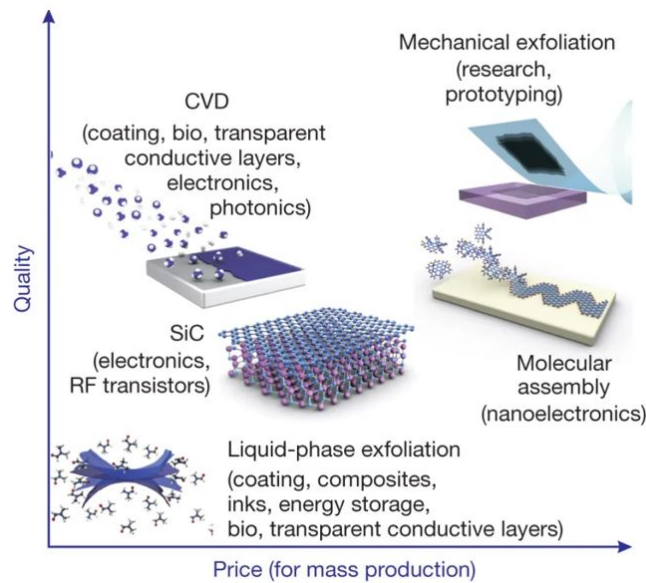


Figura 2.12: Representação de vários processos de produção de grafeno [41].

nómico e viável para aplicações que requerem condutores transparentes e com alto desempenho eletrónico [41].

Outro método utilizado é a síntese de carboneto de silício (SiC), material usado em eletrónica de alta potência. Este processo define-se pelo crescimento de camadas grafíticas nas faces de silício (Si) ou carbono (C) de uma camada de SiC, através da sublimação de átomos de Si. A qualidade do grafeno obtido pode ser muito elevada devido ao tamanho de cristais, que pode ser de centenas de micrómetros. Este processo apresenta duas desvantagens uma é o elevado custo das camadas de SiC e outra as altas temperaturas que este método utiliza (maiores de 1000°C) [41].

A esfoliação de fase líquida (LPE) é um método de produção de grafeno que consiste na dispersão de flocos de grafite num solvente, representado na Figura 2.13. Este processo é realizado por ultrassons e divide-se em três etapas que são as seguintes: dispersão de grafite num solvente, esfoliação e "purificação", em que os flocos esfoliados são separados dos não esfoliados [42]. O solvente não deve ser aquoso, mas com a utilização de um dispersante, a água pode ser utilizada. Um

fator importante é que a tensão superficial seja favorável ao aumento da área de cristais de grafite. Deve ser também tido em conta a escolha do solvente, com aos parâmetros adequados de solubilização pois estes determinam a eficácia da esfoliação de grafite e posteriormente o quão bem a folha de grafeno pode ser estabilizada termodinamicamente. Quando se utiliza o dispersante, como estes, isolantes, os filmes devem ser lavados para serem retiradas estas impurezas [40, 41].

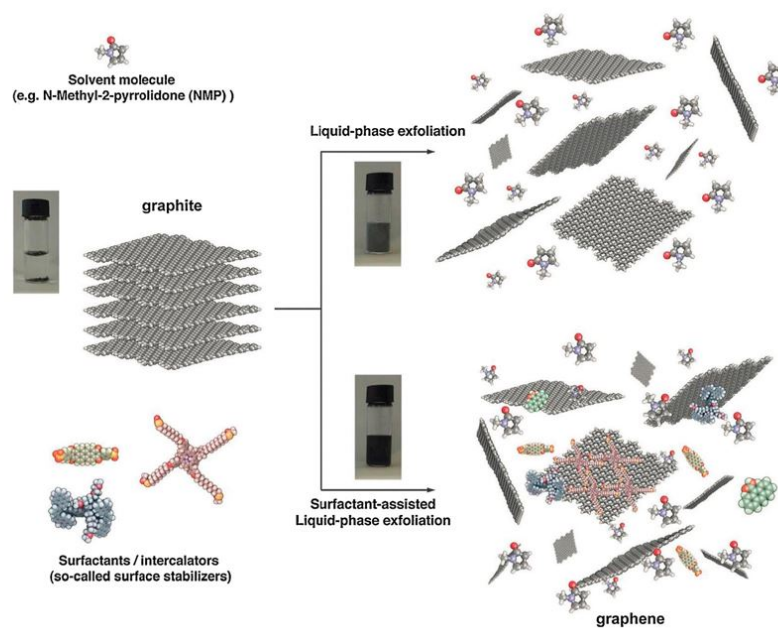


Figura 2.13: Representação do processo de esfoliação de fase líquida [40].

A clivagem micromecânica ou esfoliação micromecânica há alguns anos era muito utilizada na produção de grafeno, mas atualmente já quase não é utilizado. Esta consiste em retirar camadas a um cristal de grafite, com o auxílio de uma fita adesiva. Após isto as monocamadas são transferidas para um substrato [42].

Capítulo 3

Preparação dos Elétrodos Têxteis

3.1 Solução de Grafeno com Dispersante Iônico

Numa fase primordial do trabalho, começou-se por explorar o método elaborado por Tsuyoshi Sekitani *et al.*, dado que estes utilizaram nano tubos de carbono para obterem elementos condutores e ao mesmo tempo elásticos [43]. Tendo em vista um objetivo semelhante, o desenvolvimento de elétrodos de grafeno têxteis com capacidades elásticas, tentou-se replicar os resultados obtidos pelos autores. Deve ser referido também que estes elementos condutores apresentavam uma condutividade de 100 S e uma elasticidade de 100%, após impressão. De forma análoga, iniciou-se este processo com a colocação de 30 mg de nano placas de grafeno num gobelet, juntando-se posteriormente 60 mg do líquido iónico 1-etil-3-metilimidazólio bis(trifluorometilsulfoni)imida e 20 ml do solvente metil-isobutil cetona. De seguida, o preparado anterior foi colocado durante 16 horas sob agitação magnética a 700 rpm e a uma temperatura de 25°C.

Após ser retirado do agitador magnético, foi colocado no sonicador da marca *Silverson* (modelo L5M-A), durante 2 horas a 5000 rpm, tendo sido posteriormente adicionado mais 80 ml de solvente e um elastómero de silicone. A mistura ficou sob agitação magnética por mais 16 horas. Em seguida, o excesso de solvente

foi evaporado à temperatura ambiente durante 6 horas, de modo a formar uma pasta com elevada viscosidade, adequada à impressão por tela. No entanto, os resultados obtidos foram significativamente diferentes dos resultados expostos por Tsuyoshi Sekitani *et al.* No trabalho original foi obtido uma pasta tipo borracha como representada na Figura 3.1 (a) (b). No entanto, a solução com grafeno, ficou bastante líquida e quando se tentou secar ainda mais, ficou um filme muito fino e reduzido, não cobrindo toda a superfície, como demonstrado na Figura 3.1 (c). Uma justificação plausível para o sucedido emerge pelo facto de os autores utilizarem moagem a jato (*Jet-milling*), cujo objetivo é moer os materiais a alta velocidade, ao mesmo tempo que conduz à evaporação do solvente. No teste realizado, este equipamento foi substituído por um sonicador, que apenas agita as partículas contidas num recipiente para facilitar a sua dissolução. O líquido iónico também não era o mesmo que os autores utilizaram.

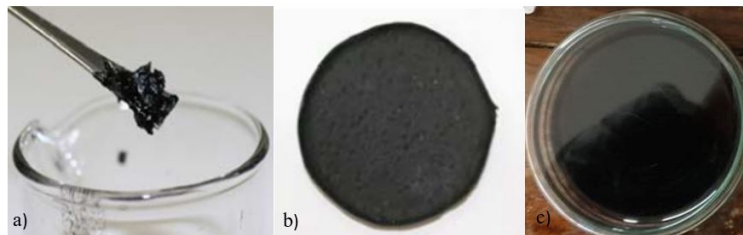


Figura 3.1: Imagens da solução final descrita no artigo (a)(b) [43]; Solução final obtida (c).

3.2 Solução de Grafeno com Dispersante Não Iónico

Como alternativa, desenvolveu-se uma solução de grafeno, com um dispersante não iónico. A solução foi preparada de modo semelhante à solução apresentada na secção 3.1, mas com um solvente polar, um dispersante não iónico aquoso, um elastómero de silicone e nano placas de grafeno.

A proporção mássica utilizada de elastómero, dispersante não iónico, solvente e de nano placas de grafeno foi 1:1:1:1,1.

Posteriormente, a mistura referida acima foi colocada num agitador de rolos, durante 24 horas, até se obter uma solução homogénea. Esta solução foi mais tarde depositada em tecidos através de técnicas de impressão por arraste, semelhante à impressão por tela (secção 2.3.1). A técnica de impressão por tela teve a necessidade de ser substituída, pois a solução tinha uma viscosidade mais elevada do que o necessário para o processo. Com esta consistência, as partículas da solução não conseguem atravessar a tela de rede. Posto isto, utilizou-se a técnica de arraste para formar um filme com a solução no substrato, neste caso um tecido, com o auxílio de uma lâmina. Após a deposição, observou-se que a consistência estava homogénea e com uma viscosidade elevada. Mas quando aplicada, ficou semelhante ao que se pretendia, ou seja, uniforme ao longo do eléctrodo. De seguida, recorreu-se à prensagem térmica, obtendo assim as primeiras amostras testes, e posteriormente os eléctrodos aplicados em peças de desporto.

3.3 Caracterização dos Filmes

3.3.1 Caracterização do Transporte Eletrónico

Foram realizadas seis amostras de pequena dimensão (amostras teste), três em tecido elástico e as outras três em tecido não elástico. Em duas foi aplicado o tratamento de *corona* durante um minuto, com aplicação de cargas elétricas na sua superfície por meio de uma pistola apropriada (*corona*) como representado na Figura 3.2. Noutras duas usou-se o tratamento *UVO* durante quinze minutos e as restantes não foram sujeitas a nenhum tratamento. Em todas as seis amostras teste foi depositada a mesma quantidade de solução desenvolvida anteriormente, tendo sido sujeitas à impressão por arraste, seguida de impressão térmica sob os mesmos parâmetros de temperatura de 160°C e durante 120 segundos. O fator

de diferenciação entre estas amostras corresponde aos tratamentos a que foram sujeitas e o tipo de tecido em que foram depositada. O tratamento de *corona* tem como objetivo melhorar a adesão do eléctrodo ao tecido, evitando que este delamine. Esta técnica é frequentemente usada em processos industriais, para tornar funcional superfícies poliméricas, obtendo-se melhores resultados na laminação de folhas poliméricas [44, 45].



Figura 3.2: Aplicação da Técnica de *Corona* nos tecidos.

É de realçar que em outras duas amostra testes foram realizados o tratamento com ozono - ultravioleta (*UVO*), em que este promove a eliminação de resíduos de solventes e estimula a dissociação das moléculas de solvente, através da absorção da radiação ultravioleta (UV) de pequeno comprimento de onda e a reação do ozono. Por sua vez, permite aumentar a adesão do grafeno ao tecido [46]. Em contraste, nas restantes apenas foram aplicadas porções da solução. Todas as amostras tinham 2 cm de largura e 4 cm de comprimento.

De forma a caracterizar estas amostras testes, procedeu-se à medição da resistência eléctrica recorrendo a um analisador de parâmetros semicondutores (*Keysight B1500a Opt A5F Test Fixture*), onde foi medida a resistência em função do tempo e do stress mecânico.

Na Figura 3.3 a) estão representadas as curvas (I-V), para os vários tratamentos referidos acima no tecido não elástico e na Figura 3.3 b) estão as amostras com o mesmo tipo de tratamentos, mas aplicados no tecido elástico. De salientar que estes valores foram adquiridos sem as amostras teste serem sujeitas ao stress

mecânico.

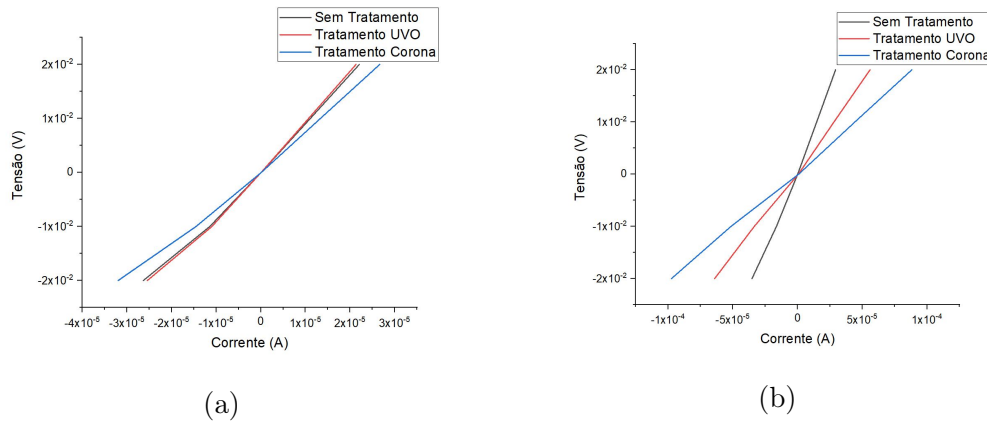


Figura 3.3: a) Gráfico referente ao tecido não elástico em que a resistência foi calculada em função da curva IV, para os vários tratamentos; b) Gráfico referente ao tecido elástico em que a resistência foi calculada em função da curva IV, para os vários tratamentos.

Na análise dos gráficos da Figura 3.3, todos os tratamentos apresentam um comportamento linear, com um comportamento semelhante. Considerando as equações das retas apresentadas anteriormente, para o tecido não elástico na amostra sem tratamento o valor resultante da sua resistência normalizada com a área foi de $417,16 \Omega/sq$ ($y = 834,32x + 8 \times 10^{-4}$), na amostra com o tratamento UVO a resistência foi de $432,03 \Omega/sq$ ($y = 864,07x + 7 \times 10^{-4}$). Para a amostra com a aplicação de *corona* o resultado foi de $343,34 \Omega/sq$ ($y = 686,67x + 9 \times 10^{-4}$). Para o tecido elástico recorreu-se também às equações das retas do gráfico 3.3 b). Para a amostra sem tratamento o valor da resistência foi de $311,40 \Omega/sq$ ($y = 622,39x + 9 \times 10^{-4}$), a amostra com o tratamento UVO obteve o valor de $165,59 \Omega/sq$ ($y = 331,18x + 8 \times 10^{-4}$) e a *corona* teve o resultado de $107,01 \Omega/sq$ ($y = 214,03x + 7 \times 10^{-4}$). Apesar dos valores das resistências serem da mesma ordem de grandeza, verificou-se que no tecido elástico a resistência é menor comparativamente com o tecido não elástico. A amostra com o tratamento *corona* obteve os valores de menor resistência.

3.3.2 Stress Mecânico

A medição do stress mecânico foi realizada com recurso ao mesmo equipamento referido acima, (*Keysight*), combinado com um equipamento de deformação mecânica feito à medida.

De seguida foram realizados testes de flexão, que consistem em aplicar uma deformação perpendicular ao eixo do corpo, durante 1000 ciclos de deformação e relaxamento. Os resultados obtidos encontram-se apresentados nas Figuras 3.4 e 3.5.

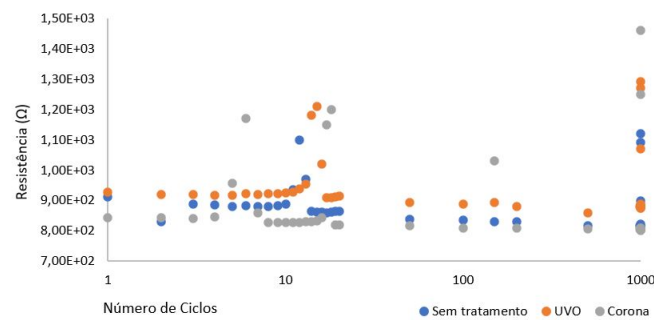


Figura 3.4: Gráfico dos ciclos *Bending* para amostras com diferentes tipos de tratamento – têxtil não elástico.

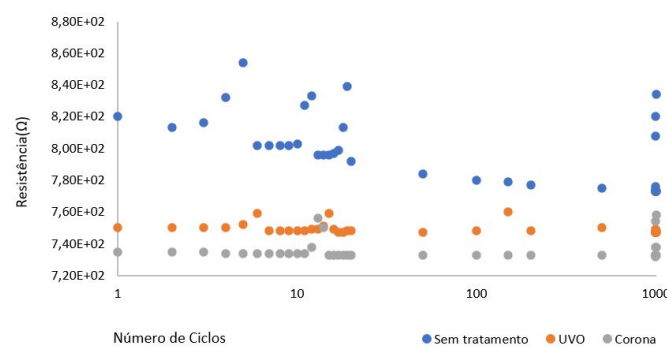


Figura 3.5: Gráfico dos ciclos *Bending* para amostras com diferentes tipos de tratamento – têxtil elástico.

Ao analisar o gráfico da Figura 3.4, ou seja, o gráfico referente ao tecido não

elástico, verifica-se que as amostras ao longo do tempo estão relativamente constantes, com uma variação da resistência na amostra sem tratamento de aproximadamente $100\Omega/sq$, não se verificando alterações significativas ao longo de 1000 ciclos na resistência nas amostras com tratamento *UVO* e *corona*. No entanto, no final dos ciclos, ocorreu uma pequena alteração, que pode ter sido devido ao número elevado de ciclos a que foram sujeitos. Contudo, uma das amostras do tecido com o tratamento de *corona*, foi a que se manteve mais constante, ao longo dos ciclos e com os valores mais baixo de resistência comparativamente aos outros tratamentos. No tecido elástico (Figura 3.5), não ocorreu nenhuma dispersão significativa da resistência ao longo dos ciclos, apresentando apenas uma variação de $40\Omega/sq$ na amostra sem tratamento. É também a amostra teste com o tratamento de *corona*, que apresenta uma resistência mais constante ao longo dos ciclos, bem como, menores valores de resistência. Logo, o tecido elástico com o tratamento *corona* foi considerado a melhor opção para a realização dos pares de elétrodos.

3.4 Fabricação dos Elétrodos

Depois da análise realizada em 3.3, utilizou-se dois métodos diferentes para fabricar os elétrodos têxteis, ambos com a mesma solução de grafeno com o tratamento de *corona* em tecido elástico. No Método 1, aplicou-se o processo de tratamento de cargas elétricas na superfície do tecido (*corona*). De seguida realiza-se a deposição da solução descrita na secção 3.2 no tecido elástico, por meio da técnica de impressão por arraste, usando um molde em papel com as dimensões e formato pretendido para o eletrodo (Figura 3.6). Imediatamente após a aplicação, o molde de papel é retirado, e o eletrodo é colocado na prensa térmica (modelo *TS 3P*) durante 120 segundos a uma temperatura de 160°C , de forma a efetuar a transferência térmica para o tecido. Durante este processo, o tecido é revestido com papel de alumínio para proteger o eletrodo e não danificar o equipamento durante a sua presença na prensa. Posteriormente, o papel de alumínio é retirado ao fim de

alguns minutos, após arrefecimento da amostra. Na Figura 3.7 está representado um elétrodo após ser retirado da prensa.

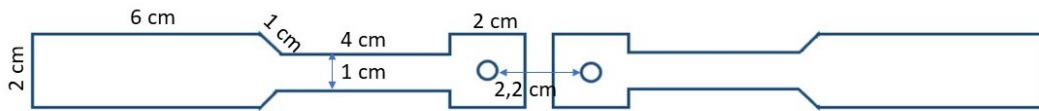


Figura 3.6: Molde utilizado na realização dos elétrodos.

Após o processo referido acima, estes poderão ser aplicados em camisolas ou sutiãs.



Figura 3.7: Elétrodo após ser retirado da prensa.

O outro método, o Método 2 é semelhante, porém aplica-se uma descarga de *corona* duas vezes, em vez de uma como no método anterior. O passo seguinte é igual ao processo anterior, utilizando a impressão por arraste e a prensagem térmica de modo a curar os filmes. Também se utilizou um passo adicional: a calandragem do elétrodo.



Figura 3.8: Elétrodo após passagem pela calandra.

Este processo consiste na colocação do tecido com o elétrodo após sair da

prensa térmica, entre dois rolos que exercem pressão sob o elétrodo. Estes encontravam-se a uma distância de 0,1 milímetros. Deste modo, o filme do elétrodo é mais compacto e apresenta uma maior adesão ao tecido. A calandra utilizada foi a do modelo *Agile F165* da marca *Durston*. Na Figura 3.8 está representado o elétrodo após passagem pela calandra.

3.5 Caracterização Morfológica dos Eléttodos

A análise morfológica aos eléttodos desenvolvidos foi realizada através do microscópio eletrônico de varrimento (SEM), o *SEM Hitachi SU70* a uma tensão de aceleração de 25 kV e uma distância de trabalho de 15 mm. O SEM tem como característica o fornecimento de imagens da superfície dos objetos com elevada resolução [47]. Como nota adicional, não se aplicou um revestimento de carbono, uma vez que as amostras já apresentam uma elevada condutividade.

Na Figura 3.9 estão representadas várias imagens de eléttodos desenvolvidos pelo Método 1, ou seja, sem a segunda aplicação de *corona* e sem a técnica da calandra. Nas imagens fornecidas pelo SEM é possível verificar as diferenças existentes no mesmo eléttodo entre a parte superior 3.9 (a)(b) e a parte inferior 3.9 (c)(d) da Figura 3.9. Nas sub-figuras 3.9 a) e 3.9 b) o eléttodo está mais compactado, não existindo tantas lacunas como nas sub-figuras 3.9 c) e 3.9 d). No entanto, observando com maior ampliação (x300), em ambas as partes é notório que o eléttodo não apresenta um filme uniforme.

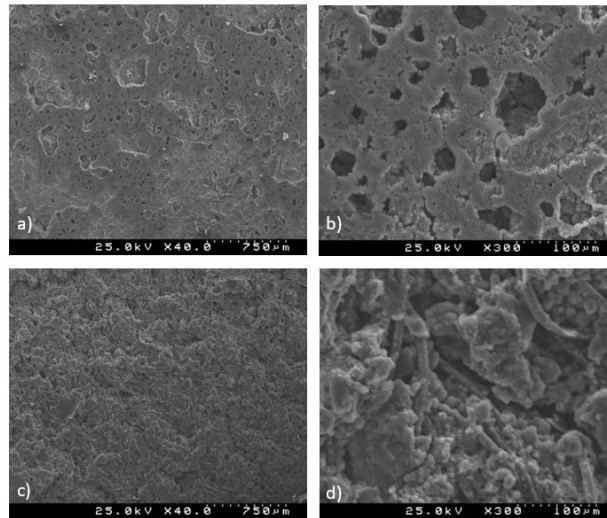


Figura 3.9: Na figura está a representação da análise realizada do SEM. Estando apresentado em (a) e (b) a parte superior e em (c) e (d) a parte inferior do elétrodo. Ambos apresentam as mesmas condições: sem calandra, com duas resoluções diferentes.

As imagens de SEM representadas na Figura 3.10 representam uma superfície muito coesa e uniforme, supõe-se que isto se deve às duas passagens de *corona* e à passagem pela calandra. Deste modo, é possível afirmar que as partículas estão mais agregadas entre si.

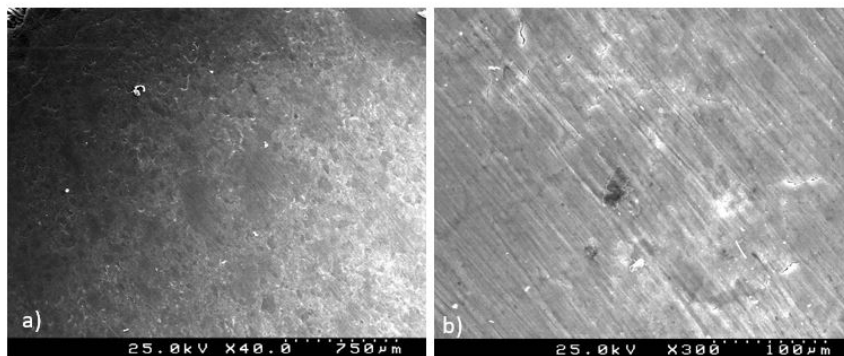


Figura 3.10: Imagens dos elétrodos com a aplicação da técnica calandra, com duas resoluções diferentes.

Após a análise morfológica é possível afirmar que o Método 2 apresenta resultados mais promissores, dado que os elétrodos apresentam menos lacunas, ou seja, menos degradação comparativamente aos realizados pelo Método 1.

3.6 Análise do Diferencial Elétrico dos Pares de Elétrodos

Após a formação do par de elétrodos, estes foram testados com base na sua condutividade. Foram colocados no analisador de parâmetros que realiza várias medições de pares de pontos ao longo de um elétrodo, ou seja, medindo em várias zonas do elétrodo, para verificar a variabilidade da condutividade. De salientar que os elétrodos realizados pelo Método 2 que possuíam resistência superior a $5 \text{ k}\Omega/\text{sq}$ sem a normalização foram rejeitados. A análise aos valores de resistência normalizada com a área está representada na tabela 3.1, dos doze pares de elétrodos criados a partir da mesma solução. Dez amostras seguiram o procedimento do Método 2. As outras duas foram feitas pelo Método 1, que são referentes à amostra 11 e 12. É notório que as amostras realizadas através do Método 1 apresentam valores muito superiores de resistência comparativamente aos restantes. Isto provavelmente deve-se à falta da aplicação da técnica calandra, que faz com que partículas fiquem mais agregadas e uniformes como demonstrado na secção 3.5. De entre, as dez amostras feitas pelo Método 2, os valores de resistência apresentavam alguma consistência entre eles, sendo que abaixo estão apresentados os gráficos da curva de resistência curva relativa a dois dos melhores resultados do Método 2 e um com a pior condutividade.

Par de Eléttodos	Intervalo de Resistência do Eléttodo Direito (Ω)	Intervalo de Resistência do Eléttodo Esquerdo (Ω)	Método Utilizado
Amostra 1	267 - 288	267 - 288	2
Amostra 2	291 - 324	267 - 290	2
Amostra 3	213 - 238	200 - 216	2
Amostra 4	347 - 375	173 - 187	2
Amostra 5	267 - 288	267 - 288	2
Amostra 6	160 - 173	295 - 327	2
Amostra 7	267 - 288	267 - 288	2
Amostra 8	405 - 450	267 - 267	2
Amostra 9	200 - 216	267 - 288	2
Amostra 10	333 - 360	133 - 144	2
Amostra 11	3520 - 3267	2707 - 2853	1
Amostra 12	2907 - 2987	1987 - 2160	1

Tabela 3.1: Valores das resistências das várias amostras desenvolvidas.

Na tabela 3.1 estão representados valores das resistências normalizadas. A amostra que apresenta resultados mais promissores, tanto a nível de resistência como na diferença entre os eléttodos é a amostra 3. Dado que se avalia a condutividade em função do valor da resistência, este par de eléttodos é o que apresenta os valores mais baixos. Além disso, a variação dos valores de resistência entre ambos é muito reduzida o que permite que haja menos ruído no sinal adquirido de ECG. Na Figura 3.11 está representado as curvas IV da amostra 3.

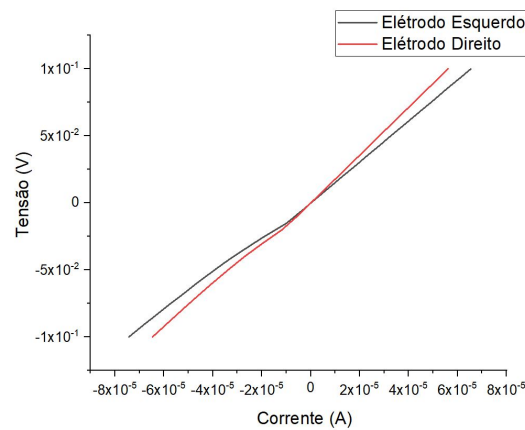


Figura 3.11: Gráficos com as curvas (I-V) da amostra 3.

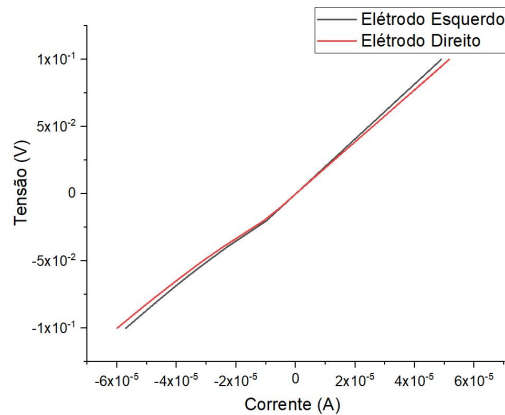


Figura 3.12: Gráficos com as curvas (I-V) da amostra 7.

A amostra 7 possui valores de resistência em ambos os eléctrodos relativamente baixos, comparativamente aos restantes, com a excepção da amostra 3. No entanto, a diferença entre os eléctrodos é menor do que na amostra 3 como representado na Figura 3.12. Dado isto, pode-se esperar que quando testados, os seus gráficos de ECG tenham menos ruído.

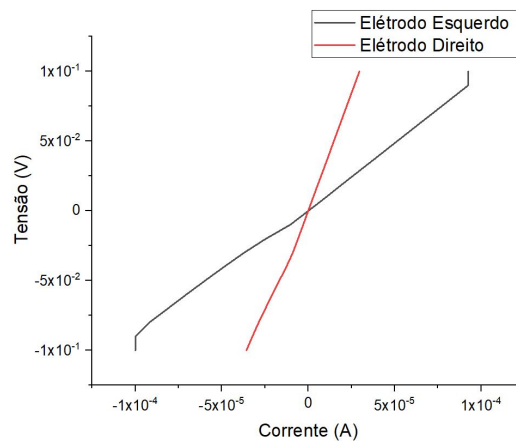


Figura 3.13: Gráficos com as curvas (I-V) da amostra 8.

Em oposição às outras amostras, a amostra 8 apresenta os valores de resistência mais elevados e ainda uma visível discrepância entre ambos os eléctrodos como representado na Figura 3.13.

Capítulo 4

Aplicação dos Eléttodos em Peças Desportivas

4.1 Posicionamento dos Eléttodos

Como referido na secção 2.1.2, existem diferentes parâmetros que se devem ter em conta para uma aquisição de bons resultados do ECG. Um destes parâmetros refere-se ao posicionamento dos eléctodos no corpo humano, e para o efeito considerou-se a sua aplicação em três posições diferentes. Um par na parte inferior do tórax semelhante aos aplicados nos ECG convencionais, outro na parte superior do mesmo, onde existem menos pilosidades. Deste modo, a resistência da interface eléctrodo/pele é minimizada. Além dos dois posicionamentos anteriores, também se colocou eléctodos na parte de trás das camisolas, na parte inferior do tórax (posterior). Na Figura 4.1 estão representados esquemas com os três posicionamentos referidos.

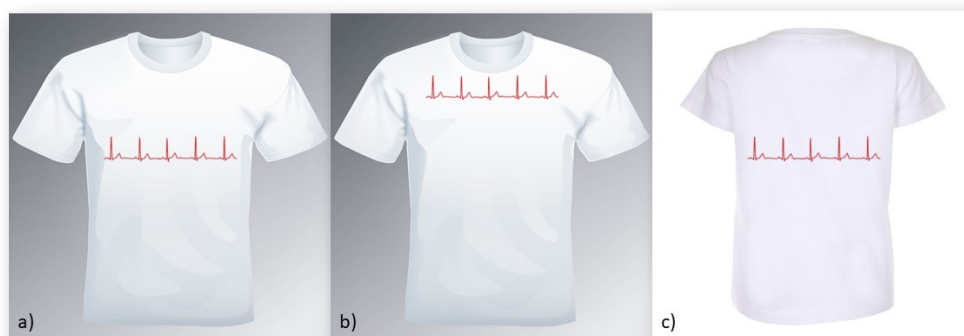


Figura 4.1: Eléttodos aplicados na parte inferior do tórax na posição anatômica anterior ou frontal (a); Eléttodos aplicados na parte superior do tórax na posição anatômica anterior ou frontal (b); Eléttodos aplicados na parte inferior do tórax na posição anatômica posterior).

Para atletas do sexo feminino, foram desenvolvidos sutiãs com eléttodos na parte inferior do tórax na posição anatômica anterior ou frontal. Na Figura 4.2 está representado o esquema deste.



Figura 4.2: Eléttodos aplicados na parte inferior do tórax na posição anterior ou frontal.

Deste modo, foram desenvolvidos três protótipos das camisolas e um protótipo sutiã, com os diferentes locais referidos em cima para a aplicação dos eléctrodos. O processo da sua aplicação dos eléctrodos começa pela colagem dos tecidos camisola-eléttrodo com o auxílio de cola de têxteis. Após a colagem, colocam-se molas de pressão (botões) que vão permitir a ligação ao sistema de leitura e comunicação de dados sem fios (Figura 4.3). Por fim, com as peças de roupa finalizadas já com os eléctrodos e os botões, são colocadas na prensa térmica a 120°C durante 20 segundos. Estes botões permitem ligar os eléctrodos à aplicação *Movesense*, para aquisição e transmissão de dados via *Bluetooth*.

4.2 Execução da Análise de Sinal através do *Matlab*

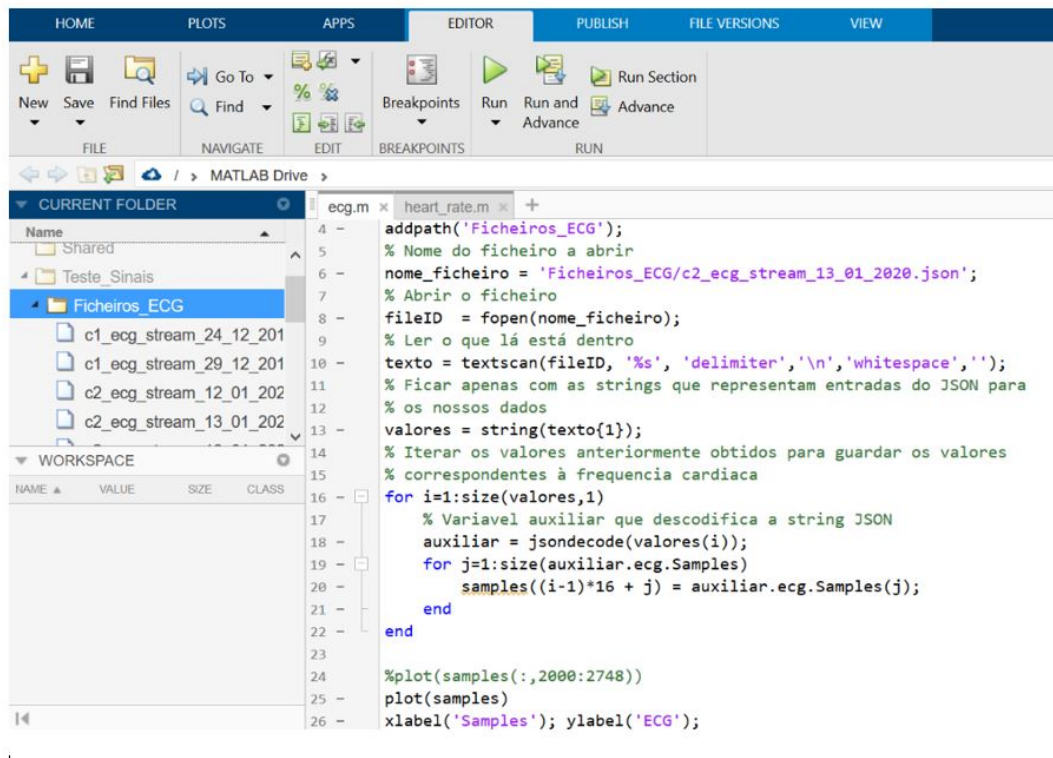
De forma a poder analisar os sinais recolhidos através da aplicação da *Movesense*, os mesmos são transferidos para um computador para posterior tratamento e análise dos resultados. Para o efeito, desenvolveu-se um programa em *Matlab* que permitiu analisar as ondas de ECG com mais detalhe, como demonstrado



Figura 4.3: Botões onde se aplica o sensor da aplicação *Movesense*.

pela Figura 4.4. Este abrange diferentes passos, como a abertura de um ficheiro em formato “.json”, formato em que os dados são apresentados pela aplicação da *Movesense*. Destes são retirados apenas as sequências de caracteres que são necessárias ao tratamento dos dados para uma variável auxiliar, assegurando que percorre todo o sinal de ECG. Durante este ciclo, é utilizada a função “*jsondecode*”, que se encontra devidamente implementada no *Matlab* na biblioteca “*json*” e disponível para ser adicionada aos projetos pretendidos. Note-se que esta função permite decodificar o que a cadeia de caracteres representa, isto é, traduzir a sua formatação e retirar os valores do sinal ECG. No final, é possível visualizar um gráfico com intervalos predefinidos pelo utilizador, dependendo do trecho do sinal que se pretende analisar.

Para determinar o intervalo de tempo correspondente a uma onda de ECG, foi preciso ter em conta a frequência de operação da aplicação *Movesense*. Neste caso a frequência é $f_s = 128Hz$, ou seja, num segundo são adquiridas 128 amostras. Tendo como exemplo um sinal de teste captado em ambiente de laboratório de aproximadamente 10 minutos, equivalente a ≈ 600 segundos, o número de amostras é de 76 800, como representado no gráfico da Figura 4.5. Assim, considerou-se necessário analisar os sinais por janelas temporais de tamanho fixo, facilitando a identificação das diferentes ondas associadas a um sinal modelo de ECG.



```
4 - addpath('Ficheiros_ECG');
5 - % Nome do ficheiro a abrir
6 - nome_ficheiro = 'Ficheiros_ECG/c2_ecg_stream_13_01_2020.json';
7 - % Abrir o ficheiro
8 - fileID = fopen(nome_ficheiro);
9 - % Ler o que lá está dentro
10 - texto = textscan(fileID, '%s', 'delimiter','\n','whitespace','');
11 - % Ficar apenas com as strings que representam entradas do JSON para
12 - % os nossos dados
13 - valores = string(texto{1});
14 - % Iterar os valores anteriormente obtidos para guardar os valores
15 - % correspondentes à frequência cardíaca
16 - for i=1:size(valores,1)
17 -     % Variavel auxiliar que descodifica a string JSON
18 -     auxiliar = jsondecode(valores(i));
19 -     for j=1:size(auxiliar.ecg.Samples)
20 -         samples((i-1)*16 + j) = auxiliar.ecg.Samples(j);
21 -     end
22 - end
23
24 - %plot(samples(:,2000:2748))
25 - plot(samples)
26 - xlabel('Samples'); ylabel('ECG');
```

Figura 4.4: *Snippet* parcial do código em *Matlab* desenvolvido.

Após a análise do sinal, identificou-se que cada onda de ECG correspondia a 0,632 segundos (81,896 amostras), como representado na Figura 4.6.

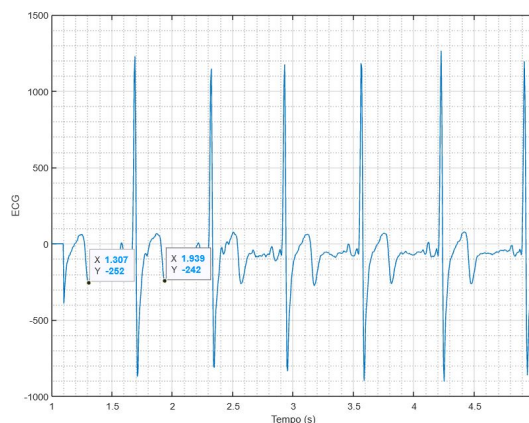


Figura 4.6: Gráfico com onda de ECG, com o período da onda identificado.

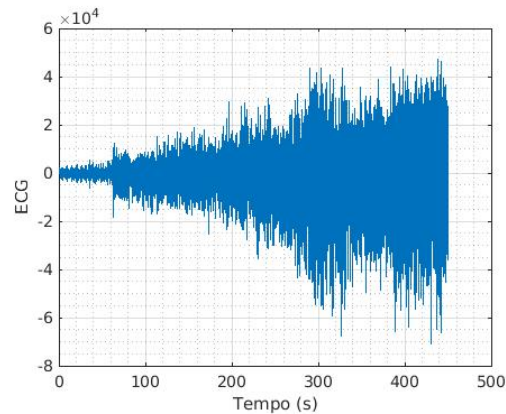


Figura 4.5: Gráfico de ECG com todas as amostras adquiridas durante um treino de cerca de 10 minutos.

4.3 Avaliação do Posicionamento dos Eléttodos

Posteriormente foram realizados diferentes testes em laboratório para verificar a sua capacidade de aquisição dos sinais pretendidos nos diferentes posicionamentos dos eléttodos. Estes foram testados durante 15 segundos, a caminhar, recorrendo à aplicação da *Movesense*, que permite adquirir, processar e transmitir via *Bluetooth* os dados capturados pelos eléttodos. Na Figura 4.7 está representado 5 segundos dos testes realizados à amostra 4, que tem os eléttodos aplicados na parte inferior do tórax (anterior) e à amostra 2 com eléttodos aplicados nas costas (posterior), na parte inferior do tórax.

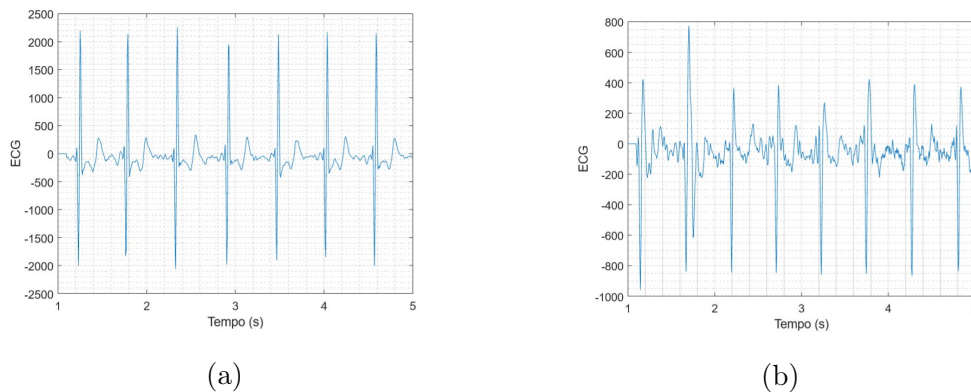


Figura 4.7: a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo que tinha o par de eléctodos aplicado na parte inferior do tórax na posição anatómica anterior ou frontal, com o utilizador a andar; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo que tinha o par de eléctodos aplicado na parte inferior do tórax na posição anatómica posterior, aplicada nas costas, com o utilizador a andar.

O posicionamento que se mostrou mais eficaz na aquisição, com menos ruído e um sinal mais intenso e regular, foi da parte inferior do tórax na posição anatómica anterior ou frontal, como representado na Figura 4.7 a). Note-se que a camisola com os eléctodos na parte inferior do tórax (parte posterior) tinha muito mais ruído comparativamente à parte anterior como demonstrado na Figura 4.7 b). O protótipo com os eléctodos aplicados na parte superior do tórax na posição anterior ou frontal não fez qualquer aquisição de sinal.

Após os eléctodos passarem pelos testes de laboratório e a análise dos resultados, foram realizados vários protótipos com os eléctodos aplicados na parte inferior do tórax em várias peças de vestuários (camisolas/sutiã), utilizando os pares de eléctodos realizados em 3.4.

Para avaliar a funcionalidade dos protótipos, foram realizados vários testes: com o utilizador parado, depois a andar, a correr e, mais tarde, a realizar exercícios mais exigentes. O tempo de treino poderá diferir de teste para teste consoante a modalidade praticada.

4.4 Verificação da Funcionalidade dos Protótipos Desenvolvidos

4.4.1 Avaliação dos Métodos de Fabricação dos Protótipos

De modo a aferir a qualidade e funcionalidade dos protótipos desenvolvidos, estes foram testados mediante diferentes atividades e suas condições implícitas. Numa fase inicial, começou-se por gravar um sinal com o utilizador em repouso, depois a caminhar e posteriormente a realizar exercícios mais complexos, como a corrida. Note-se que são apresentados resultados para uma aquisição de sinais de ECG considerando os 2 métodos desenvolvidos e previamente explicados na secção 3.4. Para facilitar a análise e visualização das diferentes componentes de um sinal ECG, realizou-se a sua segmentação em intervalos de 5 segundos (640 amostras)¹.

As amostras 11 e 12 realizadas de acordo com o Método 1, isto é, sem aplicação de calandra, foram testadas em ambiente de laboratório com um utilizador em repouso durante alguns minutos. Num cenário ideal, seria de esperar que as ondas adquiridas correspondem-se a um modelo típico do ECG. No entanto, a análise do sinal adquirido em ambas as amostras, apresentada na Figura 4.8 revela sinais com bastante ruído, não sendo possível reconhecer as ondas de ECG.

¹Nos gráficos de treinos mais extensos, os primeiros dois minutos consideram-se desprezados, uma vez que poderão corresponder a dados relativos ao ajuste do protótipo no corpo.

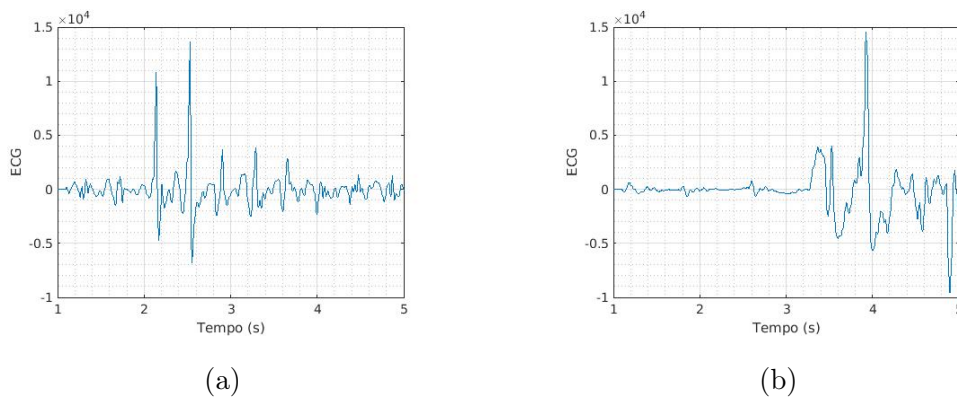


Figura 4.8: Gráfico referentes a testes realizados aos protótipos desenvolvidos pelo Método 1. Estes testes foram feitos em laboratório durante 5 segundos, respetivamente para a) sutiã e b) camisola. Note-se que os utilizadores se encontrava em repouso durante a sua realização.

Foram realizadas 10 amostras de pares de elétrodos seguindo o Método 2, em que apenas 9 foram aplicadas em protótipos de desporto (camisolas/sutiãs). A exclusão da amostra 8 é suportada pelos resultados apresentados em 3.6, mais concretamente, o facto de apresentar resistências acima do desejado ao longo dos elétrodos e pela sua disparidade entre os mesmos.

Dos nove protótipos testados por este método, oito mostraram ser funcionais apresentado um sinal de ECG de acordo com o esperado. Na Figura 4.9 apresenta-se um gráfico representativo obtido num ambiente controlado e com o utilizador em repouso a usar um sutiã, em que a sua aquisição durou apenas 2 segundos. Neste gráfico é possível observar as ondas P, Q, R, S e T, o segmento QRS bem como os segmentos PR e ST (Figura 4.9), como seria esperado num gráfico de ECG.

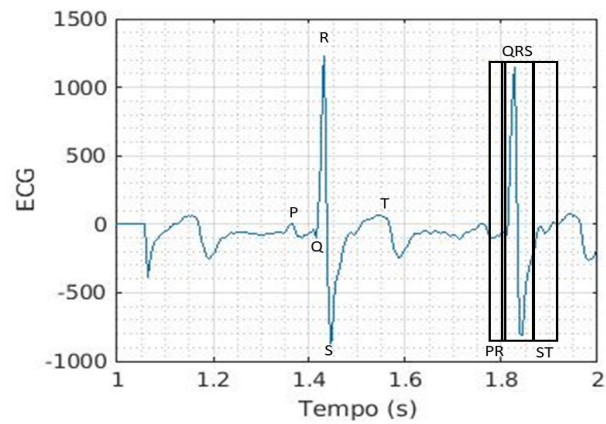


Figura 4.9: Gráfico representativo de um teste de 2 segundos realizado em ambiente de laboratório a uma amostra desenvolvida pelo Método 2, com as diferentes ondas identificadas.

Ainda com a mesma amostra, apresenta-se na Figura 4.10 5 segundos ilustrativos do sinal adquirido enquanto o utilizador estava a caminhar.

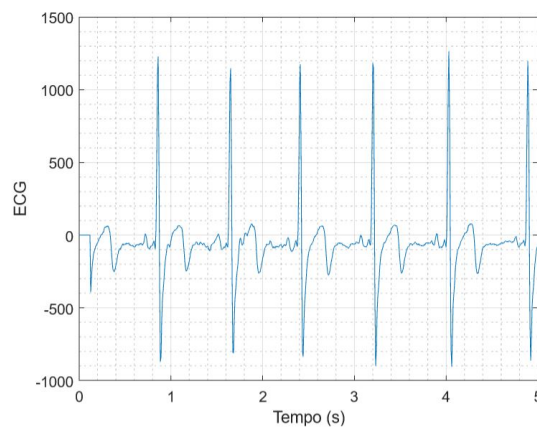


Figura 4.10: Gráfico representativo de 5 segundos adquiridos enquanto o utilizador caminhava, com uma amostra desenvolvida pelo Método 2.

Em ambos os gráficos 4.9 e 4.10, é possível observar que as ondas constituintes de um sinal ECG são facilmente identificáveis, revelando a ausência de ruído significativo. Deste modo, os protótipos realizados pelo Método 2 apresentam-se como

sendo bastante promissor para o objetivo pretendido, e pronto para a próxima fase de testes.

Capítulo 5

Avaliação do Desempenho Físico em Função do ECG

5.1 Análise dos Gráficos de ECG Adquiridos em Função do Esforço

Os 9 protótipos funcionais desenvolvidos pelo Método 2 foram testados por diversos utilizadores em situações de esforço diferenciadas durante o mesmo período de tempo (15 segundos): parados, a andar, a correr e a subir e descer escadas. Dos nove, 3 eram sutiãs desportivos e 6 eram t-shirts. Em ambas as peças de vestuário, o sinal apresentado com o utilizador parado era um sinal com pouco ruído e com as características típicas do ECG (Figura 5.1). Nestes gráficos pode-se observar um sinal de ECG, em que as diversas ondas P, Q, R, S e T são facilmente visualizadas, bem como os seus intervalos. É também possível visualizar a frequência cardíaca dos utilizadores.

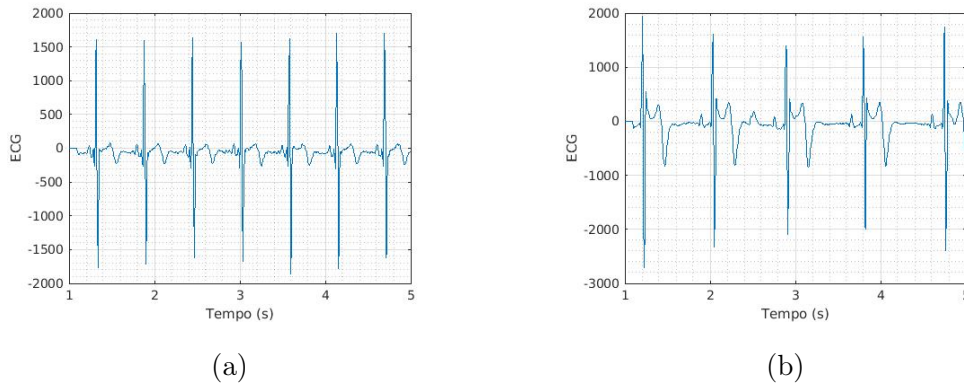


Figura 5.1: a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (sutiã), com o utilizador em repouso; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 (camisola), com o utilizador em repouso.

Também ambos os protótipos (sutiã e camisola) são funcionais quando os utilizadores estão a caminhar (Figura 5.2). Contudo, quando os utilizadores estão a realizar um exercício mais exigente, como a corrida, existe uma discrepância entre os dois protótipos (Figura 5.3). Comparando os dois gráficos, é possível afirmar que o protótipo da camisola (amostra 6) apresenta um sinal melhor, ou seja, menos ruído, picos mais bem definidos e com um ritmo sinusal com um padrão bem definido. Esta diferença entre camisola/sutiã pode ser devida ao deslocamento dos elétrodos, interferindo com medição do ECG. Outra explicação plausível prende-se com as diferenças das amostras utilizadas, não só com as diferenças existentes entre o diferencial elétrico e condutividade das amostras, mas também com possíveis diferenças de degradação das amostras. Essa análise exigiria a fabricação de uma maior quantidade de amostras, de forma a avaliar de forma estatística o comportamento, eliminando possíveis diferenças casuísticas relacionadas com a utilização e/ou utilizador. Com o aumento de esforço, além do aumento de frequência e amplitude, também pode existir variabilidade na altura das ondas P, R e T. Este efeito é visível ao compararmos a Figura 5.2, com os utilizadores a caminhar, com a Figura 5.3, com os utilizadores a correr, verificando-se que nas ondas P e T existe

um aumento.

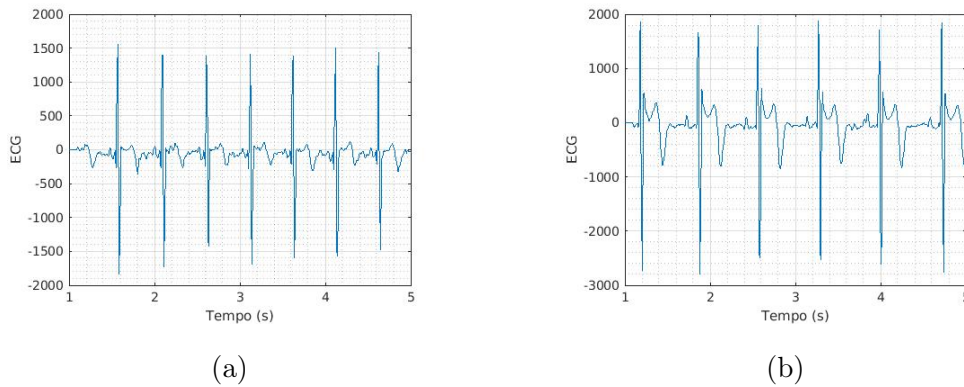


Figura 5.2: a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de eléttodos desenvolvidos pelo Método 2 (sutiã), com o utilizador a caminhar; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de eléttodos desenvolvidos pelo Método 2 (camisola), com o utilizador a caminhar.

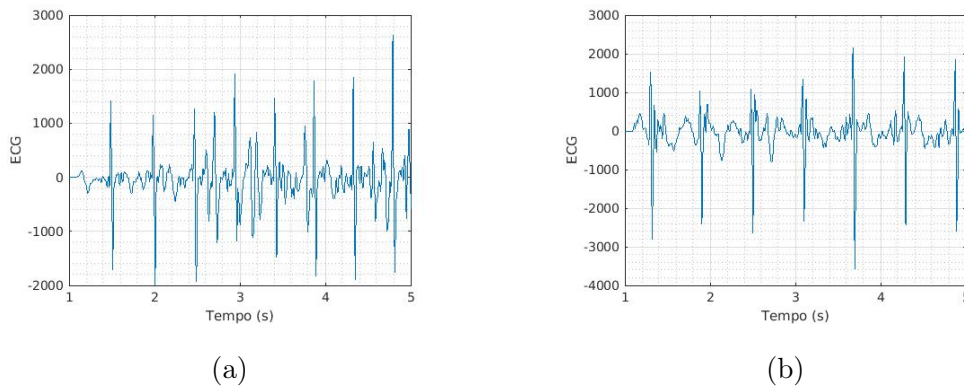


Figura 5.3: a) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de eléttodos desenvolvidos pelo Método 2 (sutiã), com o utilizador a correr; b) Gráfico de 5 segundos do teste realizado a um protótipo com um par de eléttodos desenvolvidos pelo Método 2 (camisola), com o utilizador a correr.

A identificação mais clara do aumento do esforço físico através da alteração do ECG pode ser observada na Figura 5.4. Nesta figura pode-se observar o esforço realizado por um utilizador em repouso, a andar, a subir e descer escadas e a correr

durante 5 segundos, num teste de 15 segundos de esforço. Quando o esforço ao realizar o exercício aumenta, a frequência cardíaca é diretamente proporcional, bem como a amplitude das ondas. Com o aumento dos movimentos, é possível também observar um aumento de interferências na aquisição do sinal, com o aumento de ruído. Essas interferências podem dever-se ao aumento da movimentação dos elétrodos com os movimentos, como observado no movimento de subir e descer escadas em comparação com a corrida.

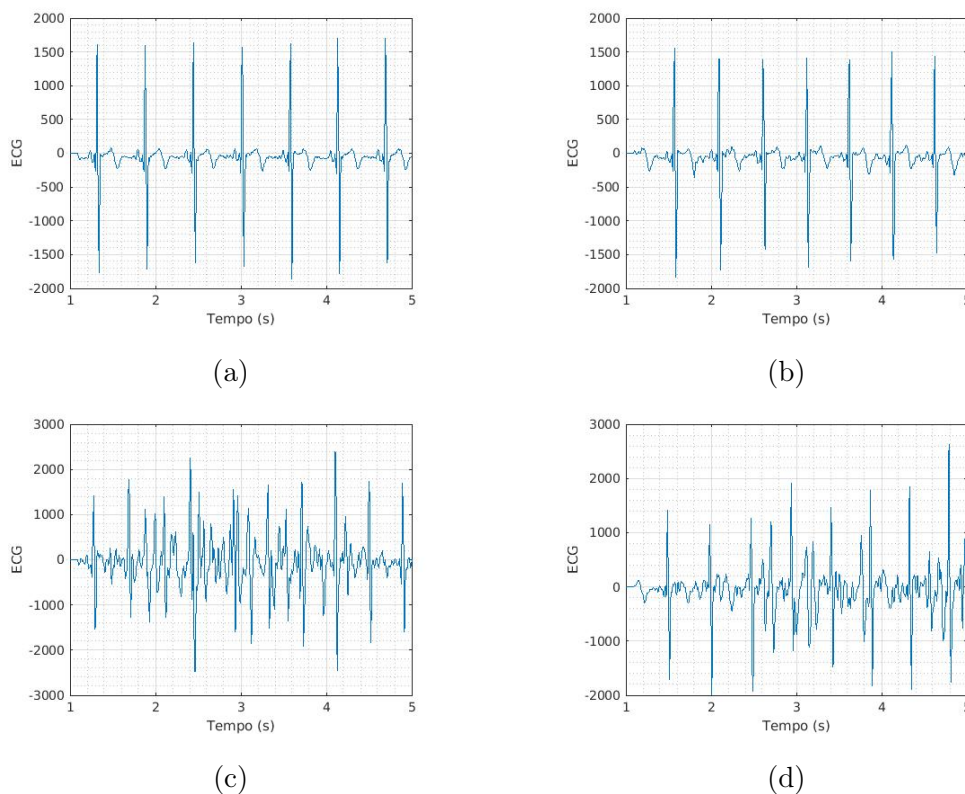


Figura 5.4: Teste de 5 segundos realizado a um protótipo com um par de elétrodos desenvolvidos pelo Método 2: a) Utilizador em Repouso b) Utilizador a caminhar; c) Utilizador a subir e descer escadas; d) Utilizador a correr.

O próximo teste corresponde a um exercício mais exigente, um treino de corrida com a duração de cerca de dez minutos. Na Figura 5.6 apresentam-se os primeiros 15 segundos das 76 800 amostras recolhidas. Ao analisar este gráfico é notória a diferença da amplitude e frequência das ondas ECG a partir do segundo

13, em que o utilizador dá início à sua corrida.

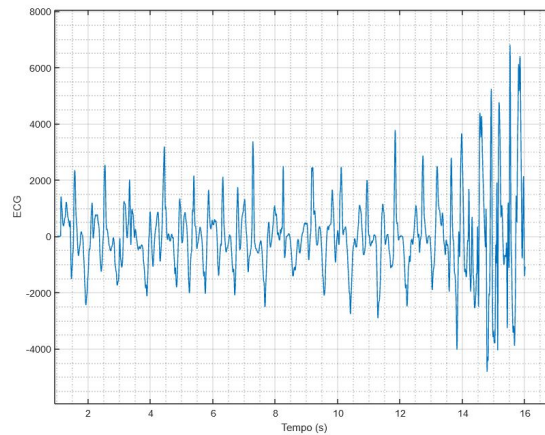


Figura 5.5: Gráfico representativo do aumento de esforço físico.

Foram apenas selecionados os primeiros 15 segundos pois com o aumento do esforço o ruído é bastante como demonstrado na Figura 5.6, o que mostra algumas limitações destes protótipos quando utilizados durante um maior período de tempo.

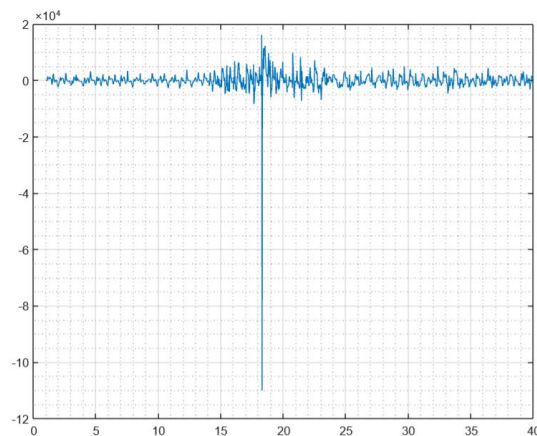


Figura 5.6: Gráfico representativo do ruído.

5.1.1 A Diferença nos Gráficos de ECG entre Sexo Masculino vs Feminino

Os testes foram efetuados tanto por utilizadores masculinos como femininos. Os utilizadores masculinos usaram camisolas, os femininos usaram sobretudo su-tiãs. No gráfico da Figura 5.7 está representado os testes realizados a um homem e uma mulher. Ambos os utilizadores estavam em repouso.

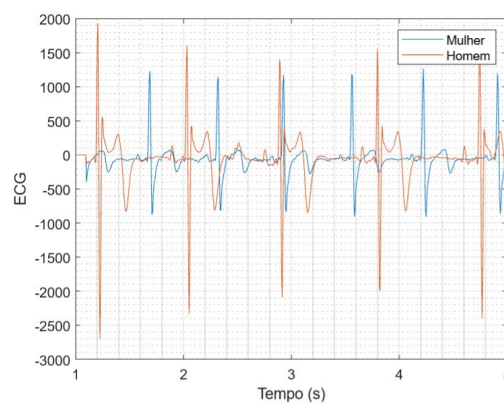


Figura 5.7: Gráfico de dois testes sobrepostos, realizados por homem e mulher.

A atividade elétrica do coração difere de homens para mulheres. É usual verificar no gráfico de ECG o segmento ST e o intervalo QT maior nas mulheres comparativamente com os homens. Também é usual a amplitude das ondas do ECG das mulheres ser inferior às dos homens, como é verificado na Figura 5.7 [48]. Em relação à frequência cardíaca, que é analisada através da distância entre onda R, costuma ser superior nas mulheres [49]. Na análise ao gráfico 5.7 é possível verificar que o segmento ST é maior no sinal feminino comparativamente ao sinal masculino (Figura 5.8) e o intervalo QT também é maior (Figura 5.9). A amplitude é bastante superior na amostra masculina do que na feminina. A frequência cardíaca neste gráfico corrobora com o previsto em literatura, ou seja, a frequência cardíaca é maior no sinal adquirido por mulheres do que por homens.

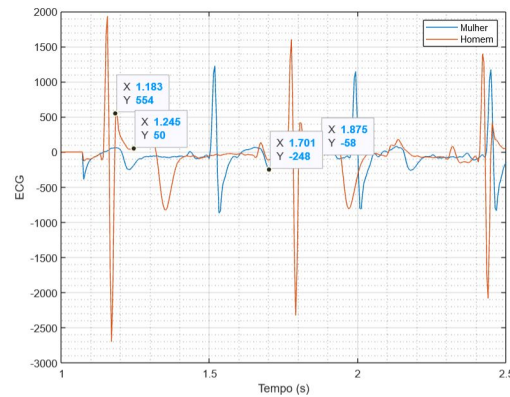


Figura 5.8: Gráfico de dois testes sobrepostos com o intervalo ST identificados.

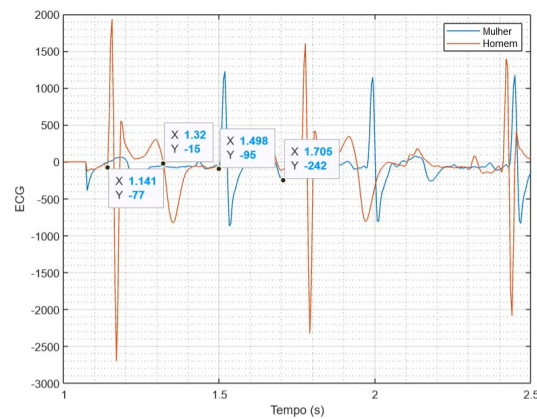


Figura 5.9: Gráfico de dois testes sobrepostos com o intervalo QT identificados.

5.1.2 A Diferença do Gráfico de ECG Entre Várias Faixas Etárias

Na Figura 5.10 está representado os testes realizado a um adolescente de 14 anos e a uma criança de 10 anos, ambos em repouso. O complexo QRS aumenta linearmente com a idade, ou seja, um adolescente de 14 anos espera-se que tenha um complexo QRS maior que uma criança de 10 anos [49, 50]. O batimento cardíaco de um adolescente de 14 anos pode variar entre 60 e 110 BPM. Já o batimento cardíaco de uma criança de 10 anos pode variar entre 70 e 110 BPM.

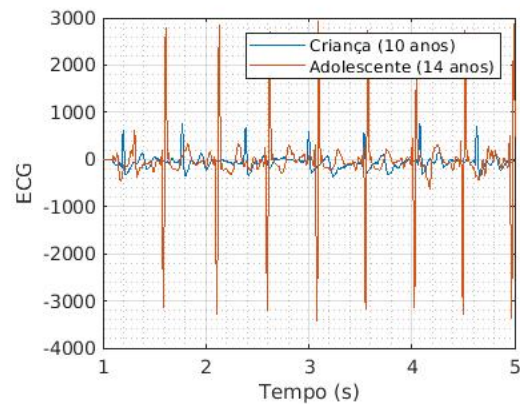


Figura 5.10: Gráfico de dois testes sobrepostos, realizados por criança e adolescente.

Ao analisar a Figura 5.10, o complexo QRS têm uma amplitude superior no gráfico do teste ao adolescente. A frequência cardíaca na criança de 10 anos deveria ser superior à do adolescente, seguindo a teoria exposta anteriormente. No entanto, não se verifica o mesmo, e uma possível explicação está no facto do estado emocional/físico em que o utilizador se encontrava na altura da aquisição do sinal.

O gráfico da Figura 5.11 é referente a um adulto (47 anos) com a amostra, a um adulto (24 anos) e a uma criança (10 anos), todos realizaram o teste em repouso.

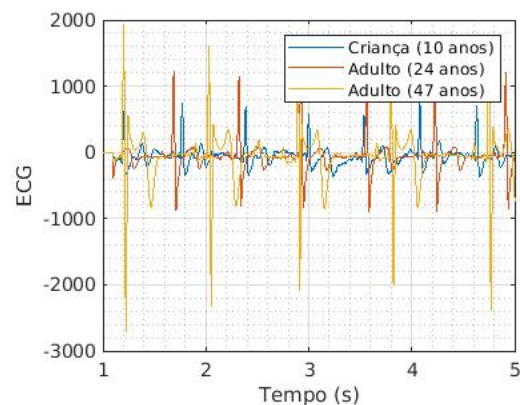


Figura 5.11: Gráfico de dois testes sobrepostos, realizados por criança e adolescente.

Com base na análise à Figura 5.11, é ainda mais notório que a amplitude do complexo QRS aumenta com a idade. Em relação à frequência cardíaca existe uma diferença mais evidente entre a criança de 10 anos e o adulto de 47 anos, sendo muito superior na criança.

Capítulo 6

Conclusão

O objetivo do trabalho descrito neste documento traduz-se na criação de equipamentos de desporto inteligentes, capazes de monitorizar e gravar as ondas de ECG para analisar o desempenho de um atleta. Para este efeito, foi necessário preparar uma solução de grafeno com a capacidade de servir de interface entre a pele do utilizador e o sensor que capta os sinais elétricos do coração. Como primeiro teste realizou-se uma solução inspirada no trabalho realizado por Tsuyoshi Sekitani *et al.* em [43], a qual revelou-se inadequada para utilizar no procedimento seguinte, a impressão por tela. Desta forma, procederam-se a novos testes para a criação de uma outra solução, tendo permitido o desenvolvimento dos protótipos pretendidos, camisolas e sutiãs de desporto. As primeiras versões das camisolas e sutiãs de desporto resultaram de um processo sem calandra, levando à degradação da solução depositada nelas mediante um determinado número de utilizações. Por outro lado, os sinais de ECG adquiridos durante as suas utilizações revelaram-se bastante ruidosos, dificultando assim a sua posterior análise. Assim, aplicou-se o método descrito na Secção 3.4 para a criação de novas amostras de modo a realizar mais testes. As versões das camisolas e dos sutiãs realizados com os elétrodos desenvolvidos pelo Método 2 apresentam resultados mais promissores comparativamente aos elétrodos fabricados pelo Método 1. Esta conclusão é suportada pela

análise morfológica realizada através do equipamento SEM representado na secção 3.5, bem como nos gráfico do sinal de ECG representados na secção 4.4 . No entanto, foi notório o aumento do ruído, quando se começava a realizar exercícios em que os movimentos são maiores, como é visível na Figura 5.4. Quando se está em repouso ou a realizar uma caminhada o protótipo capta o sinal, quase sem qualquer ruído, mas quando se começa a correr, além de aumentar a frequência e a amplitude como é esperado, o ruído também aumenta, isto pode ser devido a um pequeno deslocamento do sensor, que ocorre provavelmente porque se movimenta juntamente com as peças de roupa. Além deste desafio também é de salientar que pode ser necessário melhorar a aderência do eletrodo à pele.

Por último, o trabalho desenvolvido apresenta diferentes direções podem ser tomadas para trabalho futuro. Por exemplo, a exploração de diferentes materiais que ajudem na adesão à pele do utilizador, sem potenciar o seu desconforto ou alergias, para além de atenuar o ruído. Por outro lado, deverá ser explorada uma nova forma de colocar o sensor, com o intuito de diminuir ou impossibilitar o seu movimento durante a realização de exercícios mais exigentes. Um ponto muito importante passará por um maior número de testes em treinos com maior duração, semelhantes ao ambiente desportivo profissional, de forma a retirar informação relevante sobre o estado físico dos atletas durante os treinos desportivos.

Bibliografia

- [1] Fangmin Sun et al. “A wearable H-shirt for exercise ECG monitoring and individual lactate threshold computing”. Em: *Computers in industry* 92 (2017), pp. 1–11.
- [2] Asker Jeukendrup e Adrie Van Diemen. “Heart rate monitoring during training and competition in cyclists”. Em: *Journal of sports sciences* 16.sup1 (1998), pp. 91–99.
- [3] Joyee Basu e Aneil Malhotra. “Interpreting the Athlete’s ECG: Current State and Future Perspectives”. Em: *Current treatment options in cardiovascular medicine* 20.12 (2018), p. 104.
- [4] Dhruv R Seshadri et al. “Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete”. Em: *NPJ digital medicine* 2.1 (2019), pp. 1–16.
- [5] Radian Sigit et al. “Mini Wireless ECG for Monitoring Athletes’ ECG Signal Based on Smartphone”. Em: *IOSR Journal of Engineering* 4.06 (2014), pp. 13–18.
- [6] Antonio Sarmiento et al. “Qualitative and quantitative evaluation of a new wearable device for ECG and respiratory Holter monitoring”. Em: *International journal of cardiology* 272 (2018), pp. 231–237.
- [7] Lauralee Sherwood. *Human physiology: from cells to systems*. Cengage learning, 2015.

-
- [8] Amale Ankhili et al. “Washable and reliable textile electrodes embedded into underwear fabric for electrocardiography (ECG) monitoring”. Em: *Materials* 11.2 (2018), p. 256.
- [9] B. Halder, S. Mitra e M. Mitra. “Detection and identification of ECG waves by histogram approach”. Em: *2016 2nd International Conference on Control, Instrumentation, Energy Communication (CIEC)*. 2016, pp. 168–172.
- [10] David Oakley. “The athlete’s heart”. Em: *Heart* 86.6 (2001), pp. 722–726.
- [11] Selcan Kaplan Berkaya et al. “A survey on ECG analysis”. Em: *Biomedical Signal Processing and Control* 43 (2018), pp. 216–235.
- [12] Christoph Schneider et al. “Heart rate monitoring in team sports—a conceptual framework for contextualizing heart rate measures for training and recovery prescription”. Em: *Frontiers in Physiology* 9 (2018), p. 639.
- [13] NSA Zulkifli, FK Che Harun e NS Azahar. “XBee wireless sensor networks for Heart Rate Monitoring in sport training”. Em: *2012 International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE)*. IEEE. 2012, pp. 441–444.
- [14] Roger Chou et al. “Screening asymptomatic adults with resting or exercise electrocardiography: a review of the evidence for the US Preventive Services Task Force”. Em: *Annals of internal medicine* 155.6 (2011), pp. 375–385.
- [15] Alexander Bolotin, Vladislav Bakayev e Chunguang You. “Comparative analysis of myocardium repolarization abnormalities in female biathlon athletes with different fitness levels”. Em: (2018).
- [16] Yashodhan Athavale e Sridhar Krishnan. “Biosignal monitoring using wearables: Observations and opportunities”. Em: *Biomedical Signal Processing and Control* 38 (2017), pp. 22–33.
- [17] Harry G Mond e Haris M Haqqani. “The Footprints of Electrocardiographic Interference: Fact or Artefact”. Em: *Heart, Lung and Circulation* (2019).
- [18] Azadeh Soroudi et al. “Electrode placement in electrocardiography smart garments: A short review”. Em: *Journal of electrocardiology* (2019).

- [19] Mathieu Lemay. “Data processing techniques for the characterization of atrial fibrillation”. Em: *Lausanne: EPFL* (2007).
- [20] SATA CommHealth. *Treadmill Stress Test*. URL: <https://www.sata.com.sg/our-services/diagnostic-services-medical-imaging/treadmill-stress-test/>. (accessed: 14.02.2020).
- [21] Amer Abdulmahdi Chlaihawi et al. “Development of printed and flexible dry ECG electrodes”. Em: *Sensing and bio-sensing research* 20 (2018), pp. 9–15.
- [22] James W Grier. “How to use 1-lead ECG recorders to obtain 12-lead resting ECGs and exercise ("stress") ECGs”. Em: *Department of Biological Sciences: printed from website <http://www.ndsu.edu/pubweb/rvgrier>* (2008).
- [23] Przemyslaw Guzik e Marek Malik. “ECG by mobile technologies”. Em: *Journal of electrocardiology* 49.6 (2016), pp. 894–901.
- [24] Harry G Mond, Jason Garcia e Thungar Visagathilagar. “Twisted leads: the footprints of malpositioned electrocardiographic leads”. Em: *Heart, Lung and Circulation* 25.1 (2016), pp. 61–67.
- [25] Anna Gruetzmann, Stefan Hansen e Jörg Müller. “Novel dry electrodes for ECG monitoring”. Em: *Physiological measurement* 28.11 (2007), p. 1375.
- [26] Ilda Kazani et al. “Electrical conductive textiles obtained by screen printing”. Em: *Fibres & Textiles in Eastern Europe* 20.1 (2012), pp. 57–63.
- [27] ALAN G MACDIARMID. “Electrostatically generated nanofibres for wearable electronics”. Em: *Wearable Electronics and Photonics* 46 (2005), p. 13.
- [28] Pekka Iso-Ketola et al. “A Mobile Device as User Interface for Wearable Applications.” Em: *PERMID*. 2005, pp. 5–9.
- [29] Mathilda V Schwalbach e James Alfred Schwalbach. *Silk-screen Printing for Artists & Craftsmen*. Courier Corporation, 1980.

-
- [30] Frederik C Krebs. “Fabrication and processing of polymer solar cells: A review of printing and coating techniques”. Em: *Solar energy materials and solar cells* 93.4 (2009), pp. 394–412.
- [31] Roar Søndergaard et al. “Roll-to-roll fabrication of polymer solar cells”. Em: *Materials today* 15.1-2 (2012), pp. 36–49.
- [32] Nupur Maheshwari, Marwa Abd-Ellah e IA Goldthorpe. “Transfer printing of silver nanowire conductive ink for E-textile applications”. Em: *Flexible and Printed Electronics* 4.2 (2019), p. 025005.
- [33] Joana da Silva Tavares. *Eletrónica têxtil baseada em grafeno*. 2018.
- [34] EdD Goldmeier Harold. “Graphene.” Em: *Salem Press Encyclopedia of Science* (2020).
- [35] Andre K Geim e Konstantin S Novoselov. “The rise of graphene”. Em: *Nanoscience and technology: a collection of reviews from nature journals*. World Scientific, 2010, pp. 11–19.
- [36] Nathan O Weiss et al. “Graphene: an emerging electronic material”. Em: *Advanced materials* 24.43 (2012), pp. 5782–5825.
- [37] Yaw Obeng e Purushothaman Srinivasan. “Graphene: Is it the future for semiconductors? An overview of the material, devices, and applications”. Em: *Electrochemical Society Interface* 20.1 (2011), p. 47.
- [38] Yanwu Zhu et al. “Graphene and graphene oxide: synthesis, properties, and applications”. Em: *Advanced materials* 22.35 (2010), pp. 3906–3924.
- [39] Shiuh Chuan Her e Lei Yao Chen. “Fabrication and Characterization of Graphene/Epoxy Nanocomposites”. Em: *Materials Science* 25.4 (2019), pp. 433–440.
- [40] Yu Lin Zhong et al. “Scalable production of graphene via wet chemistry: progress and challenges”. Em: *Materials Today* 18.2 (2015), pp. 73–78.

-
- [41] Konstantin S Novoselov et al. “A roadmap for graphene”. Em: *nature* 490.7419 (2012), pp. 192–200.
- [42] Francesco Bonaccorso et al. “Production and processing of graphene and 2d crystals”. Em: *Materials today* 15.12 (2012), pp. 564–589.
- [43] Tsuyoshi Sekitani et al. “Stretchable active-matrix organic light-emitting diode display using printable elastic conductors”. Em: *Nature materials* 8.6 (2009), pp. 494–499.
- [44] Weilin Xu e Xin Liu. “Surface modification of polyester fabric by corona discharge irradiation”. Em: *European Polymer Journal* 39.1 (2003), pp. 199–202.
- [45] Stefan Brzeziński et al. “Effect of corona discharge on the morphology of polyester fiber top layer”. Em: *Journal of applied polymer science* 116.6 (2010), pp. 3659–3667.
- [46] AIS Neves et al. “Transparent conductive graphene textile fibers”. Em: *Scientific reports* 5 (2015), p. 9866.
- [47] Hélia Henriques Ferreira. *Importância do estudo em Microscopia Eletrônica de Varrimento de amostras incluídas em parafina para fins de diagnóstico*. 2016.
- [48] Ernst Simonson et al. “Sex differences in the electrocardiogram”. Em: *Circulation* 22.4 (1960), pp. 598–601.
- [49] PW Macfarlane et al. “Effects of age, sex, and race on ECG interval measurements”. Em: *Journal of electrocardiology* 27 (1994), pp. 14–19.
- [50] Özgün Uygur e Ayvaz Aydoğdu. “Normal electrocardiogram values of healthy children”. Em: *Turkish Archives of Pediatrics/Türk Pediatri Arşivi* 54.2 (2019), p. 93.