



**João António Alves Santinha**

Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

## **Desenvolvimento de uma Ferramenta de Avaliação da Performance de Atletas**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre  
em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Doutor Hugo Gamboa, Professor Auxiliar, FCT-UNL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Mário António Basto Forjaz Secca  
Arguente: Prof. Doutor Orlando Manuel Neves Duarte Teodoro  
Vogais: Prof. Doutor Hugo Filipe Silveira Gamboa



# Desenvolvimento de uma Ferramenta de Avaliação da Performance de Atletas

Orientador: Prof. Dr. Hugo Gamboa  
Supervisor na PLUX: Eng. Joana Sousa

Dissertação apresentada à Faculdade de Ciências e Tecnologia da  
Universidade Nova de Lisboa para a obtenção do grau de  
Mestre de Engenharia Biomédica

Departamento de Física

Faculdade de Ciências e Tecnologia,  
Universidade Nova de Lisboa

Dezembro 2011

# Copyright

Copyright©2011 - Todos os direitos reservados. João António Alves Santinha. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

# Agradecimentos

Durante a realização deste trabalho contactei com pessoas que merecem a minha sincera gratidão pelo apoio emocional e pelo apoio científico que deram ao projecto permitindo superar os objectivos iniciais.

O meu maior obrigado vai para o Professor Hugo Gamboa por toda a ajuda prestada. Obrigado por me ter dado esta oportunidade e por exigir sempre mais de mim, reconhecendo desde logo as minhas capacidades.

De igual forma, gostaria de agradecer à Joana Sousa da PLUX - Wireless Biosignals por todo o apoio prestado e por estar sempre disponível ajudar, a fazer sugestões e críticas, melhorando em muito o meu trabalho.

Gostaria, também, de agradecer a todos os colaboradores da PLUX - Wireless Biosignals pela simpatia, companheirismo, união e entreaajuda. Estas são as grandes qualidades que encontrei e que para mim definem a equipa da PLUX, esperando-as encontrar ao longo da minha vida. Nesta grande equipa gostaria de deixar uma palavra especial de agradecimento à Neuza Nunes, ao Tiago Araújo, ao Nuno Cardoso, ao Nuno Santos, ao Paulo Aires e ao Gonçalo Martins.

Agradeço ao Ricardo Gomes, Ana Fé e, em especial, ao Rui Santos pela companhia, pela ajuda, pelo tempo que estivemos juntos e pelas indicações científicas sempre pertinentes.

Agradeço, ainda, a todos os meus colegas de curso e em especial ao Quim e ao Hugo.

À Carolina Thadeu agradeço pelo seu amor, por todo seu o apoio e por estar sempre ao meu lado.

Aos meus pais agradeço do fundo do coração pelo apoio incondicional em todas a etapas da minha vida, por estarem sempre lá, pelos sacrifícios feitos por mim. Espero ter correspondido com o meu empenho a todo o apoio por eles prestado e espero um dia poder retribuir de alguma forma por todas as coisas que me facultaram.

Agradeço, também do fundo do coração ao meu irmão, Sérgio, por toda a ajuda e por a nível académico e profissional ter sido sempre a minha referência e fonte de inspiração. Todo o meu sucesso deve-se a estas três pessoas que amo e a quem devo tanto do que sou hoje.



# Resumo

Devido à crescente necessidade de obtenção de resultados por parte dos atletas profissionais e não-profissionais, aumentou também a necessidade de acompanhamento do atleta para maximizar a performance e a condição física sem por em causa a saúde do mesmo. Esta avaliação deverá ser o mais completa possível baseada na aquisição dos parâmetros fisiológicos relevantes em cada actividade física.

Na presente dissertação desenvolveu-se uma nova ferramenta de avaliação da intensidade da performance do atleta, PLUX Real-Time Sports Evaluation, com a finalidade de responder à actuais necessidades de profissionais do Desporto. As principais características desta ferramenta são a capacidade de aquisição, visualização, processamento e gravação de sinais fisiológicos com a respectiva avaliação da performance do atleta em tempo-real. Esta avaliação pode ser efectuada com base na frequência cardíaca e/ou no dispêndio energético.

Para garantir o correcto funcionamento dos algoritmos que efectuem a avaliação da performance, foram efectuados testes de validação. Desta forma, a validação incidiu sobre o algoritmo de detecção dos picos-R em tempo-real, o algoritmo de intensidade com base nos valores de picos-R obtidos e o algoritmo para a estimativa do valor de METs em tempo-real. Verificou-se o correcto funcionamento dos algoritmos de METs, de intensidade baseada nos valores de picos-R e de detecção de picos-R com uma eficácia de cerca 95%.

Desta forma, pode-se concluir que o PLUX Real-Time Sports Evaluation possibilita uma avaliação através de vários parâmetros da intensidade da performance do atleta, constituindo uma ferramenta versátil e capaz de ser utilizada por atletas profissionais e não-profissionais.

**Palavras-Chave:** Desporto, Tempo-Real, Intensidade, Avaliação, ECG, Acelerometria.





# Abstract

The need to obtain results in sports and a sustained evolution of athlete's physical condition lead to a increasing necessity to evaluate the athlete's performance and physical condition in order to maximizes both. This evaluation must allow a complete assessment using specific and relevant physiological parameters of each activity.

The present dissertation introduces a new tool for athletes performance evaluation in real-time, PLUX Real-Time Sports Evaluation. This tool allows the acquisition, visualization, processing of biosignals in real-time, providing also information about the intensity of the athletes performance, using two different physiological signals (ECG and activity level).

The algorithms responsible for providing the assessment of intensity based on ECG and activity level were subjected to a validation protocol. Thus, the validation was focused on the following algorithms: peaks-R detection, peaks-R-based intensity and METs algorithm. The validation of these algorithms showed proper functioning of the algorithm of METs, peaks-R-based intensity and peaks-R detection with 95% of efficiency.

With the results it can conclude that PLUX Real-Time Sports Evaluation allows the assessment of the athlete performance based on ECG and accelerometer signals, being a versatile tool, which can be used by sports professionals and non-professionals.

**Keywords:** Sports, Real-Time, Signal Processing, Evaluation, ECG, Acelerometry.



# Conteúdo

<b>Agradecimentos</b>	<b>v</b>
<b>Resumo</b>	<b>vii</b>
<b>Abstract</b>	<b>ix</b>
<b>Conteúdo</b>	<b>xi</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>xv</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>xvii</b>
<b>Acrónimos e Definições</b>	<b>xix</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Motivação . . . . .	1
1.2 Objectivos . . . . .	3
1.3 Resumo da tese . . . . .	3
<b>2 Fundamentos teóricos</b>	<b>5</b>
2.1 Electrocardiograma . . . . .	5
2.1.1 Frequência cardíaca . . . . .	6
2.2 Intensidade do esforço físico . . . . .	7
2.3 Frequência Cardíaca Máxima ( $FC_{máx}$ ) . . . . .	8
2.4 Percentagem da Frequência Cardíaca Máxima ( $\%FC_{máx}$ ) . . . . .	9
2.5 Fórmula de Karvonen . . . . .	9
2.6 Consumo de Oxigénio ( $\dot{V}O_2$ ) . . . . .	9
2.7 Impulso de Treino (TRIMP) . . . . .	12
2.8 Acelerometria . . . . .	14
2.9 Dispêndio Energético . . . . .	15

2.10	Counts . . . . .	17
2.11	Equivalentes Metabólicos (METs) . . . . .	17
<b>3</b>	<b>Ferramentas de caracterização da actividade física</b>	<b>21</b>
3.1	Desenvolvimento de Monitores de Frequência Cardíaca (MFC) . . . . .	21
3.2	Monitores de actividade física . . . . .	22
3.3	Medidores de frequência cardíaca e intensidade Polar . . . . .	23
3.4	Monitores de actividade e de treino Actigraph . . . . .	23
3.5	Software multifunções da Firstbeat . . . . .	24
<b>4</b>	<b>PLUX Real-Time Sports Evaluation</b>	<b>27</b>
4.1	Aquisição . . . . .	29
4.2	Processamento . . . . .	29
4.3	Escrita . . . . .	30
4.4	Intensidade baseada na FC . . . . .	31
4.5	Intensidade baseada na ACC . . . . .	32
4.6	Visualização . . . . .	33
4.7	Escrita de Processamento . . . . .	36
<b>5</b>	<b>Desenvolvimento de uma interface gráfica do utilizador</b>	<b>37</b>
5.1	Interface do usuário . . . . .	37
<b>6</b>	<b>Validação dos algoritmos de intensidade</b>	<b>45</b>
6.1	Validação do algoritmo de METs . . . . .	45
6.1.1	Métodos . . . . .	45
6.1.2	Resultados e Discussão . . . . .	47
6.2	Validação do algoritmo de intensidade pela FC . . . . .	49
6.2.1	Métodos . . . . .	49
6.2.2	Resultados e Discussão . . . . .	50
<b>7</b>	<b>Conclusão</b>	<b>55</b>
7.1	Resultados Gerais . . . . .	55
7.2	Trabalho Futuro . . . . .	56
	<b>Bibliografia</b>	<b>63</b>
	<b>A Publicações</b>	<b>65</b>

<b>B</b>	<b>Protocolos</b>	<b>75</b>
B.1	Protocolo de realização das actividades . . . . .	76
B.1	Protocolo de processamento de sinais de EMG . . . . .	77



# Lista de Figuras

1.1	Estrutura da Tese . . . . .	4
2.1	a) – Sinal de ECG; b) – Esquema electrofisiológico da activação das aurículas (b1), dos ventrículos (b2), da onda de repolarização dos ventrículos (b3); c) – Padrões de ECG normal (c1), rápido (c2), lento (c3), irregular (c4). Adaptada de [1] . . . . .	6
2.2	Exemplo de um registo de ECG ao longo de 11 batimentos cardíacos. Os intervalos de tempo R-R e diferença entre intervalos R-R consecutivos são indicados.[2] . . . . .	7
2.3	Representação dos valores de METs medidos e estimados a partir de 3 diferentes equações em diversas actividades. Adaptado de [3]. . . . .	19
2.4	Representação dos valores de METs medidos e estimados pela equação de Crouter em diversas actividades. Adaptado de [3]. . . . .	20
4.1	Representação das possíveis ligações entre os blocos. . . . .	28
4.2	Exemplo de janela de visualização em tempo-real de dados adquiridos e processados. . . . .	30
4.3	Exemplo de janela de visualização em tempo-real de dados adquiridos e processados. . . . .	33
4.4	Exemplo de janela de visualização com avaliação da performance do atleta. . . . .	34
4.5	Optional caption for list of figures . . . . .	35
5.1	Interface gráfica do utilizador. . . . .	38
5.2	Menu “Acquisition Settings”. . . . .	39
5.3	Janela “Settings”. . . . .	39
5.4	Janela “HR-based Intensity Monitor Settings”. . . . .	41
5.5	Janela “HR-based Intensity Monitor Settings”. . . . .	42
5.6	Janela de Ajuda. . . . .	43





# Lista de Tabelas

2.1	Valores de %FCR e %FC <sub>máx</sub> usados para estimar uma dada % $\dot{V}O_{2max}$ . Adaptada de [4]. . . . .	12
6.1	Resultados de counts por minuto e CV obtidos por Crouter e pelo <i>PRTSE</i> para as diferentes actividades. . . . .	47
6.2	Resultados de Crouter e do algoritmo de METs para as actividades. . . . .	47
6.3	Classificação dos níveis de actividade de acordo com o valor de METs. . . . .	48
6.4	Eficácia do algoritmo de detecção dos picos-R. . . . .	50
6.5	Valores médio, desvio padrão, máximo e mínimo da FC para os sinais 1 e 2. . . . .	51
6.6	Valores médio, desvio padrão, máximo e mínimo da %FC <sub>máx</sub> para os sinais 1 e 2. . . . .	51
6.7	Valores médio, desvio padrão, máximo e mínimo da %FCR para os sinais 1 e 2. . . . .	51



# Acrónimos e Definições

**%FC<sub>máx</sub>** Percentagem da Frequência Cardíaca Máxima

**%FCR** Percentagem da Frequência Cardíaca de Reserva

**% $\dot{V}O_{2max}$**  Percentagem de Consumo Máximo de Oxigénio

**ACC** Acelerometria

**AV** Nódulo aurículo-ventricular

**bpm** batimentos por minuto

**PNS** Sistema Nervoso Periférico (*Peripheral Nervous System*)

**ECG** Electrocardiograma

**EE** Dispêndio Energético

**EMG** Electromiografia

**EPOC** Excesso de Oxigénio Consumido Pós-Exercício (*Excess Post-Exercise Oxygen Consumption*)

**FC** Frequência Cardíaca

**FC<sub>ex</sub>** Frequência Cardíaca durante a execução do exercício

**FC<sub>máx</sub>** Frequência Cardíaca Máxima

**FC<sub>rep</sub>** Frequência Cardíaca de Repouso

**FFT** Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform*)

**GUI** Interface Gráfica de Utilizador (*Graphical User Interface*)

**MFC** Monitor de Frequência Cardíaca

**MET** Equivalente Metabólico (*Metabolic Equivalent Task*)

**PRTSE PLUX** Real-Time Sports Evaluation

**RespR** Frequência Respiratória

**SA** Nódulo Sinodial

**TE** Efeito do Treino (*Training Effect*)

**TRIMP** Impulso de Treino

**$\dot{V}O_2$**  Consumo de Oxigénio

**$\dot{V}O_{2max}$**  Consumo Máximo de Oxigénio

Y Factor de Lactato

# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Motivação

A crescente necessidade de obtenção de resultados a nível desportivo e da evolução sustentada da condição física do atleta conduziu à implementação, por parte dos atletas e seus treinadores, de uma avaliação do treino mais frequente, se possível contínua, em ambientes de treino e de competição. Desta forma, foram surgindo diversos dispositivos portáteis aplicados à prática desportiva, que proporcionassem uma avaliação da performance do atleta.

Alguns destes dispositivos têm, apenas, a função de aquisição de informação que permitirá a avaliação em *offline*, dado que o acesso à mesma só pode ser realizado no final da sessão de treino, após o descarregamento dos dados adquiridos para um computador [5][6]. Outros, porém, já dispõem de um pequeno ecrã, permitindo uma visualização de vários parâmetros fisiológicos em tempo real, como o batimento cardíaco, zona de intensidade cardíaca ou dispêndio energético [7]. Esta visualização em tempo-real destes parâmetros por parte do treinador é uma mais valia. Assim, seria útil aos treinadores possuírem uma ferramenta que possibilitasse a visualização de diversos biosinais, assim como, os resultados do processamento destes em tempo-real, dado que os parâmetros fisiológicos podem ser indicadores do efeito do treino sobre o atleta e de como este está a desempenhar esse mesmo treino.

Para cumprir os seus objectivos, atletas e treinadores, recorrem a programas de treino desenhados consoante a condição física do atleta, os objectivos a cumprir e o tempo para os obter. Um programa de treino desenhado com o objectivo de melhorar a aptidão cardio-respiratória ou a caracterização da actividade física, requer a utilização de três variáveis básicas: *frequência*, definida como o número de sessões semanais, *duração*, ou seja, o número de minutos por treino, e *intensidade*, medida de quão rápido ou de qual o esforço com que o atleta está a executar o treino [8]. Estas variáveis são passíveis de serem controladas e

## 1.1. MOTIVAÇÃO

proporcionarão ao treinador e/ou ao atleta a capacidade de personalizar o treino mediante a altura da época desportiva, a condição física do atleta e a sua resposta às sessões de treino anteriores.

A possibilidade do conhecimento destas variáveis e de outros parâmetros em tempo real possibilita ao treinador uma avaliação mais rápida e efectiva, associada a uma melhoria no tempo do tratamento de resultados [9]. Das três principais variáveis, a frequência e duração, são facilmente controladas e ajustadas. No entanto, o método directo de determinação da intensidade envolve a medição de níveis de lactato no sangue, sendo este, um método invasivo e que impossibilita uma monitorização contínua e em tempo-real, dado que para determinar a intensidade por este método é necessário proceder a uma pequena recolha de sangue e à sua respectiva análise.

No seguimento destas limitações, houve a necessidade de criar vários métodos, todos eles indirectos, de forma a obter e monitorizar a intensidade do esforço físico. Contudo, devido aos diversos métodos, actualmente, disponíveis, é necessário estabelecer um balanço entre a validade, a aplicabilidade e praticidade de tais métodos [10]. Neste contexto, os métodos mais utilizados têm por base a monitorização da frequência cardíaca (FC), e recorrem a monitores próprios [7] para a determinação deste e de outros parâmetros, obtidos a partir da FC, susceptíveis de disponibilizar informação sobre a intensidade do esforço físico do atleta.

Para além da monitorização da intensidade do esforço físico através da FC, é possível, ainda, avaliar este parâmetro pela determinação do dispêndio energético [11][12]. Esta possibilidade prende-se com o facto de haver diferentes dispêndios de energia para as diferentes actividades, sendo o dispêndio directamente proporcional à intensidade da actividade [12]. Assim, é também importante poder estimar o dispêndio energético pois sabe-se que existe uma relação entre a actividade física e a saúde do indivíduo [13][14]. Deste modo, o conhecimento da energia dispendida é uma mais valia na monitorização de atletas de alta competição, de indivíduos que realizem exercício físico e crucial no tratamento e controlo de doenças crónicas [15].

Mediante estas possibilidades de monitorização da intensidade, o desenvolvimento de um software capaz de permitir a visualização de sinais fisiológicos e, ainda, a obtenção de parâmetros relevantes, em tempo-real, para a caracterização da actividade física, possibilita um melhor acompanhamento dos atletas por parte dos seus treinadores ou até pelos próprios atletas. A implementação desta ferramenta representa um passo importante no desenvolvimento de um dispositivo para acompanhamento de atletas no local de treino, devido à capacidade de feedback em tempo-real e de possuir uma alargada possibilidade de aquisição de

## 1.2. OBJECTIVOS

diferentes sinais (electrocardiograma (ECG), electromiografia (EMG), acelerometria (ACC), frequência respiratória (RespR), actividade electrodérmica (EDA) e força, entre outros). Este último facto representa uma mais valia em relação aos restantes dispositivos actualmente disponíveis.

O trabalho apresentado nesta tese foi desenvolvido na *PLUX - Wireless Biosignals, S.A* integrado no departamento de Investigação e Desenvolvimento. Este trabalho de investigação foi realizado na área do desporto e conduziu ao desenvolvimento de uma ferramenta para a monitorização de biosinais relevantes na avaliação do desempenho da actividade física de uma forma mais confortável e ergonómica.

## 1.2 Objectivos

O principal objectivo da tese foi desenvolver uma ferramenta portátil de monitorização e avaliação da performance de atletas em tempo-real. Para alcançar este objectivo foi necessário implementar uma aplicação, *PLUX Real Time Sports Evaluation*, capaz de receber e gravar os sinais considerados relevantes para a avaliação da performance de atletas. Foi também necessário que esta aplicação tivesse a capacidade de visualização dos sinais adquiridos e de processamento destes sinais, em tempo-real. Assim, a aplicação recebe, processa, mostra e grava os sinais adquiridos pela unidade de aquisição wireless *bioPLUX* [16].

A aplicação permite, assim, a recepção de até 16 sinais, através da aquisição simultânea e sincronizada de dois *bioPLUX research* [17], a visualização dos sinais, um processamento básico sobre os sinais recebidos (Suavização, Transformada de Fourier, Soma/Subtracção e Multiplicação/Divisão entre canais e análise estatística com a obtenção de médias, desvios padrão, máximos e mínimos) e a possibilidade de gravação tanto dos sinais como do resultado de processamento efectuado. Os algoritmos para processamento de sinais de ECG e ACC foram desenvolvidos e implementados para visualização em tempo-real, de forma a caracterizar a performance do atleta em tempo-real.

## 1.3 Resumo da tese

Esta tese é composta por 7 capítulos e 2 apêndices, como representado na Figura 1.1.

No presente capítulo é apresentado o contexto da tese, onde é dado a conhecer a motivação e os objectivos que levaram ao desenvolvimento deste trabalho. A revisão dos conceitos teóricos é feita no segundo capítulo e a revisão do estado da arte no terceiro. Estes três capítulos constituem as bases do trabalho desenvolvido.

### 1.3. RESUMO DA TESE



Figura 1.1: Estrutura da Tese

A ferramenta, *PLUX Real-Time Sports Evaluation*, e a interface gráfica desenvolvida para uma mais fácil utilização desta ferramenta são descritas nos quarto e quinto capítulos.

A validação dos algoritmos implementados em tempo-real e apresentação dos resultados da eficácia de funcionamento dos mesmos constituí o capítulo 6.

No Apêndice A apresenta-se o artigo submetido na conferência BIOSTEC 2012.

O Apêndice B contém o protocolo utilizado na realização das actividades para a validação do algoritmo de METs em tempo-real e o protocolo de processamento de sinais para a Dra. Ingrid Quartarolo.



## Capítulo 2

# Fundamentos teóricos

### 2.1 Electrocardiograma

O electrocardiograma (ECG) é a representação da actividade eléctrica cardíaca ao longo do tempo, apresentado na Figura 2.1 a) . O ECG é obtido utilizando um dispositivo chamado electrocardiógrafo, que detecta e amplifica pequenas alterações eléctricas ao nível da pele, causadas pela despolarização e repolarização do músculo cardíaco. A actividade eléctrica cardíaca de despolarização e repolarização é transformada em acções mecânicas de contracção e relaxamento do músculo cardíaco, respectivamente. O electrocardiograma referente a um ciclo cardíaco normal contém três componentes: a onda P, o complexo QRS e a onda T, como pode ser observado na Figura 2.1 a).

A onda P é causada pela condução do impulso eléctrico ao longo das aurículas. Este impulso é gerado no nódulo sinoatrial (SA), localizado na aurícula direita, próximo da entrada da veia cava superior, e propaga-se por toda a aurícula direita e esquerda, sendo responsável pela despolarização do músculo cardíaco que constitui as paredes das aurículas resultando na sua contracção e ejectando o sangue das aurículas para os ventrículos, Figura 2.1 b1). O impulso eléctrico ao propagar-se pelas aurículas chega ao nódulo auriculo-ventricular (AV). O nódulo AV encontra-se entre junção da aurícula direita com o ventrículo direito e o septo interauricular. Este é activado pelo impulso eléctrico de despolarização que percorre as aurículas, produzindo um atraso transmissão do impulso. Este atraso assegura que a ejeção do sangue por parte das aurículas já ocorreu e que os ventrículos já se encontram cheios e preparados para a sua contracção.

O impulso eléctrico é posteriormente conduzido pelas fibras de Purkinje que se encontram espalhadas pelas paredes internas dos ventrículos. Estas fibras propagaram, assim, o impulso eléctrico pelo miocárdio ventricular, provocando a rápida despolarização e consequente con-

## 2.1. ELECTROCARDIOGRAMA

tracção dos ventrículos de forma coordenada, Figura 2.1 b2). O complexo QRS reflecte esta despolarização dos ventrículos, que provoca a contracção das células do miocárdio e a ejeção do sangue para fora do coração, para a artéria pulmonar, no caso do ventrículo direito, ou para a artéria aorta, no caso do ventrículo esquerdo. A onda T representa a repolarização dos ventrículos, Figura 2.1 b3). A onda que representa a repolarização das aurículas não é visível no ECG por ter uma pequena amplitude e ocorrer no momento de despolarização dos ventrículos, sendo mascarado pelo complexo QRS [18].

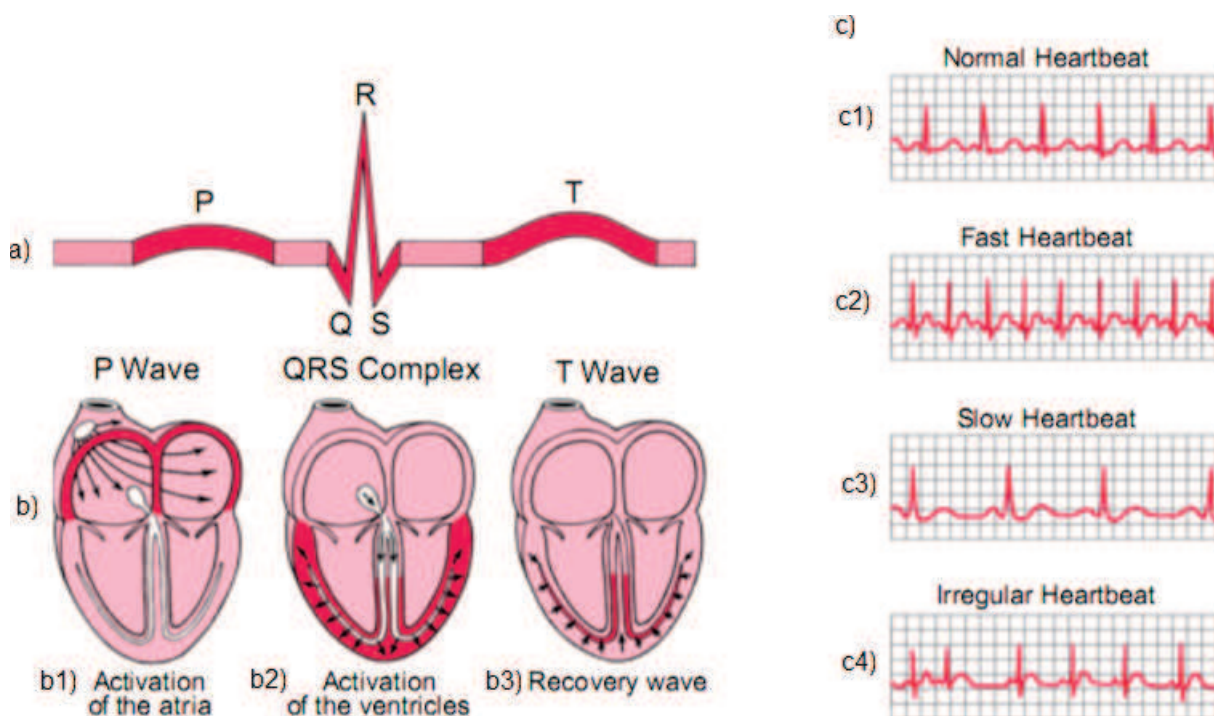


Figura 2.1: a) – Sinal de ECG; b) – Esquema electrofisiológico da activação das aurículas (b1), dos ventrículos (b2), da onda de repolarização dos ventrículos (b3); c) – Padrões de ECG normal (c1), rápido (c2), lento (c3), irregular (c4). Adaptada de [1]

### 2.1.1 Frequência cardíaca

As séries de despolarizações e repolarizações que ocorrem no músculo cardíaco têm como marca-passo principal o nódulo sinoatrial (SA), sendo este, em condições normais o responsável pelo ritmo do coração, também conhecido por frequência cardíaca (FC). A actividade do nódulo SA é regulada pelo sistema nervoso periférico (PNS), mais precisamente o sistema nervoso autónomo, associado a funções que ocorrem involuntariamente, estabelecendo, assim, a FC [18]. A FC pode ser determinada a partir do ECG como o número de batimentos cardíacos por minuto. É possível determinar a FC através do inverso do período entre cada 2 batimentos cardíacos [19]. Apesar do período entre dois batimentos (R-R) poder variar substancialmente, a FC é relativamente estável [2], como se ilustra na Figura 2.2. A

## 2.2. INTENSIDADE DO ESFORÇO FÍSICO

variação no tempo entre batimentos é definida com variabilidade da frequência cardíaca e, actualmente, as variações dos intervalos entre batimentos são usadas como um índice da capacidade de resposta autonómica [2].

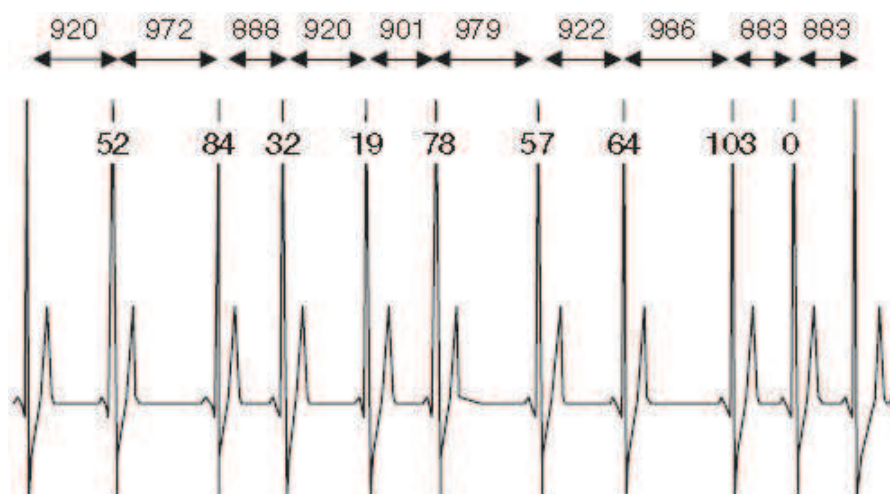


Figura 2.2: Exemplo de um registo de ECG ao longo de 11 batimentos cardíacos. Os intervalos de tempo R-R e diferença entre intervalos R-R consecutivos são indicados.[2]

## 2.2 Intensidade do esforço físico

O termo intensidade, no contexto da actividade física e do desporto, é a quantidade de esforço a que o organismo é submetido na realização de uma tarefa [20]. Esta quantidade de esforço pode ser determinada medindo as cargas externas e/ou internas. As medidas de carga externa são, frequentemente, obtidas na rotina desportiva para quantificar a carga de treino. A velocidade de corrida e a distância de nado são exemplos de indicadores externos de intensidade e volume de treino, respectivamente. No entanto, cargas externas similares podem gerar níveis de stress fisiológico distintos em diferentes atletas e, conseqüentemente, induzir respostas adaptativas variadas. Inversamente, cargas externas distintas podem ter repercussões fisiológicas agudas semelhantes. Dessa forma, evidencia-se a necessidade de conhecer as cargas internas resultantes das sessões de treino para uma monitorização individual e eficaz do processo de treino. A carga interna é determinada pelas características inatas, nível inicial de aptidão física e natureza e quantidade de carga externa [21]. A carga interna pode ser medida pelas alterações a nível cardíaco, através da percentagem da frequência cardíaca máxima, percentagem da frequência cardíaca de reserva, impulso de treino, e a nível metabólico, através do consumo de oxigénio e dispêndio energético.

## 2.3 Frequência Cardíaca Máxima ( $FC_{máx}$ )

A frequência cardíaca máxima ( $FC_{máx}$ ), é um dos valores mais usados em medicina clínica e fisiologia [22]. Este parâmetro é muitas vezes utilizado como o factor principal na prescrição da intensidade de actividade física em situações de treino de atletas, reabilitação e programas de prevenção de doenças [22]. O teste que permite a determinação da  $FC_{máx}$  é o teste de exercício máximo (prova de esforço - exame efectuado sobre passadeira rolante em que se monitoriza a FC do atleta ao longo do aumento gradual de intensidade, através do aumentando velocidade e inclinação da passadeira, levando o atleta próximo do máximo do seu organismo); contudo a realização deste teste não é viável ou devido aos ambientes que não são os mais adequados à sua realização ou devido à condição física do indivíduo. Assim, a  $FC_{máx}$  é frequentemente estimada utilizando equações que dependem da idade. A equação (2.1) é a mais comumente utilizada e tem origem desconhecida não existindo nenhum artigo publicado, explicando a sua obtenção. Crê-se, ainda, que tenha sido estimada superficialmente, baseada na observação de uma recta de ajuste linear de uma série de dados compilados em 1971 [4]:

$$FC_{máx} = 220 - idade[4] \quad (2.1)$$

Mais recentemente, em 2001, Tanaka et al.[22] realizaram um estudo sobre este parâmetro e no qual foi efectuada uma meta-análise utilizando com valores de  $FC_{máx}$  referentes a 18712 sujeitos, com o intuito de obterem uma expressão matemática que pudesse ser aplicada, universalmente, para a população em geral. Para a validação da expressão obtida comparou-se os resultados desta com os valores de  $HR_{max}$  de 514 sujeitos saudáveis, resultando na seguinte equação:

$$FC_{máx} = 208 - 0.7 \times age[22] \quad (2.2)$$

Tanaka et al. verificaram, ainda, neste estudo, que não existiam diferenças significativas nas expressões entre sexos,  $FC_{máx} = 208.7 - 0.73 \times age$  para o sexo masculino e  $FC_{máx} = 208.1 - 0.77 \times age$  para o feminino, assim como entre a população sedentária ( $FC_{máx} = 211 - 0.8 \times age$ ), activa ( $FC_{máx} = 207 - 0.7 \times age$ ) e em indivíduos com treino de resistência ( $FC_{máx} = 206 - 0.7 \times age$ ).

Diversos outros estudos foram publicados com diferentes rectas para estimar a frequência cardíaca pela idade, juntamente com outros parâmetros como: o género [23][24][25], tipo de treino [22] e peso (normal ou obeso)[23]. Por uma análise a estas diferentes rectas publicadas, verifica-se existir diferenças entre os seus valores, não havendo, assim, um consenso

## 2.4. PERCENTAGEM DA FREQUÊNCIA CARDÍACA MÁXIMA ( $\%FC_{MÁX}$ )

entre os estudos, sendo necessário a continuação da investigação deste importante parâmetro fisiológico.

## 2.4 Percentagem da Frequência Cardíaca Máxima ( $\%FC_{máx}$ )

O método mais directo para determinar a intensidade utilizando a  $FC_{máx}$  é a percentagem da frequência cardíaca máxima [4][26][10][23] e pode ser determinada através de:

$$\%FC_{máx} = \frac{FC_{ex}}{FC_{máx}} \times 100 \quad (2.3)$$

em que a  $FC_{ex}$  é frequência cardíaca durante a execução do exercício.

## 2.5 Fórmula de Karvonen

Karvonen e Vuorimaa [27], em alternativa ao método apresentado na secção 2.4, sugeriram o uso da percentagem da frequência cardíaca de reserva,  $\%FCR$ , definida na equação (2.4), como um método mais correcto de quantificação e prescrição de intensidade. Esta equação considera a variação da frequência cardíaca de repouso,  $FC_{rep}$ , com a idade, entre indivíduos e com o nível de condição física [28].

$$\%FCR = \frac{(FC_{ex} - FC_{rep}) \times 100}{FC_{máx} - FC_{rep}} [28] \quad (2.4)$$

Assim, a partir da  $FC_{máx}$ , da  $FC_{rep}$  e  $FC_{ex}$ , o método de Karvonen [27] obtém a  $\%FCR$  como valor para a intensidade do esforço físico e no qual a reserva de frequência cardíaca é  $FCR = FC_{máx} - FC_{rep}$  [28].

Relativamente ao parâmetro fisiológico  $FC_{rep}$ , está reportado na literatura [29] que o treino provoca no indivíduo uma diminuição do  $FC_{rep}$ , enquanto a suspensão do treino está associada a um aumento do  $FC_{rep}$ .

## 2.6 Consumo de Oxigénio ( $\dot{V}O_2$ )

Outro dos parâmetros utilizados na determinação da intensidade de esforço físico é o consumo de oxigénio ( $\dot{V}O_2$ ). Este parâmetro é muito importante pois permite a avaliação das necessidades energéticas dos trabalhos físicos e tarefas, através de medições do  $\dot{V}O_2$  [30]. Tem sido utilizado como uma medida de intensidade de exercício válida durante o exercício em estado estacionário, dado que é aceite entre a comunidade científica que a relação entre o  $\dot{V}O_2$  e a

## 2.6. CONSUMO DE OXIGÉNIO ( $\dot{V}O_2$ )

taxa de trabalho em estado estacionário é linear [28]. Contudo, a mesma já não é válida para treino intervalado e para exercícios efectuados acima do limiar máximo de intensidade. Devido à cinética do oxigénio durante o exercício, o  $\dot{V}O_2$  aumenta exponencialmente até um nível estacionário, quando exercitando a intensidades abaixo do limiar de lactato, e tornando-se mais complexo, quando a intensidade se encontra acima do limiar do lactado [28].

A medição directa do  $\dot{V}O_2$  durante a realização de uma actividade com intensidade máxima possibilita uma determinação mais correcta da taxa máxima de consumo de oxigénio,  $\dot{V}O_{2max}$ . O  $\dot{V}O_{2max}$  é um importante parâmetro na determinação da condição cardiorespiratória e do desempenho aeróbico. Este parâmetro aumenta com o treino e diminui com a sua interrupção [29]. Estas medições, até recentemente, necessitavam de acesso a equipamento de laboratório caro, pessoal especializado e eram exigentes a nível técnico [29]. No entanto, medições directas do  $\dot{V}O_2$  fora dum ambiente laboratorial, apesar de já serem possíveis, são muito pouco confortáveis e ergonómicas [30], não se tendo verificado, até ao momento, a capacidade de miniaturização das ferramentas utilizadas para a monitorização deste parâmetro. Desta forma a monitorização deste parâmetro requer a utilização de uma máscara responsável pela recolha dos gases respirados pelo atleta e o transporte do dispositivo analisador destes gases por parte do atleta, sendo o dispositivo de grandes dimensões.

Deste modo, foram desenvolvidos procedimentos alternativos para estimar o  $\dot{V}O_{2max}$  a partir de respostas fisiológicas, durante o exercício submáximo do atleta, ou a partir de respostas fisiológicas combinadas com medidas de performance [29]. O exercício submáximo é caracterizado por ser desempenhado abaixo do máximo fisiológico do atleta e com o aumento da FC, não sendo atingida a  $FC_{máx}$ . A FC cardíaca deve encontrar-se entre as 115 e 150 bpm, pois nesta gama a relação entre a FC e o  $\dot{V}O_2$  tende a ser linear.

Uth et al. [29] apontaram que diversos estudos verificaram que a  $FC_{rep}$  diminui com o treino e o  $\dot{V}O_{2max}$  aumenta, existindo uma relação negativa entre estes. Referiram ainda que estes estudos apontavam a existência de uma relação positiva entre o  $\dot{V}O_{2max}$  e a  $FC_{máx}$  pelo facto de o  $\dot{V}O_{2max}$  e da  $FC_{máx}$  diminuírem com a idade. Quando combinadas as influências do treino e da idade sobre o  $\dot{V}O_{2max}$ , a  $FC_{máx}$  e a  $FC_{rep}$ , os autores propuseram uma relação positiva entre o  $\dot{V}O_{2max}$  e a razão entre a  $FC_{máx}$  com a  $FC_{rep}$  ( $FC_{máx} \times FC_{rep}^{-1}$ ) [29]. Deste modo, Uth et al. obtiveram as seguintes equações para estimar o  $\dot{V}O_{2max}$  em indivíduos treinados:

$$\dot{V}O_{2max} = (15.0ml \times min^{-1} \times kg^{-1}) \times BM(kg) \times \frac{FC_{máx}}{FC_{rep}} \quad (2.5)$$

## 2.6. CONSUMO DE OXIGÉNIO ( $\dot{V}O_2$ )

$$Mass - specific : \dot{V}O_{2max} = (15.0ml \times min^{-1} \times kg^{-1}) \times \frac{FC_{máx}}{FC_{rep}}, \quad (2.6)$$

onde BM é a massa corporal do atleta.

Apesar dos resultados obtidos pelos referidos autores, é aconselhável a utilização de valores relativos de  $\dot{V}O_2$  ( $\% \dot{V}O_{2max}$ ) aos valores absolutos,  $\dot{V}O_2$ , aquando da necessidade de comparação da intensidade de execução dos exercícios por atletas com diferentes características fisiológicas e de desempenho [28].

Várias técnicas de estimativa do  $\% \dot{V}O_{2max}$ , foram estudadas, [4][23], tendo por base a relação do  $\dot{V}O_2$  com a FC. Neste contexto Miller et al.[23] estudaram a relação da  $\% \dot{V}O_2$  com a  $\%FC_{máx}$  (eq. (2.7) e (2.8)) e com a  $\%FCR$  (eq. (2.9) e (2.10)) em indivíduos com peso normal e obesos [23]. As respectivas relações em termos equacionais estão demonstrados pelas seguintes equações:

Peso normal :

$$\% \dot{V}O_{2max} = 1.11 \times \%FC_{máx} - 19 \quad (2.7)$$

Obesos:

$$\% \dot{V}O_{2max} = 1.15 \times \%FC_{máx} - 23 \quad (2.8)$$

e

Peso normal :

$$\% \dot{V}O_{2max} = 0.65 \times \%FCR + 27 \quad (2.9)$$

Obesos:

$$\% \dot{V}O_{2max} = 0.65 \times \%FCR + 27[23] \quad (2.10)$$

Miller et al. [23], sugeriram, ainda, que a frequência cardíaca submáxima, SHR, a 40, 50, 60, 70, 80 e 90% de  $\% \dot{V}O_{2max}$  pode ser obtida através da FC predita pela fórmula de Karvonen, KPHR, a 40, 50, 60, 70, 80 e 90% de  $\%FCR$  pelas seguintes equações:

Peso normal :

$$SHR = 0.71 \times KPHR + 46 \quad (2.11)$$

Obesos:

$$SHR = 0.73 \times KPHR + 42 \quad (2.12)$$

Outro estudo[4] apresenta os valores da  $\%FCR$  e da  $\%FC_{máx}$  correspondentes a 40, 50, 60, 70, 80 e 90  $\% \dot{V}O_{2max}$ , ilustrados na Tabela 2.1.

Contudo, Borresen et al. [28] afirmam que estudos mais recentes indicam que o  $\dot{V}O_{2max}$



## 2.7. IMPULSO DE TREINO (TRIMP)

$\% \dot{V}O_{2max}$	$\%FC_{máx}$	$\%FCR$
40	63	40
50	69	50
60	76	60
70	82	70
80	89	80
90	95	90

Tabela 2.1: Valores de  $\%FCR$  e  $\%FC_{máx}$  usados para estimar uma dada  $\% \dot{V}O_{2max}$ . Adaptada de [4].

é específico para cada tipo de exercício, sendo por isso necessário determinar o  $\dot{V}O_{2max}$  para cada exercício antes de se poder prescrever ou quantificar usando valores de  $\% \dot{V}O_{2máx}$ . Assim, foi sugerido que a reserva de consumo de oxigénio ( $\dot{V}O_{2R}$ , equação 2.13) representaria um método de medição mais preciso para prescrição da intensidade do exercício, ao invés do  $\% \dot{V}O_{2max}$  [28].

$$\% \dot{V}O_{2R} = \frac{(\dot{V}O_{2ex} - \dot{V}O_{2rep}) \times 100}{\dot{V}O_{2máx} - \dot{V}O_{2rep}} \quad (2.13)$$

Outro parâmetro estudado para a determinação da intensidade do esforço do atleta é o  $\% \dot{V}O_{2peak}$ ; contudo os valores da FC e marcadores de plasma do stress do exercícios, como o lactato, amónia e hipoxantina a  $70\% \dot{V}O_{2peak}$  são diferentes entre indivíduos treinados e não treinados. Este facto suporta a ideia, já levantada, de que o uso do  $\% \dot{V}O_{2peak}$  não produz, necessariamente, a mesma resposta fisiológica em diferentes pessoas. Para além desta diferença, estudos revelaram que a cinética do  $\dot{V}O_2$  no início do exercício pode diferir com o nível de treino físico, idade e estado de saúde [28].

Deste modo, o uso de alguns parâmetros estimados relacionados com o  $\dot{V}O_2$  pode ser inapropriado como forma de prescrever a intensidade relativa do exercício, devido a, ainda, não estar bem estabelecido a sua relação com a FC, o parâmetro mais utilizado nas estimativas, sendo necessário proceder à continuação do estudo deste parâmetro.

## 2.7 Impulso de Treino (TRIMP)

Uma das formas mais utilizadas, actualmente, em investigação para quantificar a carga interna baseia-se no cálculo do impulso de treino, TRIMP. Este método pressupõe que a fracção de aumento da razão  $\frac{HR_{ex} - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}}$  durante o exercício, multiplicada pela duração da sessão do treinamento, constitui uma aproximação à carga interna [21]. Deste modo, é possível, para cada segmento de exercício durante o qual a frequência cardíaca é relativamente constante, obter o produto da sua duração com o aumento, fraccionário e simultâneo, da FC. Com este cálculo disponibiliza-se uma avaliação quantitativa do volume de treino do indivíduo. Estes



## 2.7. IMPULSO DE TREINO (TRIMP)

produtos podem ser somados para cobrir toda a sessão de treino. Assim, o treino realizado no período de tempo  $t$  pode ser quantificado como uma área sob a curva representada pelo pseudointegral  $w(t) = (\Delta t) \times (\Delta FC_{ratio})$ , onde  $\Delta FC_{ratio} = \frac{FC_{ex} - FC_{rep}}{FC_{máx} - FC_{rep}}$  e a  $FC_{ex}$  é a média da frequência cardíaca durante o exercício [31].

As condições definidas por Morton et al. para a obtenção do TRIMP são feitas com recurso à média de elevação do  $\Delta FC_{ratio}$  durante todo o exercício, tendo diversos estudos, que utilizaram este método, reportado que este seria um bom estimador de mudanças de desempenho [31].

Com o intuito de ajustar o  $w(t)$  para dar mais relevância às cargas realizadas em intensidades mais altas, Morton et al. [31], em 1990, sugeriram que o  $w(t)$  fosse ponderado pelo factor de multiplicação  $Y$ , representativo do aumento exponencial da concentração de lactato, [La], em função do aumento da razão  $\Delta FC_{ratio}$  [21][28][31]. O factor de ponderação corrige o erro introduzido no  $w(t)$  resultante de um treino excessivamente longo com uma frequência cardíaca proporcionalmente baixa [28][31]. Deste modo e em conformidade com o aumento exponencial comumente observado nas concentrações de lactato com a intensidade do exercício, reflectida na razão  $\Delta FR_{ratio}$ , Morton et al. optaram por utilizar a seguinte fórmula para descrever o factor de lactato:  $Y = e^{bx}$ , onde  $x = \Delta FC_{ratio}$ , obtendo, assim, a seguinte equação que descreve  $w(t)$ :

$$w(t) = \Delta t \times (\Delta FC_{ratio}) \times Y [31] \quad (2.14)$$

Os valores de  $b$  foram escolhidos para combinar com o formato do incremento na curva de concentração de lactato sanguíneo (em mM) com o aumento do ritmo de treino e da frequência cardíaca em homens e mulheres. As respostas masculinas e femininas são suficientemente diferentes para justificar a descrição de valores  $b$  separadas para homens, 1.92, e as mulheres, 1.67 [31].

No entanto, Borresen, J. e Lambert, M.I. [28], em 2009, referem uma alteração no factor de ponderação em que  $Y$  passou a ser escrito na forma  $Y = c \times e^{bx}$ , obtendo, assim, um factor  $Y = 0.64e^{1.92x}$ , para homens, e  $Y = 0.86e^{1.67x}$ , para mulheres, com  $x = \Delta FC_{ratio}$ .

Assim, para calcular o TRIMP, actualmente, usa-se a duração da sessão de treino,  $\Delta t$ , a razão  $\Delta FC_{ratio}$  e o factor de ponderação  $Y$  como se ilustra pela equação:

$$TRIMP(w(t)) = \Delta t(\min) \times \Delta FC_{ratio} \times Y [28] \quad (2.15)$$

Este pseudointegral, embora aparentemente medido em minutos “ponderados”, é definido

## 2.8. ACELEROMETRIA

como unidade arbitrária chamada o impulso de treino ou TRIMP e obtida para qualquer número de sessões (ou segmentos dentro de sessões) de treino concluído em cada dia[31].

Num estudo de Nakamura et al. [21], publicado em 2010, foi indicado, também, que existe uma considerável variabilidade, entre indivíduos, nos valores de  $c$  e  $b$  do factor  $Y$ , que descreve o aumento da concentração de lactato,  $[La]$ , com a  $\Delta FC_{ratio}$ , afirmando que se torna questionável o uso de curvas fixas, de acordo com o método de Morton et al.. Esta ideia é reforçada pelo facto de o treino modificar as curvas de lactato em função da carga externa e, possivelmente, poder causar alterações na relação entre o lactato e a  $\Delta FC_{ratio}$ .

Nakamura et al. afirmaram, também, que um método que tenha em conta curvas de lactato individuais melhora a sua eficácia, pois estabelece uma melhor dose-resposta entre a carga de treino e a mudança nos indicadores fisiológicos. Este método tem o benefício de incorporar possíveis alterações dos parâmetros das curvas de lactato e FCR ao longo da temporada, permitindo uma correcta avaliação da carga com a alteração destes parâmetros [21].

Nakamura et al. referem, ainda, que alterando as condições definidas por Morton et al. para que o valor de TRIMP seja obtido tendo em conta a média de elevação da  $\Delta FC_{ratio}$  minuto a minuto, ou mesmo janelas de tempo menores, é possível quantificar mais correctamente as faixas de intensidade e o tempo mantido nas mesmas [21].

## 2.8 Acelerometria

A acelerometria é um método de determinação quantitativa da aceleração e desaceleração sofrida por todo o corpo, ou parte, durante a execução de determinada tarefa. Este método é utilizado na análise cinemática do movimento e é feita com recurso a um acelerómetro. Existem métodos alternativos que podem ser utilizados neste tipo de análise, como a fotogrametria, análises cinemáticas e cinéticas, gravação de vídeo, electromiografia, análise da plataforma de força, questionários, testes funcionais validados e observação [32]. Contudo, estes métodos ou são caros e requerem um elevado gasto de tempo, necessitando de pessoal especializado e um laboratório preparado com equipamento específico, ou são subjectivos e dependem da observação por parte do responsável pela análise ou da memória do paciente [32].

A utilização de um acelerómetro permite, assim, medir a aceleração aplicada ao longo de determinado eixo e de poder ser utilizado para medir a frequência e a intensidade do movimento do corpo em, até, três planos (anterior-posterior, medio-lateral e vertical). Devido à maioria dos movimentos humanos ocorrer em mais do que um eixo, usa-se acelerómetros

## 2.9. DISPÊNDIO ENERGÉTICO

triaxiais para medir a aceleração em cada eixo ortogonal [1]. Os acelerómetros podem também ser usados para medir inclinação, possibilitando uma análise da postura corporal, tornando-os superiores aos aparelhos sem capacidade de medição de características estáticas [32][33]. Devido a esta característica, estes sensores são também usados para medição dos níveis de actividade e para identificação e classificação dos movimentos desempenhados pelos sujeitos.

Adicionalmente às características apresentadas, estes sensores possuem, ainda, outras vantagens: permitirem a obtenção de uma maior quantidade e qualidade de informação, poderem medir os níveis de actividade e permitirem a classificação dos movimentos desempenhados, sendo preferidos em relação aos podómetros, que são atenuados pelo impacto e inclinação [32][33]. Assim, a acelerometria tornou-se um meio relativamente não-intrusivo para avaliar o movimento, postura, transições posturais, dispêndio energético, taxa e intensidade do movimento. Contudo, as técnicas desenvolvidas para determinar o dispêndio energético baseadas nos acelerómetros não estão desenvolvidas e validadas para todas faixas etárias, sendo por isso necessário desenvolver novas formas de processamento mais avançado e novos modelos biomecânicos do movimento humano, tendo em conta os diferentes grupos, de modo a melhorar a precisão das técnicas e abrangendo toda a população [33].

## 2.9 Dispêndio Energético

Com o estabelecimento de uma correlação negativa entre o dispêndio energético da actividade física e a incidência de morbilidade/mortalidade de algumas doenças crónicas, como a doença arterial coronariana, hipertensão e diabetes, a quantificação do dispêndio energético (EE) e a actividade física diária ganharam um interesse considerável [13][14]. No entanto, apesar dos benefícios demonstrados da actividade física regular com intensidade moderada, a quantificação da actividade tem-se verificado ser uma tarefa difícil [2].

Por esta razão, uma grande gama de métodos e dispositivos para quantificar a actividade física têm sido desenvolvidos e utilizados. Nestes inclui-se o preenchimento de questionários de nível de actividade, uso de podómetros, calorimetria directa e indirecta, a utilização de monitores de FC, água duplamente marcada (DLW) e sensores de movimento [2][13][14][34].

A capacidade de monitorizar com precisão o EE usando métodos objectivos é um tópico de crescente interesse [35]. Os métodos que, actualmente, estão disponíveis para medir directamente o EE, não podem (ou apenas em raras ocasiões) ser utilizados fora de laboratórios [3]. Deste modo, e com vista na capacidade monitorizar o EE em situações do dia-a-dia, têm sido efectuadas comparações entre o método DLW, considerado padrão, com outros métodos capazes de ser utilizados fora do laboratório para avaliar a actividade física, nomeadamente

## 2.9. DISPÊNDIO ENERGÉTICO

questionários de actividade, monitores de FC e sensores de movimento [34][13]. Apesar da técnica DLW ser considerada a mais exacta para a determinação do EE em humanos, o elevado custo e a incapacidade de obter o padrão de actividade não torna este método ideal em todas as situações [2].

Este problema pode ser ultrapassado quando o EE é estimado por calorimetria [2]. A calorimetria indirecta pode medir fielmente o EE em condições laboratoriais e é considerada, também, um método padrão aceite para validar os custos energéticos de várias actividades físicas [13]. No entanto, as grandes desvantagens deste método são o facto de o equipamento necessário para efectuar estas medições poder interferir com o normal desempenho das actividades e não possibilitar uma monitorização precisa minuto-a-minuto da actividade e estimativas do EE no dia-a-dia, fazendo, assim, com que sejam necessárias alternativas mais práticas para a medição do EE [13][2].

Os monitores de FC têm sido extensivamente estudados em termos da confiabilidade técnica e utilidade metodológica para medir actividade física e estimar o EE [13]. A relação entre a FC e o  $\dot{V}O_2$  não é usada apenas para estimar o  $\dot{V}O_{2max}$  e a  $\% \dot{V}O_{2max}$ , como referido na secção 2.6, mas também para estimar o EE. A estimativa do EE através da FC é relativamente de baixo custo e fácil de realizar e por isso foi investigada numa série de estudos. Contudo, para utilizar esta estimativa do EE pela FC, é necessária a obtenção desta relação para cada indivíduo. A principal limitação do uso da FC para medição do EE é o facto de, em repouso, pequenos movimentos poderem aumentar a FC, ao passo que o EE e o  $\dot{V}O_2$  permanecem inalterados. Adicionalmente, a estimativa do EE pela FC é específica para cada modalidade desportiva [2].

Dadas as limitações descritas para estimar o EE pela FC, tem havido um interesse crescente na avaliação da actividade física por acelerómetros [14]. Através de métodos indirectos, estes sensores proporcionam estimar o EE, e quantificar a intensidade da actividade física sob a forma de equivalentes metabólicos (METs): leve ( $< 3$  METs), moderada (3-5.99 METs) e vigorosa ( $\geq 6$  METs) [3].

Algumas das vantagens da utilização de acelerómetros, como uma ferramenta de medida do EE, são a capacidade deste para gravar o movimento que ocorre e o pequeno tamanho da unidade [34]. Outras vantagens que tornam os acelerómetros mais atractivos aos investigadores são a capacidade de maior período de gravação e o facto de serem capazes de fornecer uma indicação da fiabilidade e objectividade [13]. Além dos factos anteriormente apresentados, os acelerómetros triaxiais apresentaram melhores resultados de entre os métodos anteriormente referidos, apresentando a melhor correlação ao método DLW [34].

## 2.10. COUNTS

Deste modo, têm sido desenvolvidas equações que permitem, a partir dos dados não processados, a estimativa do EE. Contudo, a capacidade dos acelerómetros medirem com precisão a actividade física permanece em dúvida. Tem sido sugerido que os acelerómetros triaxiais subestimam o EE total para actividades sedentárias com intensidade leve comparadas com calorimetria indirecta. No entanto, o potencial de tal tecnologia que pode ser utilizada em qualquer ambiente sem prejudicar as actividades normais, e o facto de ser acessível, alimenta a continuação da investigação [34]. Contudo, estudos recentes propuseram novos modelos que pretendem corrigir estes problemas.

## 2.10 Counts

Os “counts” são utilizados como uma medida de actividade. Antes do conversor analógico-digital de estado-sólido estar disponível comercialmente, os monitores de actividade utilizavam ou a técnica de “threshold crossing” ou “cycle count” para determinar os “counts”. A técnica de cruzamento de threshold envolve o incremento de um “count” cada vez que a magnitude da aceleração (actividade) excede um dado threshold. O método “cycle count” produz um “count” quando força suficiente foi produzida para mover o nivelador mecânico através de um ciclo completo (baixo e cima). Este último é bastante semelhante, em natureza, à técnica utilizada actualmente pelos podómetros [36].

O monitor de actividade original da ActiGraph [37], o modelo 7164, é utilizado como um nivelador mecânico capaz de medir a mudança na aceleração com respeito ao tempo (g/s, onde g é a gravidade,  $9.806 \text{ m/s}^2$ ). Para suprimir movimentos indesejados e aumentar a actividade humana, o sinal é passado por um filtro analógico passa-banda, o que produz um sinal de saída com uma gama dinâmica de 4.26 g/s (+/-2.13g/s) a 0.75 Hz (frequência central do filtro). Usando uma frequência de amostragem de 10 amostras por segundo, este sinal filtrado é depois digitalizado em 256 níveis distintos por um conversor analógico-digital de 8-bit, produzindo 4.26 g/s por 256 níveis ou 0.01664 g/s/count (cada nível é considerado 1 “count”). Cada janela é filtrada e multiplicada pela janela de amostragem de 0.1 s obtendo-se uma resolução de 0.001664g/count [36].

## 2.11 Equivalentes Metabólicos (METs)

Devido à popularidade dos acelerómetros Actigraph [38] para avaliar a actividade física, um grande número de investigadores desenvolveu equações de regressão que relacionam  $\text{counts} \times \text{min}^{-1}$  com o EE em adultos [35]. Como resultado existem, actualmente, mais de

## 2.11. EQUIVALENTES METABÓLICOS (METS)

15 equações de regressão que estimam o EE a partir dos “counts” da Actigraph [35][3]. Estas equações possibilitam aos investigadores estimar o EE total sobre um período de tempo. Adicionalmente, estas equações de regressão permitem aos investigadores estabelecer pontos limite (baseados nos *counts/min*) para a classificação de actividade física leve, moderada ou vigorosa [3].

As unidades utilizadas nas equações de estimativa do EE em função dos *counts*  $\times$  *min*<sup>-1</sup> são os equivalentes metabólicos, metabolic equivalent task (METs), *kJ*  $\times$  *min*<sup>-1</sup> (ou *kcal*  $\times$  *min*<sup>-1</sup>) ou (*ml* de O<sub>2</sub>)/*kg/min*[35]. O MET é uma unidade simples, prática e de fácil percepção para quantificar o EE de actividades físicas. O MET é, também, frequentemente utilizado para descrever a capacidade funcional ou a potência aeróbica de um indivíduo e de fornecer um repertório de actividades que este indivíduo pode desempenhar. Um MET é definido como a taxa metabólica em repouso, ou seja, a quantidade de oxigénio consumido por um indivíduo em repouso, sentado calmamente numa cadeira, utilizando-se um valor de 3.5 (ml de O<sub>2</sub>)/*kg/min* [11][12]. Desta forma, por exemplo, um trabalho efectuado a 2 METs requer o dobro do metabolismo em repouso, ou seja, 7.0 (ml de O<sub>2</sub>)/*kg/min* [11].

Nos últimos onze anos, tem havido um grande crescimento do número de equações para relacionar os “counts” da Actigraph com o EE [3]. Muitas das equações actuais para estimar o EE, baseadas em “counts” por minuto do acelerómetro da Actigraph, foram desenvolvidas para estimar o EE durante caminhada e corrida ou durante actividades de intensidade moderada. Contudo, estas diferentes equações criam um problema para os investigadores pois nenhuma regressão é capaz de estimar correctamente o EE ou o tempo dispendido em diferentes categorias de intensidade, através de uma ampla variedade de actividade. Adicionalmente, todas estas equações assumem uma relação linear entre “counts” por minuto e o EE. Deste modo, e através do estudo desta relação, já foi mostrado que equações desenvolvidas para caminhadas e jogging sobrestima levemente o EE de caminhadas e de actividades leves, enquanto subestimam, em muito, o custo energético de actividades de intensidade moderada.

Equações com base no estilo de vida (desenvolvidas para obter o EE em qualquer modo de exercício) possibilitam uma melhor estimativa do EE para actividades de intensidade moderada, mas sobrestimam grandemente este parâmetro em actividades leves e sedentárias e subestimam-no em actividades vigorosas. Usando dados anteriormente recolhidos em laboratório, Crouter et al. [3] observaram que andar e correr podiam ser distinguidos de outras actividades com base na variabilidade dos “counts” do Actigraph, apresentando, assim, uma equação de estimativa composta por duas rectas de regressão: uma para caminhadas e corridas e outra para as restantes actividades [3]. As Figuras 2.3 e 2.4 apresentam uma comparação

## 2.11. EQUIVALENTES METABÓLICOS (METS)

entre os valores de METs obtidos por calorimetria indirecta e outras equações de estimativa deste parâmetro e uma comparação entre os valores estimados pela equação de Crouter e os valores medidos por calorimetria indirecta, respectivamente.

Através das Figuras 2.3 e 2.4 é possível verificar que as equações de Freedson, Swartz e Hendelman Lifestyle não representam uma boa aproximação aos valores medidos por calorimetria indirecta quando comparadas com as equações do modelo de Crouter, que acompanham de uma forma muito mais próxima os valores medidos para as diferentes actividades.

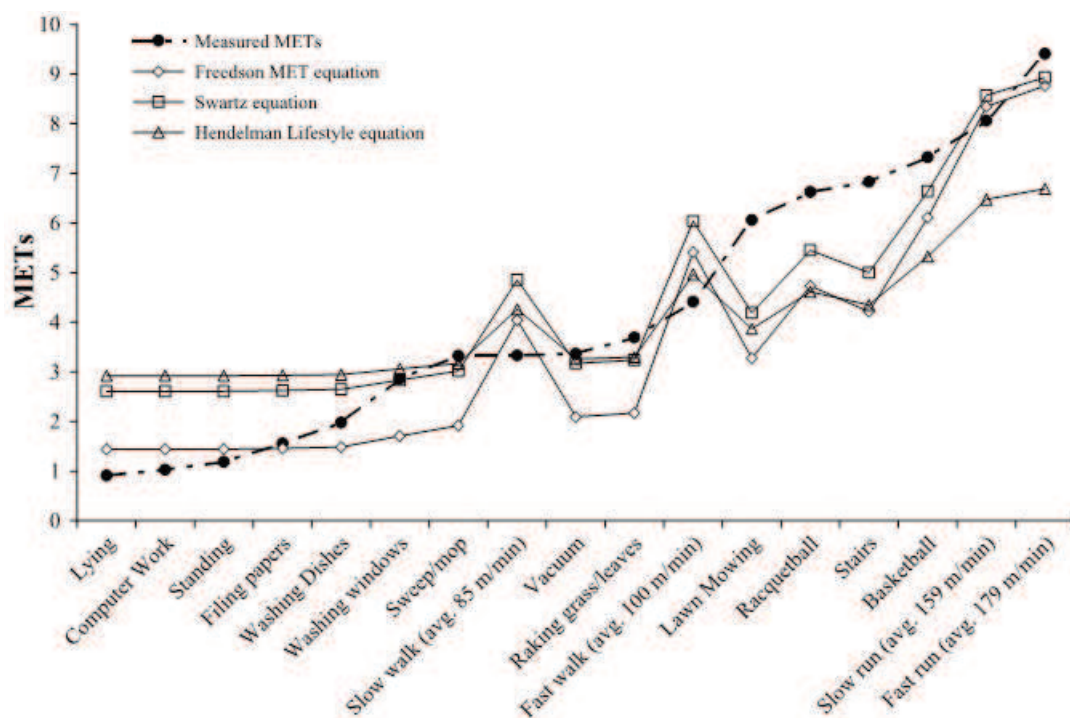


Figura 2.3: Representação dos valores de METs medidos e estimados a partir de 3 diferentes equações em diversas actividades. Adaptado de [3].

## 2.11. EQUIVALENTES METABÓLICOS (METS)

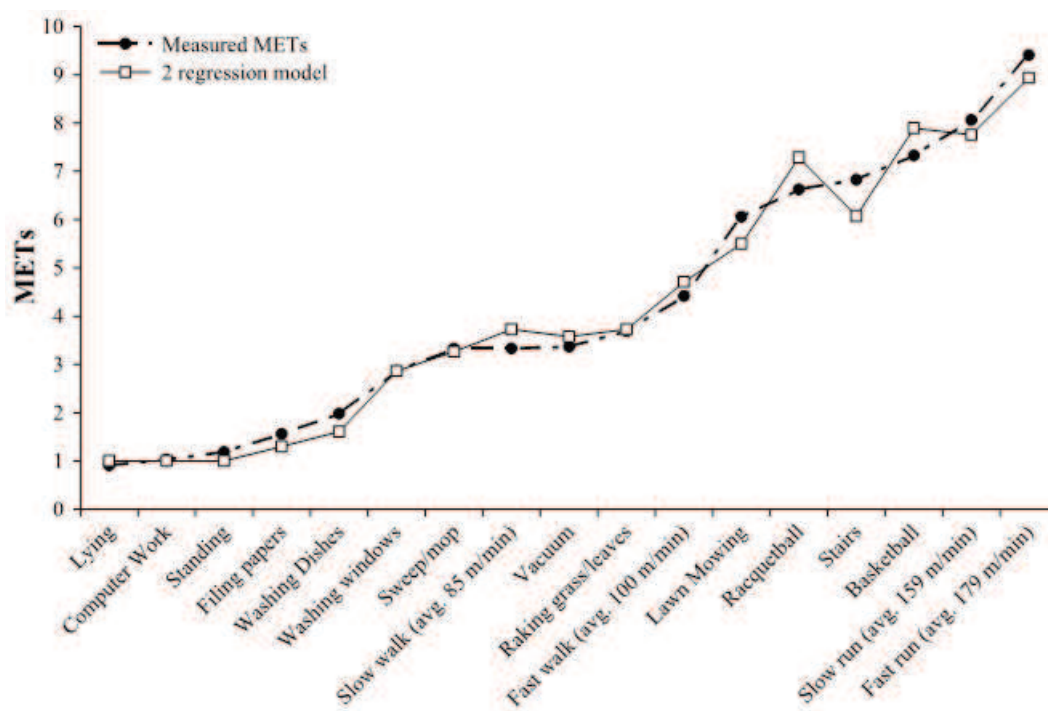


Figura 2.4: Representação dos valores de METs medidos e estimados pela equação de Crouter em diversas actividades. Adaptado de [3].



## Capítulo 3

# Ferramentas de caracterização da actividade física

A aquisição de sinais fisiológicos e a sua análise durante o desempenho de actividade física têm sido utilizadas para caracterizar a performance de atletas. Esta caracterização pode ser feita em termos de intensidade da actividade física e/ou do dispêndio energético durante a realização da mesma. Inicialmente, esta caracterização só era possível num ambiente laboratorial, pelo que houve a necessidade de aceder a estas características no ambiente onde a actividade ocorre. Como resposta a esta necessidade, foram desenvolvidos diferentes tipos de monitores que permitem caracterizar diferentes aspectos da actividade.

### 3.1 Desenvolvimento de Monitores de Frequência Cardíaca (MFC)

Durante vários séculos a monitorização da FC consistia em colocar a orelha no peito do paciente e ouvir o batimento cardíaco a partir desta região. Há cerca de 200 anos, o estetoscópio foi inventado por Rene Laennec[2] que tornou possível ouvir com mais exactidão o batimento cardíaco. No entanto, ainda não era possível visualizar as alterações que ocorriam no coração ou monitorizar a frequência cardíaca durante o exercício. No início do século XX, o fisiologista holandês Willem Einthoven desenvolveu o primeiro electrocardiógrafo, através do qual é possível registar graficamente a actividade eléctrica do coração, o ECG. Logo após a invenção do ECG, o monitor Holter foi desenvolvido. Este monitor consiste num ECG portátil capaz de realizar uma gravação contínua do electrocardiograma de um indivíduo por um período de 24 horas [2]. Porém, a caixa de controlo é relativamente grande e a necessidade de fios para registar as mudanças no campo eléctrico criadas pelo coração, assim como a quantidade

### 3.2. MONITORES DE ACTIVIDADE FÍSICA

de eléctrodos colocados no utilizador, tornam o monitor Holter impróprio para registar a FC durante o exercício em todas as condições [2].

De forma a colmatar estas limitações do Holter, nos anos oitenta, os primeiros MFC wireless foram desenvolvidos, compostos por um transmissor e um receptor. O transmissor podia ser colocado no tórax através de eléctrodos de superfície descartáveis ou através de uma cinta elástica com os eléctrodos integrados. O receptor era um monitor em forma de relógio e que podia ser utilizado no pulso. O desenvolvimento desta unidade wireless relativamente pequena, resultou no aumento da utilização de MFC por atletas. Como consequência, a FC, medida objectiva, passou a ser usada como indicador de intensidade do exercício. Nas duas décadas que se seguiram ao desenvolvimento do primeiro monitor wireless, os MFC foram desenvolvidos com maior capacidade de memória. Esta característica possibilita o armazenamento de dados da FC de mais sessões de exercícios. Além disso, os dados adquiridos podem ser descarregados para um computador, o que possibilita analisar de uma sessão de treino. Porém o bioPLUX[16] aborda a aquisição dos dados por outra metodologia, em que os dados são transmitidos em tempo-real para um computador portátil ou telemóvel, sendo aí processados e analisados, permitindo assim uma adequação do treino em tempo-real mais precisa do que os outros MFC. Mais recentemente, os MFC foram equipados com a possibilidade de contagem de calorias e de estimar o  $\dot{V}O_{2max}$ . Outro desenvolvimento recente dos MFC é a possibilidade destes medirem a variabilidade da frequência cardíaca, HRV, que pode ter várias aplicações, como o estudo do efeito de treino [2], de carga de treino [39], de situações de sobre-treino/estado de recuperação [2].

### 3.2 Monitores de actividade física

Os monitores de actividade física são utilizados para quantificar os níveis de actividade física. Alguns destes dispositivos permitem, ainda, medir a duração, intensidade e padronizar a actividade física diária. Os dispositivos mais comumente utilizados são os podómetros, os acelerómetros e os MFC [40].

Os podómetros, assim como os acelerómetros, são relativamente fáceis de utilizar e fornecem medidas de actividade seguras e válidas de actividade física [40][41]. Os primeiros podómetros mediam apenas o andar (por exemplo, caminhar e correr), dando uma avaliação muito mais geral dos níveis de actividade física, estando a informação obtida por estes dispositivos e pelos acelerómetros correlacionada [40].

Com a entrada em desuso dos modelos analógicos mais antigos, os podómetros evoluíram para dispositivos capazes de estimar a distância percorrida e o EE. Actualmente, alguns

### 3.3. MEDIDORES DE FREQUÊNCIA CARDÍACA E INTENSIDADE POLAR

modelos já podem gravar informação para visualização ou descarga para um computador [41].

### 3.3 Medidores de frequência cardíaca e intensidade Polar

Actualmente, os dispositivos mais utilizados por atletas e pessoas que realizam exercício físico e pretendam controlar a sua frequência cardíaca e/ou saber a que intensidade estão a realizar determinados exercícios são os dispositivos de pulso da ©Polar Electro [42]. Este dispositivos permitem a:

- visualização da zona cardíaca de intensidade e da frequência cardíaca do utilizador do dispositivo;
- guardar a informação adquirida e exportá-la para um computador onde poderão ser tratados num programa da ©Polar Electro;
- fazer a conexão destes dispositivos com outros dispositivos da ©Polar Electro como um GPS, sensores de cadência e velocidade, para serem acoplados a uma bicicleta, ou sensores de passada.

Deste modo, com estas possibilidades de ligação, estes dispositivos permitem, ainda, determinar a intensidade da performance do atleta pela velocidade e o volume de treino pela distância percorrida. A ©Polar Electro possui também softwares que permitem a criação diversos tipos de programas de treino, assim como o acompanhamento dos resultados e evolução da condição física. Alguns dos dispositivos possuem, também, a capacidade de transmissão de dados para outros dispositivos em tempo-real, tornando a monitorização do treino possível a outros para além do utilizador do dispositivo. Contudo, os indicadores de carga interna do treino do atleta são apenas a  $\%FC_{máx}$  e o EE em kcal, sendo os restantes indicadores de carga externa, como por exemplo, distância percorrida e velocidade.

### 3.4 Monitores de actividade e de treino Actigraph

A Actigraph<sup>TM</sup> dispõe de dois tipos de dispositivos diferentes, os monitores de actividade e os de treino. Os monitores de actividade disponibilizam medidas fisiológicas de actividade como:

- counts;
- magnitude do vector de aceleração;

### 3.5. SOFTWARE MULTIFUNÇÕES DA FIRSTBEAT

- EE;
- número de passos dados;
- nível de intensidade de actividade;
- METs.

Estes monitores possuem, ainda, um inclinómetro que permite determinar a posição do sujeito e identificar períodos em que o dispositivo foi retirado. Contudo, estes dispositivos só permitem a visualização dos dados após a transferência dos mesmos para um computador. Além disso, os dados para quantificar a intensidade do treino são obtidos só a partir do sinal de acelerometria, podendo em situações em que o movimento ocorre apenas com a parte superior do corpo originar uma falsa quantificação da intensidade.

Os monitores de treino, adicionalmente às medidas dadas pelos monitores de actividade, possibilitam, também, a medição da frequência cardíaca. Estes monitores de treino possuem, ainda, um ecrã que possibilita a monitorização em tempo-real das medidas de actividade, anteriormente referidas, e da frequência cardíaca, além de um sensor de luz ambiente que dá informação sobre o ambiente em que o sujeito se encontra. Este monitor não possui a capacidade de comunicação em tempo-real com outros dispositivos, não permitindo a monitorização em tempo-real do atleta por parte do treinador através deste monitor.

### 3.5 Software multifunções da Firstbeat

A Firstbeat Technologies Ltd. desenvolveu um software para monitores de frequência cardíaca que disponibiliza a FC, efeito do treino (TE), o EE e as indicações do Dynamic Couch e do Smart training guidance. O Dynamic Couch dá indicações sobre o treino diário, como seja se o atleta está a treinar com excessiva intensidade, muito pouca intensidade ou correcta intensidade definida no programa de treino. Esta ferramenta tem ainda a capacidade de ajustar o programa de treino, caso mesmo não seja cumprido e de fornecer indicações diárias sobre os dias de descanso e treino e indicações específicas sobre qual a duração e a intensidade do exercício. O Smart training guidance dá informações actualizadas no decorrer do exercício sobre se é necessário aumentar, manter ou diminuir o ritmo para atingir o efeito de treino na duração pretendida e/ou tempo até atingir o próximo nível de TE.

A Firstbeat Technologies Ltd. desenvolveu, também, um software para computador capaz de receber e processar intervalos R-R de monitores de frequência cardíaca, como por exemplo os dispositivos ©Polar Electro, em tempo-real, e, através de um algoritmo de redes neuronais, fornecer ao utilizador os seguintes parâmetros fisiológicos:

### 3.5. SOFTWARE MULTIFUNÇÕES DA FIRSTBEAT

- FC;
- $\%FC_{máx}$ ;
- $\%\dot{V}O_{2max}$ ;
- kcal;
- excesso de oxigénio consumido pós-exercício (EPOC);
- TE;
- TRIMP.

Além desta funcionalidade de display em tempo-real, o sistema permite ainda proceder a testes de recuperação e de condição física, análise de treino (individual ou em grupo), avaliação do stress diário, relatórios em PDF e a possibilidade de exportação dos dados no formato CSV podendo estes dados conter a FC, a  $\%FC_{máx}$ , o EPOC, o TE, as kcal, a ventilação (VE), a taxa de respiração (RespR), o  $\dot{V}O_2$ , a  $\%\dot{V}O_{2max}$ , a raiz quadrada da média das diferenças R-R ao quadrado (RMSSD), as altas frequências (HF) e as baixas frequências (LF) da variabilidade da frequência cardíaca.

Este software apesar de possibilitar a obtenção de uma grande quantidade de dados, estes são determinados apenas a partir do processamento dos intervalos R-R. Apenas foi encontrado um artigo [43] de validação dos resultados obtidos pelo software Firstbeat, utilizado pelo sistema Suunto (semelhante aos dispositivos ©Polar Electro), relativos ao  $\dot{V}O_2$  e ao EE. Neste estudo foram comparados os valores de  $\dot{V}O_2$  e EE estimados pelo software Firstbeat com valores medidos por análise de gases. Constatou-se que este software subestima estes parâmetros em  $\approx 6$  e 13%, respectivamente [43]. Este facto pode ser explicado tendo em conta que a relação entre o  $\%\dot{V}O_{2max}$  e a  $\%FC_{max}$  é específica do exercício e que um pequeno movimento da pessoa leva a um aumento da FC enquanto o  $\dot{V}O_2$  se mantém aproximadamente constante.

Nesta tese foi desenvolvida uma ferramenta para monitorização e avaliação desportiva, em tempo-real. Esta ferramenta, com os sensores de monitorização e avaliação do desempenho do atleta pela FC e pelo método de counts, permite ainda a aquisição e visualização de sinais de acelerometria, de electromiografia, de respiração e actividade electrodérmica até um total de 14 canais, permitindo a obtenção directa de diversos outros parâmetros fisiológicos como a RespR sem recurso a estimativas. Deste modo, esta ferramenta permite um feedback em tempo-real sobre o desempenho do atleta, possibilitando um ajuste quase instantâneo do

### 3.5. SOFTWARE MULTIFUNÇÕES DA FIRSTBEAT

treino, e podendo obter ao mesmo tempo outros sinais fisiológicos que possam ser importantes para a avaliação da execução de movimentos e comportamentos do atleta.

## Capítulo 4

# PLUX Real-Time Sports Evaluation

O PLUX Real-Time Sports Evaluation (*PRTSE*) é a ferramenta criada para possibilitar uma avaliação da performance do atleta em tempo-real. O programa foi escrito em *Python*<sup>1</sup> e as funções disponíveis foram construídas por blocos, funcionando de forma independente e possibilitando diferentes organizações das mesmas.

Os blocos que constituem o *PRTSE* são:

- Aquisição
- Processamento
- Visualização
- Escrita
- Intensidade baseada na FC
- Intensidade baseada na ACC
- Escrita de Processamento

Para a realização das diversas funções constituíntes destes blocos, foram utilizados diversos pacotes de bibliotecas disponíveis para o *Python*, como o *Matplotlib*, o *wx*, o *sys*, o *Pylab*, o *SciPy*, o *NumPy*, o *time* e o *math*.

A Figura 4.1 representa as possibilidades de ligação entre os blocos que podem ser definidas pelo próprio utilizador, assim, como optar pela utilização ou não de alguns dos blocos.

Para fazer a utilização dos diversos blocos da Figura 4.1, apresenta-se de seguida um exemplo do código que poderá ser introduzido no main do *PRTSE*.

---

<sup>1</sup>*Python* é uma linguagem interpretada, imperativa, interactiva e orientada a objectos. O *Python* é *open source* e possui uma gama considerável de bibliotecas com ferramentas científicas de processamento de sinal, de visualização e de criação de GUIs.

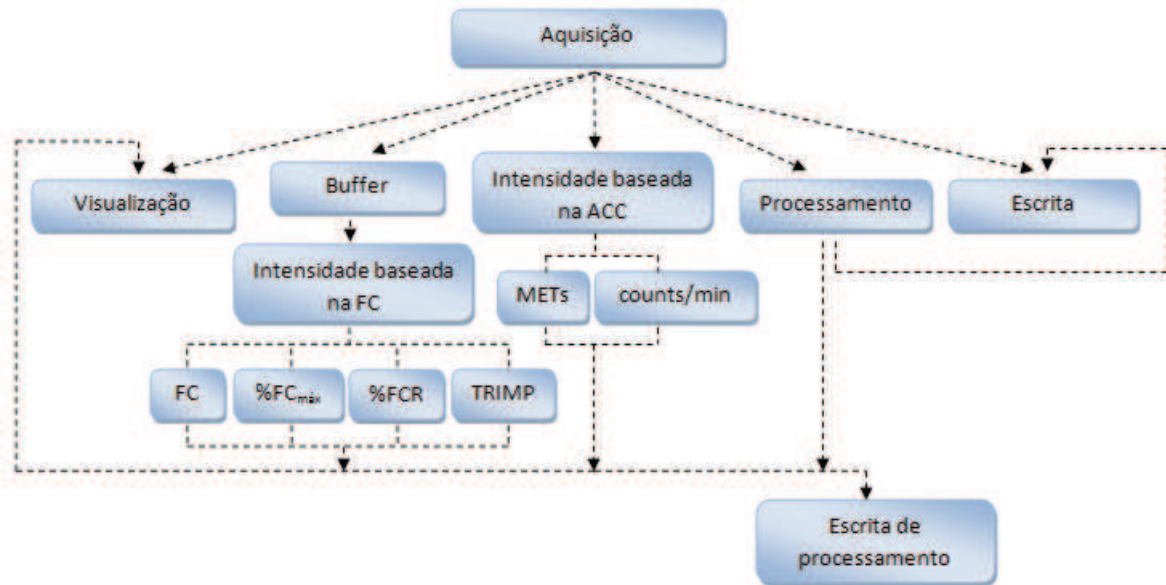


Figura 4.1: Representação das possíveis ligações entre os blocos.

```
SOURCE_BIOP = ['00:07:80:40:DD:CB', '00:07.80:40:DD:D7']
```

```
PROC_BLOCKS = [[None, 'Acq', None, None, 'new_data'],
               ['new_data', 'ECG', [1], [1], 'ecg_data_proc'],
               ['new_data', 'MET', [1], [3], 'met_data_proc'],
               ['new_data', 'Smooth', [1], [2], 'new_data'],
               ['new_data', 'Stats', [1,2], [2,1], 'data_proc'],
               ['new_data', 'FFT', [1], [1], 'new_data'],
               ['new_data', 'Sum', [1,1], [2,1], 'new_data'],
               ['new_data', 'Mult', [1, 1], [2, 1], 'new_data'],
               ['new_data', 'Vis', [1, 1], [1, 2], None],
               ['new_data', 'Wrt_txt', [1, 1], [1, 3], 'Results_new.txt'],
               ['data_proc', 'Wrt_proc', None, 'Statistical', 'Statistical.txt']
               ]
```

A variável SOURCE\_BIOP permite ao utilizador introduzir o MAC address dos dispositivos *bioPLUX* que pretende usar, podendo ser introduzidos o máximo de dois dispositivos.

Na variável PROC\_BLOCKS o utilizador introduz os blocos pela ordem pretendida em que cada linha da variável contém um vector com a informação necessária para utilizar um bloco.



### 4.1 Aquisição

O bloco Aquisição permite a recepção dos dados de dispositivos *bioPLUX* [16] em tempo-real via *Bluetooth*. Este bloco está preparado para fazer a aquisição simultânea e sincronizada de dois *bioPLUXs* research [17] permitindo uma aquisição de até 16 sinais, mais um sinal digital, que no caso da utilização de dois *bioPLUXs* será comum a ambos. O canal digital pode ser, ainda, utilizado para marcação de eventos por switch e para sincronização por vídeo através de um LED que pode ser acoplado ao cabo de sincronismo [44].

Quando adquirindo dois *bioPLUXs* é necessário garantir a sincronização de ambos os dispositivos. Devido à impossibilidade de iniciar a aquisição de ambos os dispositivos no mesmo instante de tempo, ficando já sincronizados, e da diferença de tempo entre o início da aquisição entre dispositivos não ser constante, o bloco de aquisição é responsável por:

- adquirir 30 amostras, correspondendo a 30 ms;
- enviar para ambos os *bioPLUX* um sinal digital de 100 amostras, correspondentes a 100 ms;
- verificar o canal digital de cada *bioPLUX* nas 130 amostras já adquiridas e determinar qual está em atraso e de quantas amostras é o atraso;
- adquirir este número de amostras no dispositivo que se encontra em atraso.

Após este processo os dispositivos estão sincronizados e prontos a iniciar a aquisição de dados. Este bloco devolve as amostras adquiridos, que posteriormente poderão ser utilizados nos diversos blocos.

### 4.2 Processamento

O bloco de Processamento possibilita a aplicação de um filtro passa-baixo (suavização ou *Smooth*) ao sinal, realizar operações aritméticas entre canais (soma, subtração, multiplicação e divisão) e obter a *fast fourier transform* (FFT) das amostras adquiridas. O algoritmo foi, igualmente, desenvolvido para que se possa visualizar os resultados do processamento em tempo-real. É possível, ainda, obter a média, desvio padrão, mínimos e máximos dos dados que estão a ser adquiridos.

Os dados obtidos a partir do bloco Processamento podem ser guardados em ficheiros .txt. Existem dois blocos capazes de guardar os dados de processamento, o bloco de Escrita capaz de escrever os dados obtidos a partir bloco Processamento juntamente com os dados

### 4.3. ESCRITA

adquiridos (por possuírem o mesmo tamanho, caso das operações aritméticas, Smooth e FFT) e o bloco de Escrita de Processamento, bloco responsável pela escrita dos dados com tamanho diferente dos dados adquiridos (caso dos dados da média, desvio padrão, máximos e mínimos, dos dados obtidos pelo bloco Intensidade baseada na FC e pelo bloco Intensidade baseada na ACC).

Na opção de processamento de suavização, que permite aplicar um filtro passa-baixo aos dados adquiridos, é possível escolher qual o tamanho da janela de suavização considerado, assim como o tipo de janela (rectangular, Hanning, Hamming, Barlett-Hann ou Blackman).

### 4.3 Escrita

O bloco de Escrita possibilita gravar os dados adquiridos podendo-se escolher quais os canais que se pretende gravar. Desta forma este bloco recebe os dados adquiridos e guarda-os num ficheiro .txt a designar. Caso se efectue os seguintes tipos de processamento: FFT, Smooth e operações aritméticas, os dados obtidos a partir deste tipo de processamento são concatenados aos adquiridos e gravados por “default”, juntamente com os dados adquiridos escolhidos. O ficheiro .txt criado por estes bloco possui um cabeçalho indicando a coluna do canal digital, as colunas dos canais adquiridos e as colunas de canais processados para referência do utilizador quando pretender utilizar este ficheiro. Todos os dados obtidos a partir de outro tipo de processamento, que não os indicados, devido ao seu tamanho e ao tempo para a obtenção dos mesmos, deverão ser gravados utilizando o bloco específico para escrita de processamento.

A Figura 4.2 apresenta um exemplo de um ficheiro .txt em que é pedido, na variável PROC\_BLOCKS, para gravar dois dos canais adquiridos, canal 1 e 2, e como foi pedido processamento por Smooth do canal 2 e por multiplicação do canal 1 pelo próprio canal e do canal 1 pelo canal 2, os resultados deste processamento são adicionados automaticamente ao ficheiro .txt.

```
#The first collumn is the digital signal  
#the following 2 are the collumns with data from the selected channels from bioPlux(s)  
#and the last 3 collumns are processed data  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07  
0.00000e+00 1.92000e+03 4.09500e+03 4.05445e+03 3.68640e+06 1.67690e+07
```

Figura 4.2: Exemplo de janela de visualização em tempo-real de dados adquiridos e processados.

## 4.4 Intensidade baseada na FC

O bloco Intensidade baseada na FC é responsável por, a partir do sinal de ECG, obter os intervalos R-R. O algoritmo utilizado para a detecção dos picos-R foi desenvolvido por Pan and Tompkins [45]. Este algoritmo é simples, porém efectivo, permitindo uma detecção precisa dos picos-R em tempo-real. O algoritmo tem três processos base para a detecção dos picos-R: (1) a transformação do sinal, (2) thresholding adaptativo e (3) procura local [45].

A transformação do sinal de ECG consiste em aplicar um filtro digital passa-banda de segunda ordem e frequências de corte de 5 e 11 Hz. Esta filtragem permite a utilização de thresholds mais baixos, aumentando a sensibilidade de detecção [45]. De seguida, o sinal filtrado é diferenciado de modo a acentuar o declive do complexo-QRS.

O sinal, agora diferenciado, é elevado ao quadrado tornando a polaridade de todo o sinal positiva e fazendo uma transformação não-linear do sinal, dando ênfase às frequências existentes no ECG [45].

Este sinal é, posteriormente, integrado numa janela móvel para obter informação contida na forma e no declive da onda R [45].

Após o primeiro processo, o algoritmo define a cada momento um threshold adaptativo, correspondente a uma fracção do sinal diferenciado e efectua uma procura local do pico-R sempre que o sinal integrado atravessa o threshold.

A nova procura de picos só se reinicia 200 ms após a detecção de um pico-R, pois fisiologicamente existe um período refractário até ao próximo complexo-QRS poder ocorrer.

A partir dos intervalos R-R, o algoritmo determina a FC, a  $\%FC_{máx}$ ,  $\%FCR$  e o TRIMP. Estes valores são devolvidos de 2 em 2 segundos obtidos após os 4 segundos iniciais através de um buffer de 4 segundos necessário para mostrar um valor estável da FC entre medições consecutivas.

Deste modo, utilizando os intervalos R-R contidos no buffer é determinada a FC entre cada intervalo, através da equação (4.1), e, posteriormente, a média destes valores, calculando-se um valor de FC relativamente estável entre medições consecutivas, à semelhança do que acontece com os MFC.

$$FC_i = \frac{60}{(pico - R_i) - (pico - R_{i+1})} \quad (4.1)$$

onde  $FC_i$  é a FC calculada a partir do  $i$ -ésimo intervalo R-R, com  $i$  a tomar valores 1 até  $n - 1$  onde  $n$  é o número de picos-R encontrados a cada dois segundos.

Para prevenir uma sobrecarga da ferramenta de avaliação da performance do atleta e

#### 4.5. INTENSIDADE BASEADA NA ACC

de possibilitar o desenvolvimento de outros algoritmos de interesse para esta avaliação, os parâmetros que se seguem foram determinados recorrendo ao valor de  $FC_{exm\u00e9dia}$ , em vez de determinar a  $\%FC_{m\u00e1x}$ ,  $\%FCR$  and  $TRIMP$  para cada  $FC_i$ .

Usando a  $FC_{exm\u00e9dia}$  o algoritmo ir\u00e1, assim, determinar a  $\%FC_{m\u00e1x}$  m\u00e9dia dos \u00faltimos quatro segundos, a cada dois segundos atrav\u00e9s da equa\u00e7\u00e3o (4.2):

$$\%FC_{m\u00e1x} = \frac{FC_{exm\u00e9dia} \times 100}{FC_{m\u00e1x}} \quad (4.2)$$

Por sua vez, a  $\%FCR$  m\u00e9dia \u00e9 obtida a partir da equa\u00e7\u00e3o (4.3):

$$\%FCR = \frac{FC_{exm\u00e9dia} - FC_{rep}}{FC_{m\u00e1x} - FC_{rep}} \times 100 \quad (4.3)$$

Finalmente, o TRIMP m\u00e9dio \u00e9 calculado pelo algoritmo atrav\u00e9s da equa\u00e7\u00e3o 4.4:

$$TRIMP = \frac{HR - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \times \Delta t \times Y \quad (4.4)$$

onde o  $\Delta t$  \u00e9 igual a dois segundos e o  $Y$  \u00e9 o valor do perfil de lactato determinado usando a  $\Delta FC_{ratio}$ , obtida a cada dois segundos a partir dos \u00faltimos quatro segundos de buffer, e o g\u00e9nero do atleta, caso o utilizador opte por utilizar o factor  $Y$  gen\u00e9rico, ou os coeficientes  $c$  e  $b$  que definem o factor  $Y$  do atleta.

Para permitir uma avalia\u00e7\u00e3o mais completa da performance do atleta, a ferramenta desenvolvida proporciona a monitoriza\u00e7\u00e3o da intensidade da actividade f\u00edsica atrav\u00e9s do EE..

### 4.5 Intensidade baseada na ACC

O bloco Intensidade baseada na ACC permite determinar o EE atrav\u00e9s dos METs. Este m\u00e9todo permite uma avalia\u00e7\u00e3o, de forma indirecta, da intensidade pelo  $\dot{V}O_2$ , visto que os METs est\u00e3o relacionados com o  $\dot{V}O_2$ .

Para tal, o sinal de acelerometria come\u00e7a por ser filtrado. Para realizar este processamento foi necess\u00e1rio criar um filtro adaptado para tempo-real. Este filtro utiliza a equa\u00e7\u00e3o \u00e0s diferen\u00e7as, equa\u00e7\u00e3o (4.5), que define a rela\u00e7\u00e3o entre o sinal de sa\u00edda e o sinal de entrada no filtro.

$$y[n] = \frac{1}{a_0} \left( \sum_{i=0}^R b_i x[n-i] - \sum_{j=1}^S a_j y[n-j] \right), \quad (4.5)$$

onde  $R$  \u00e9 a ordem da realimenta\u00e7\u00e3o de entrada do filtro,  $b_i$  s\u00e3o os coeficientes da realimenta\u00e7\u00e3o de entrada,  $S$  \u00e9 a ordem de realimenta\u00e7\u00e3o de sa\u00edda do filtro,  $a_i$  s\u00e3o os coeficientes

## 4.6. VISUALIZAÇÃO

de realimentação de saída,  $x[n]$  é o sinal de entrada e  $y[n]$  é o sinal de saída.

Para que este filtro funcione em tempo-real, o sinal de entrada e o sinal de saída de instantes anteriores,  $x[n-1] \dots x[n-R]$  e  $y[n-1] \dots y[n-S]$ , respectivamente, são guardados e actualizados a cada ciclo de aquisição.

Os coeficientes  $b_i$  e  $a_i$  foram determinados para um filtro passa-banda Butterworth de 2ª ordem com frequências de corte de 0.25 e 1.4 Hz. É necessário subamostrar os dados adquiridos do *bioPLUX* de 1000 Hz para 10 Hz, frequência de amostragem do ActiGraph. Como o filtro aplicado possui frequências de corte inferiores a 5 Hz, frequência de Nyquist relativa à frequência de amostragem do ActiGraph, assegura-se a correcta subamostragem do sinal.

Este bloco tem como saída o valor de  $counts \times min^{-1}$  e de METs. O valor de METs é calculado utilizando o modelo de Crouter [3]. Para a obtenção deste valor recorrendo ao modelo criado por Crouter, determinaram-se os  $counts \times min^{-1}$  e o coeficiente de variação,  $c_v = \frac{\sigma}{\mu}$  dos  $counts$ , a cada 10 segundos sobre um período de um minuto.

## 4.6 Visualização

O bloco Visualização recebe os dados adquiridos e processados, permitindo escolher quais os canais adquiridos que se pretende visualizar. Um exemplo de uma janela produzida por este bloco pode ser vista na Figura 4.3. Nesta Figura são apresentados em tempo-real dados de canais do *bioPLUX* adquiridos e processados.

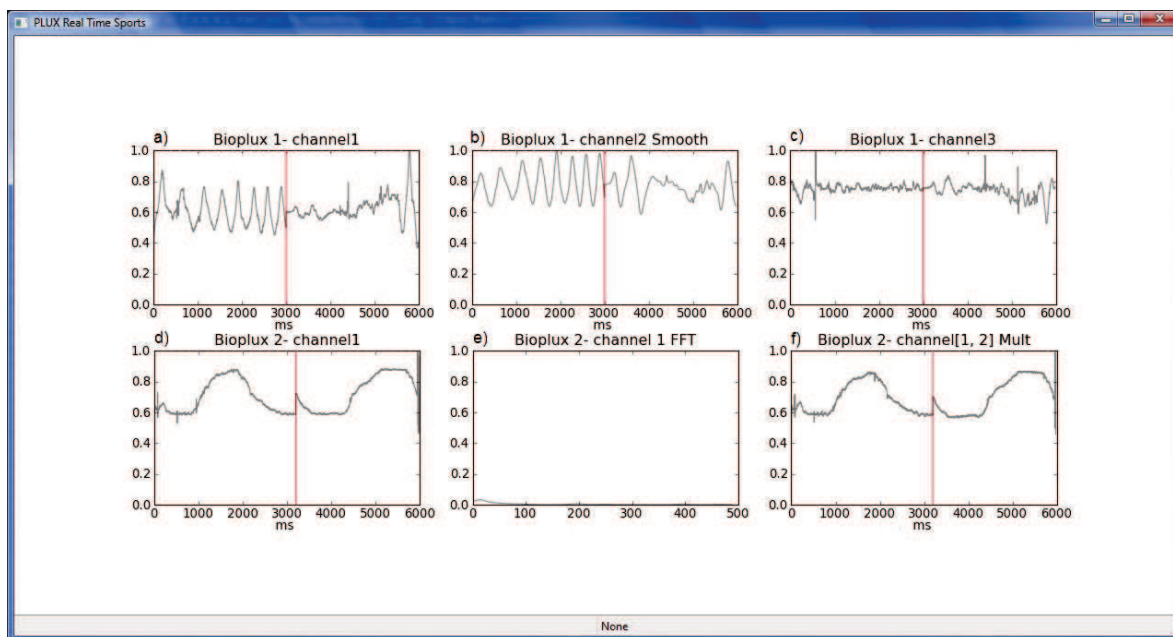


Figura 4.3: Exemplo de janela de visualização em tempo-real de dados adquiridos e processados.

## 4.6. VISUALIZAÇÃO

A representação dos sinais adquiridos e processados é organizada através das seguintes condições:

- Em caso de se pretender visualizar o sinal do canal adquirido juntamente com o processamento deste sinal, FFT e Smooth, o primeiro gráfico será o do canal adquirido e à direita deste encontrar-se-ão os processados (Figura 4.3 d) e e)), sendo a exceção as operações aritméticas entre sinais que serão apresentadas após os sinais adquiridos e processados por FFT e Smooth (Figura 4.3 f)).
- Caso não se pretenda visualizar alguns dos sinais dos canais adquiridos a ordem mantém-se e os sinais processados por FFT e/ou Smooth do respectivo canal serão apresentados antes dos sinais relativos aos canais seguintes (Figura 4.3 a), b) e c)).

Sempre que na variável PROC\_BLOCKS é pedido o processamento de sinais o resultado é apresentado na janela de visualização por “default”, com a exceção do processamento estatístico.

Caso os blocos de Intensidade baseada na FC e na ACC sejam utilizados, será possível ver na interface os valores da FC  $\%FC_{máx}$ ,  $\%FCR$ , TRIMP e METs. Os valores destes parâmetros serão apresentados no primeiro gráfico, como mostra a Figura 4.4.

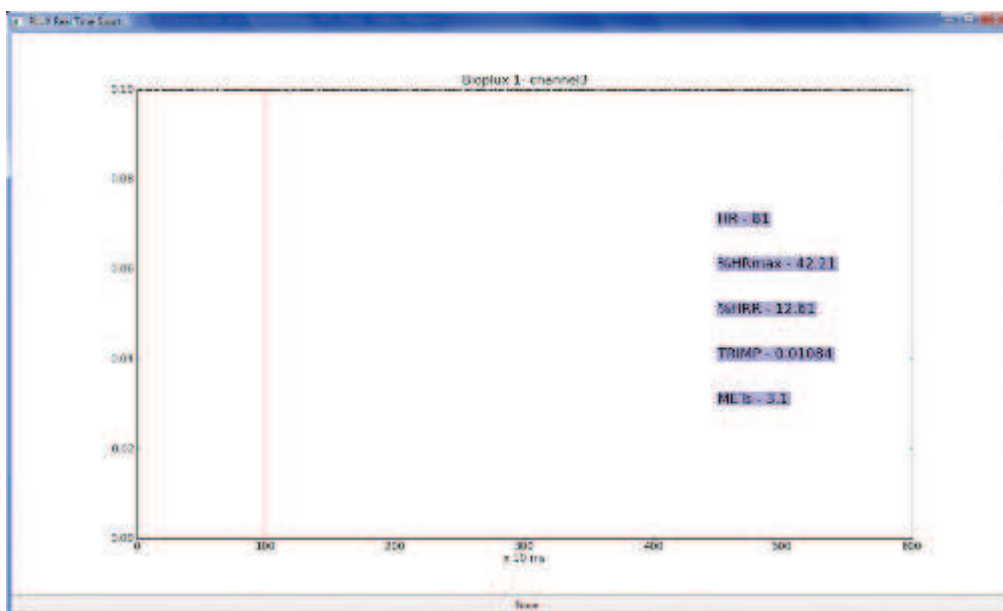


Figura 4.4: Exemplo de janela de visualização com avaliação da performance do atleta.

Como já foi referido nos capítulos 4.4 e 4.5, os blocos de processamento para avaliação da performance do atleta produzem valores em intervalos de tempo diferente. Deste modo, quando ambos os blocos de avaliação da performance do atleta são utilizados, a avaliação da performance do atleta passa por três estados.

## 4.6. VISUALIZAÇÃO

Estes estados estão relacionados com o tempo necessário para a resposta inicial de cada um dos algoritmos. Por esta razão todos os parâmetros da avaliação da intensidade da performance do atleta com base na FC permanecem como ‘NaN’ (Not a Number), valor não válido, durante os primeiros quatro segundos de aquisição. O mesmo acontece para o parâmetro METs da avaliação da intensidade da performance do atleta que permanece a ‘NaN’ durante os primeiros dez segundos. Assim, durante os primeiros quatro segundos, primeiro estado, todos os parâmetros de intensidade de ambos os algoritmos encontram-se igual a ‘NaN’, Figura 4.5(a).

O segundo estado, ocorre quando o algoritmo de intensidade através da FC já produziu os primeiros resultados e o algoritmo de intensidade a partir do acelerómetro ainda não produziu os primeiros resultados, encontrando-se o parâmetro METs igual a ‘NaN’, Figura 4.5(b). O terceiro estado ocorre quando ambos os algoritmos já estão a produzir resultados e estes valores são actualizados frequentemente, Figura 4.5(c).

A actualização destes valores ocorre em intervalos de tempo diferentes devido aos tempos de resposta de cada um dos algoritmos responsáveis pela obtenção dos parâmetros de avaliação da intensidade da performance do atleta. O tempo de resposta do algoritmo da determinação da intensidade pela FC após o período inicial é de dois segundos, sendo que a actualização destes valores na janela de visualização ocorre também a cada dois segundos. Relativamente ao tempo de resposta do algoritmo de determinação da intensidade através do sinal do acelerómetro mantém-se nos dez segundos, fazendo com que na janela de visualização o parâmetro de METs seja actualizado, também, a cada dez segundos.

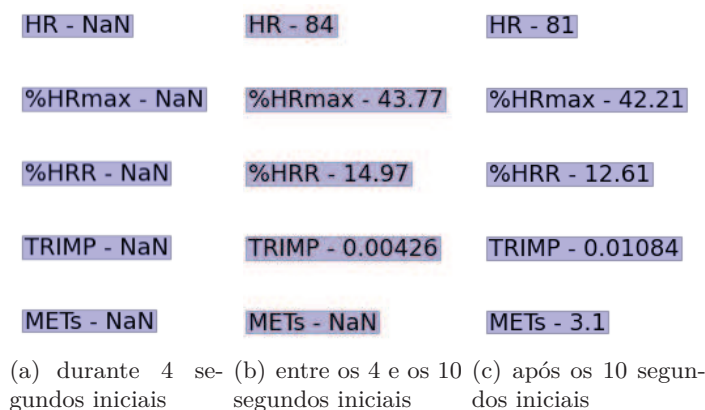


Figura 4.5: Exemplos de apresentação dos parâmetros na janela de visualização (a), (b) and (c)

## 4.7 Escrita de Processamento

O bloco de Escrita de Processamento está preparado para receber e guardar num ficheiro .txt o resultado de um processamento genérico, por exemplo estatístico, assim como o resultado do processamento obtido pelo algoritmo de intensidade pela FC, que produz valores de FC, %FC<sub>máx</sub>, %FCR e TRIMP, de 2 em 2 segundos após os 4 segundos iniciais, e de intensidade pela ACC, que produz valores de  $counts \times min^{-1}$  e METs a cada 10 segundos.

O período inicial de quatro segundos para a obtenção de valores de intensidade pela FC possibilita o preenchimento de um buffer de quatro segundos, com o sinal de ECG, a partir do qual será efectuado o processamento e se obterá de dois em dois segundos a média da FC, da %FC<sub>máx</sub>, da %FCR e do TRIMP relativos aos últimos quatro segundos.

De seguida são apresentados exemplos de ficheiros .txt obtidos pela gravação dos resultados do bloco Processamento para resultados estatísticos, do bloco Intensidade baseada na FC e na ACC, respectivamente.

```
Mean Standard Deviation Min Max
8.43779e+02 1.52695e+00 8.39000e+02 8.48000e+02
8.43644e+02 1.89709e+00 8.39000e+02 8.49000e+02
8.43820e+02 1.58037e+00 8.39000e+02 8.48000e+02
```

```
HR %HRmax %HRR TRIMP
84 43.77 14.97 0.00426
80 41.69 11.82 0.00742
81 42.21 12.61 0.01084
```

```
counts/min METs
1983 5.1
2017 5.2
2005 3.1
```

De forma a aumentar a usabilidade e acessibilidade desta ferramenta, desenhou-se e implementou-se uma interface gráfica para o utilizador.



## Capítulo 5

# Desenvolvimento de uma interface gráfica do utilizador

Devido à informação e à forma de como esta tem de ser introduzida no *PRTSE* e com o intuito de facilitar a utilização desta ferramenta, desenhou-se e implementou-se uma interface gráfica do utilizador (GUI) que permitisse ao utilizador seleccionar facilmente as funcionalidades a utilizar, assim como, inserir o MAC Address do *bioPLUX* e parâmetros fisiológicos do atleta necessários para utilizar os diversos tipos de avaliação da intensidade da performance do atleta do *PRTSE*.

Esta interface foi desenvolvida em linguagem *Python*, utilizando uma biblioteca para a criação de GUIs, o *wx*.

Neste capítulo é descrita a GUI criada para o *PRTSE*, assim como, as principais funcionalidades desta interface.

### 5.1 Interface do usuário

Usando as capacidades de criação de GUIs de pacotes de bibliotecas acessíveis através do *Python*, desenvolveu-se uma interface que permite ao utilizador introduzir, de forma simples, os dados necessários para poder utilizar as funcionalidades do *PRTSE*.

A interface gráfica possui quatro menus diferentes, como se representa na Figura 5.1:

- o menu “Acquisition Settings”
- o menu “HR-based Intensity”
- o menu “EE-based Intensity”
- o menu “Help”

## 5.1. INTERFACE DO USUÁRIO

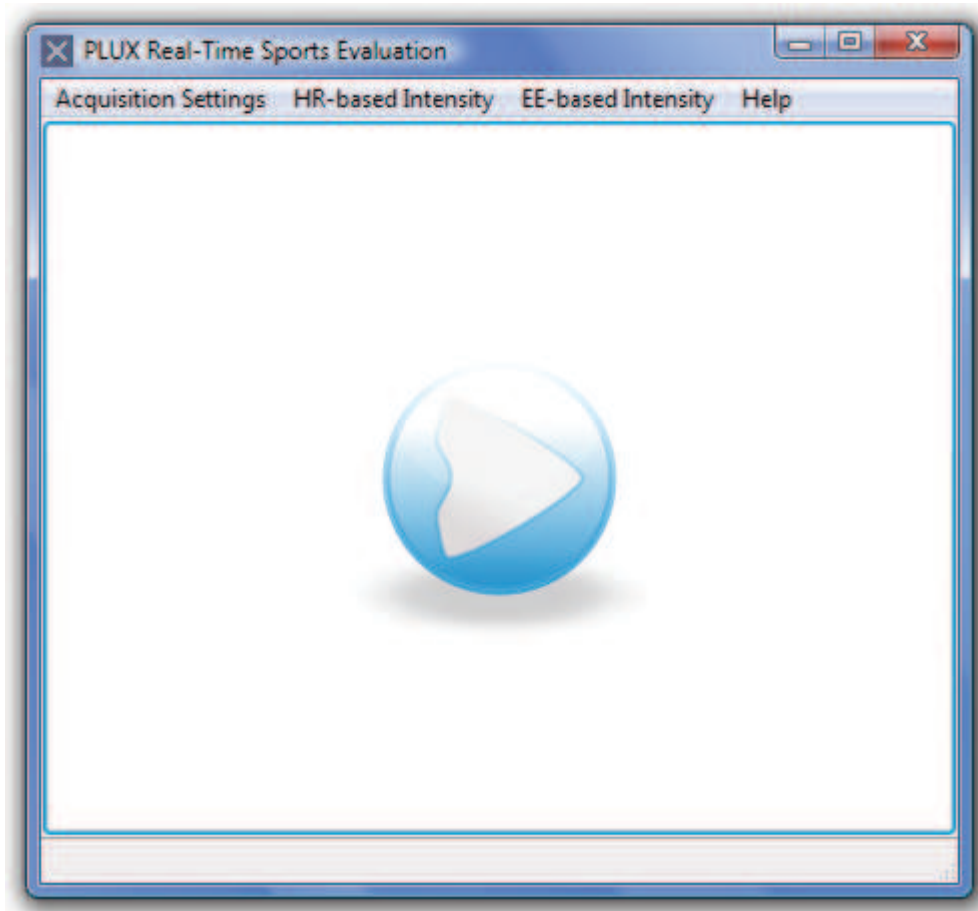


Figura 5.1: Interface gráfica do utilizador.

Os três primeiros menus permitem ao utilizador escolher as funcionalidades do *PRTSE* que pretende usar, enquanto o menu “Help” permite obter mais informações sobre o funcionamento da ferramenta e em especial, sobre cada um dos menus, Figura 5.6. Este menu pode ser acedido directamente premindo a tecla F1 do computador.

Os menus que constituem esta interface permitem a inserção dos dados do atleta e do sistema de aquisição, *bioPLUX*, permitindo a avaliação da sua performance. Esta ferramenta possibilita a sua utilização por parte de atletas profissionais e não profissionais, visto que permite a utilização de parâmetros estimados em vez de medidos, caso da  $FC_{máx}$  e do factor de lactato,  $Y$ . Contudo, a utilização de valores medidos apresenta a vantagem de uma mais correcta e exacta quantificação da intensidade em relação aos valores estimados.

Esta interface possui, ainda, um botão de *Play*, no centro da janela responsável pelo início da aquisição dos dados e avaliação da performance do atleta.

O menu “Acquisition Settings”, Figura 5.2, permite ao utilizador escolher entre duas opções:

- “Basic Functions Settings” - abre a janela “Settings”, Figura 5.3, e permite ao utilizador

## 5.1. INTERFACE DO USUÁRIO

introduzir o MAC Address do dispositivo *bioPLUX* e optar pela utilização do bloco de visualização indicando quais os canais que pretende visualizar. O utilizador, nesta janela, pode ainda escolher se pretende gravar e quais os canais que pretende gravar, do mesmo modo dos canais a visualizar, e o nome do ficheiro em que será gravada esta informação. Esta janela pode ser acedida através do teclado premindo Ctrl-O.

- “Exit” - permite encerrar a GUI e este comando ser executado premindo Ctrl-X.

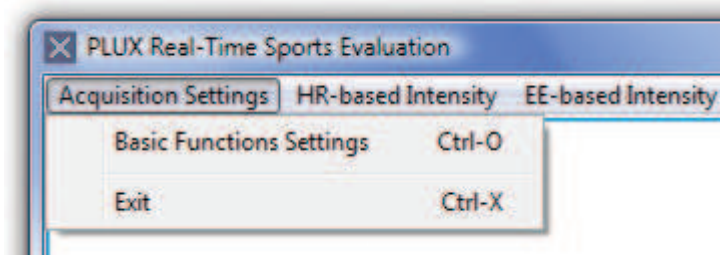


Figura 5.2: Menu “Acquisition Settings”.

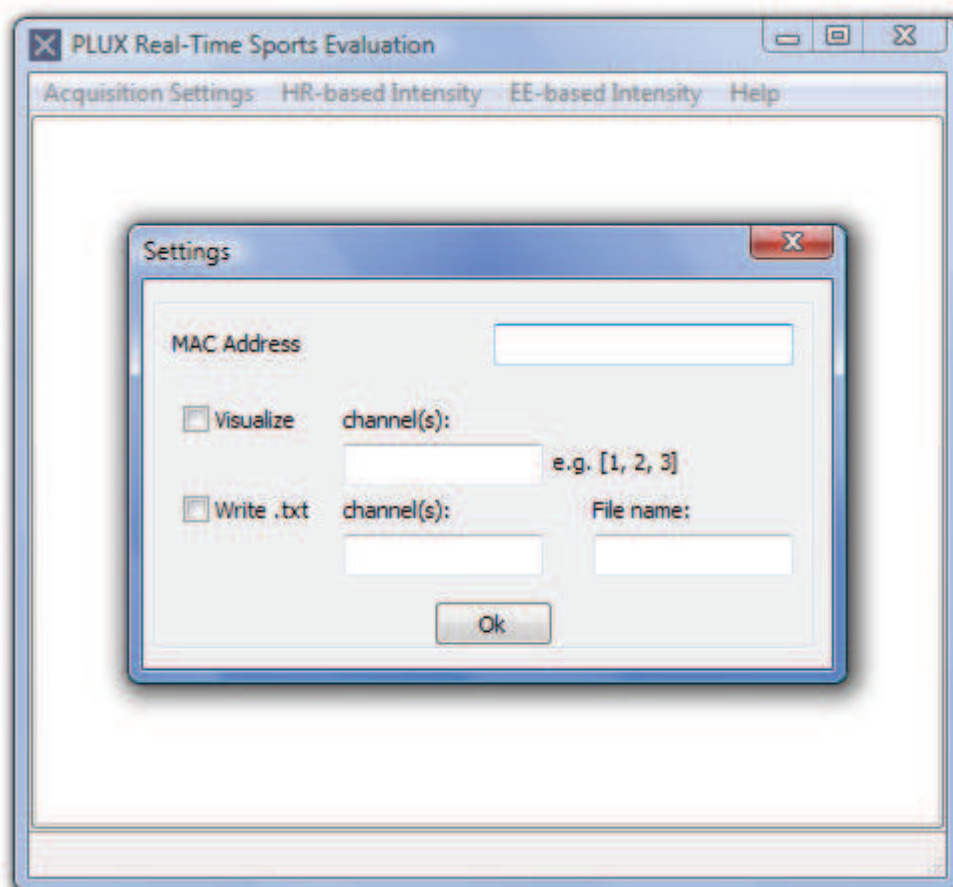


Figura 5.3: Janela “Settings”.

O botão “Ok” é responsável pela recolha dos dados introduzidos nos campos da janela “Settings”, encerrando a janela. Contudo, a interface foi desenvolvida de modo a prevenir

## 5.1. INTERFACE DO USUÁRIO

que o botão “Ok” faça a recepção dos campos e inicie o programa sem que determinadas condições sejam verificadas.

Deste modo, o botão “Ok” só recebe os dados caso o campo do MAC Address do dispositivo, que será responsável pela aquisição dos dados e a sua transmissão wireless para o computador, e os campos relativos aos blocos de visualização e/ou escrita dos dados em .txt estejam preenchidos. Assim, no caso do utilizador querer visualizar alguns dos canais adquiridos necessita assinalar a *checkbox* “Visualize” e indicar os canais que pretende visualizar.

O mesmo acontece no caso da escrita dos dados adquiridos em que a *checkbox* “Write .txt” deverão estar assinalados os campos, “channel(s)” e “File name”. Para o caso em que a *checkbox*, de qualquer dos blocos, não esteja assinalada mas o(s) campo(s) relativo(s) está/estão preenchido(s) este bloco não será utilizado.

No segundo menu, “HR-based Intensity”, o utilizador pode optar por definir os parâmetros do monitor de intensidade baseado na FC na janela “HR-based Intensity Monitor Settings”, Figura 5.4. Nesta janela, o utilizador pode optar por escolher a utilização do algoritmo de determinação da intensidade pela FC assinalando a *checkbox* “HR intensity monitor”. Caso este monitor seja escolhido, o utilizador deve indicar qual o canal do *bioPLUX* a que o sensor de ECG está ligado, preencher com o valor da  $FC_{rep}$  no campo “HR rest”, a  $FC_{máx}$  no campo “HR max”, ou a idade, estimando, assim, a  $FC_{máx}$ , escolher entre usar as constantes do factor  $Y$  definidas por Morton [31], sendo necessário neste caso indicar o género do atleta, ou introduzir as constantes que descrevem o factor  $Y$  do próprio atleta para poder prosseguir carregando no botão “Ok”.

Como esta janela permite, ainda, ao utilizador escolher se pretende gravar estes dados, e caso a *checkbox* “Write HR intensity data” esteja seleccionada, é necessário introduzir o nome do ficheiro a gravar no campo “File name” para poder prosseguir através do botão “Ok”.

A GUI, sempre que  $FC_{máx}$  e a idade do atleta sejam inseridas, utiliza apenas a  $FC_{máx}$ , visto ser o parâmetro que apresenta uma melhor exactidão na avaliação do desempenho do atleta.

A possibilidade de optar por introduzir a idade ou a  $FC_{máx}$  prende-se com o facto de, como já foi indicado na capítulo 2.3, a realização do teste que permite determinar este parâmetro fisiológico não ser viável em algumas situações. Embora seja preferível a utilização da  $FC_{máx}$  determinada pela realização deste teste, em situações de impossibilidade dá-se a oportunidade do atleta usar um valor estimado com base numa relação estudada entre a  $FC_{máx}$  e a idade.

A opção que o utilizador pode fazer em relação à utilização do perfil de lactato definido por Morton, para os diferentes géneros, ou a introdução das constantes que definem a curva

## 5.1. INTERFACE DO USUÁRIO

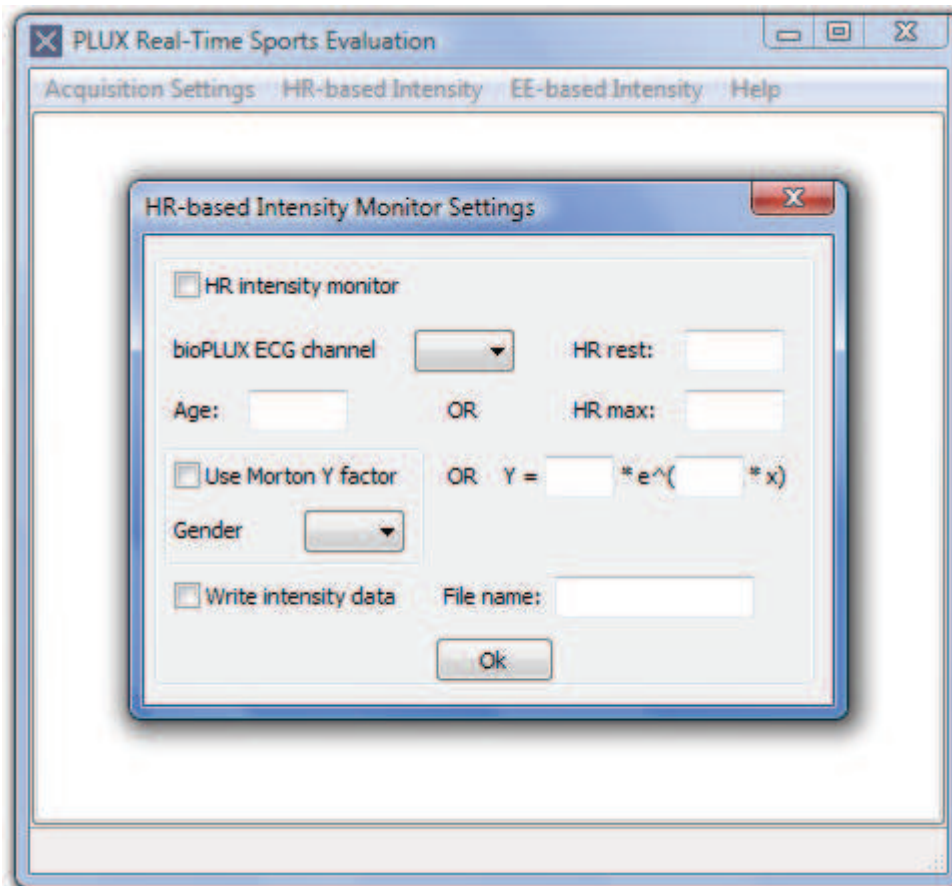


Figura 5.4: Janela “HR-based Intensity Monitor Settings”.

que descreve o perfil de lactato do atleta deve-se entre outros factos apresentados no capítulo 2.7, à variabilidade, entre indivíduos, das constantes que descrevem as curvas representativas da variação da concentração de lactato com a  $\Delta FCratio$ . Por esta razão é aconselhável, sempre que possível, a obtenção das constantes para a utilização da curva de variação da concentração de lactato com a  $\Delta FCratio$  do próprio atleta. Como a determinação desta curva não está acessível a todos os indivíduos, introduziu-se a possibilidade de utilizar um perfil de lactato genérico, definido por Morton, usado em diversos estudos.

Estas possibilidades têm como objectivo tornar a ferramenta mais eficaz, quando se introduz os parâmetros fisiológicos sem recurso a estimativas, permitindo aos atletas de alta competição uma mais correcta quantificação da intensidade, assim como a possibilidade de uso por todos os indivíduos pois permite monitorizar a intensidade sem recorrer a ambientes laboratoriais para extracção destes parâmetros fisiológicos.

O menu “EE-based Intensity”, Figura 5.5, permite seleccionar a utilização do algoritmo de intensidade pelo EE e escolher o canal em que se encontra o eixo z do acelerómetro e guardar os resultados de saída deste algoritmo. Deste modo, a utilização da avaliação da intensidade da performance do atleta pelo EE deve ser feita seleccionando a *checkbox*

## 5.1. INTERFACE DO USUÁRIO

“Energy Expenditure monitor”. Se o utilizador pretender guardar os dados obtidos através do algoritmo de intensidade pelo EE deverá seleccionar a *checkbox* “Write EE data”, sendo necessário a introdução do nome do ficheiro no qual serão guardados os dados adquiridos no campo “File name” para poder prosseguir para a janela principal da GUI do *PRTSE*.

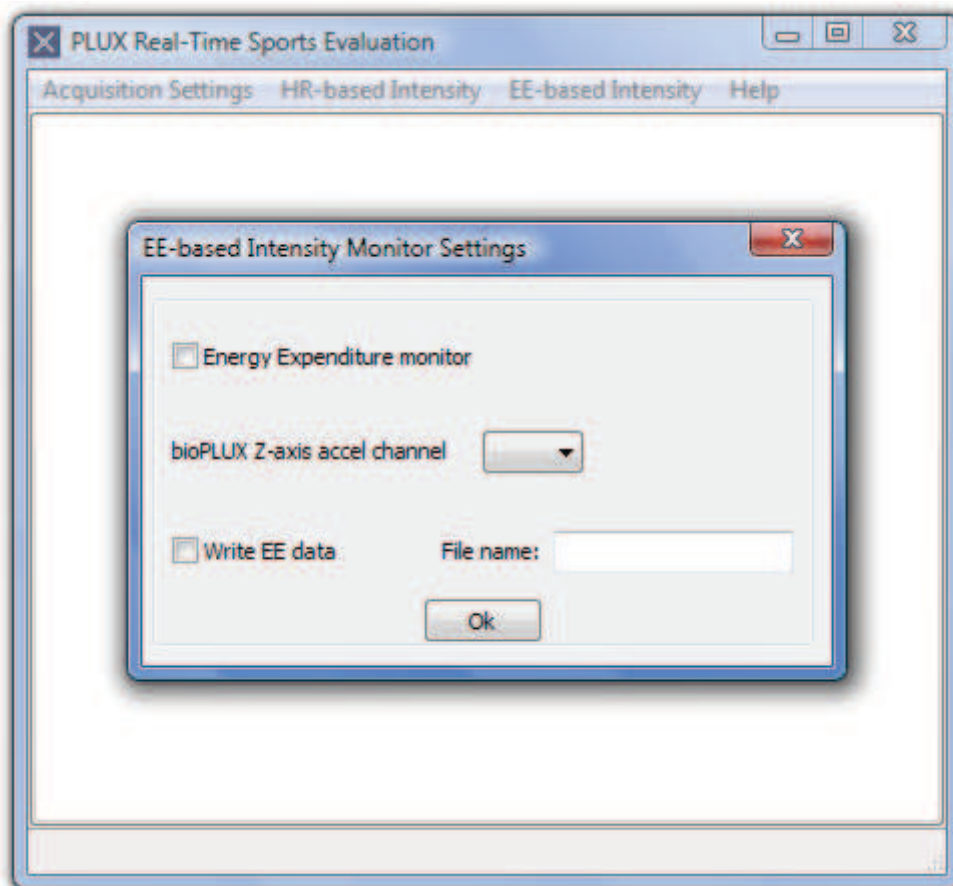


Figura 5.5: Janela “HR-based Intensity Monitor Settings”.

Após a definição de todas as funcionalidades a utilizar e para iniciar a avaliação da intensidade da actividade do atleta, o utilizador deve premir o botão *Play*. Esta acção gera um evento que permitirá compilar toda a informação necessária para inciar e correr o *PRTSE*.

## 5.1. INTERFACE DO USUÁRIO

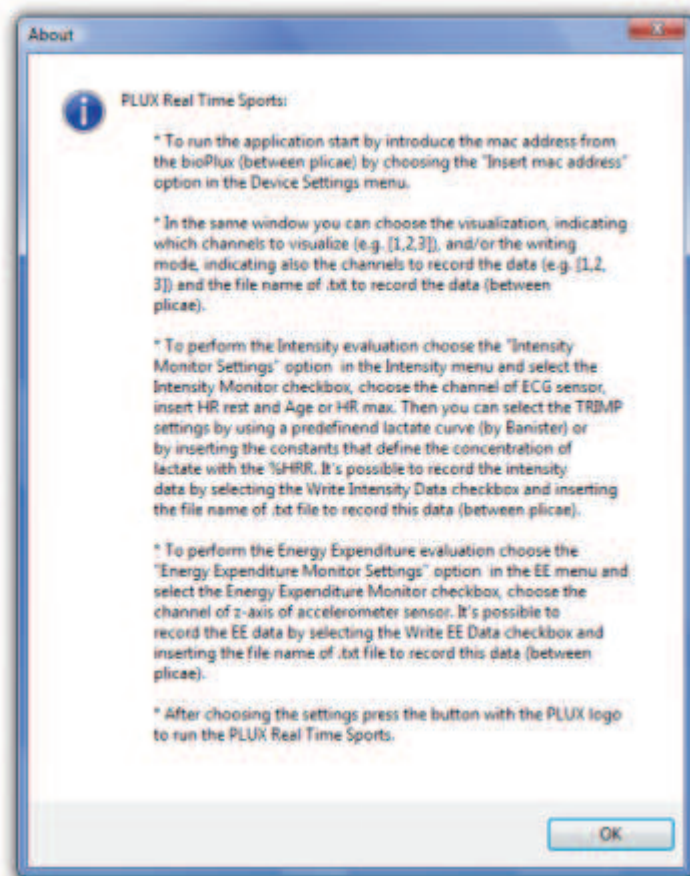


Figura 5.6: Janela de Ajuda.





## Capítulo 6

# Validação dos algoritmos de intensidade

Neste capítulo são apresentados os procedimentos e resultados da validação do algoritmo de estimativa de METs e da intensidade baseada na FC, em tempo-real.

### 6.1 Validação do algoritmo de METs

Nesta secção será descrito o processo de validação do algoritmo utilizado para a determinação dos  $counts \times min^{-1}$  do Actigraph, utilizando o sensor xyzPLUX, e da conversão para METs pelo modelo de Crouter [3], em tempo-real. O processo de validação envolveu a realização de diversas actividades. Os valores obtidos por este algoritmo foram comparados com os resultados de Crouter [3].

#### 6.1.1 Métodos

Para a validação do algoritmo foi realizado um conjunto de actividades que proporcionassem a maior gama possível de valores de METs. As actividades foram seleccionadas a partir do estudo de Crouter [3], de modo a ser possível comparar os resultados, tendo sido efectuadas por apenas um atleta. Estas actividades encontram-se apresentadas de seguida:

- Repouso
- Permanecer em pé e parado
- Sentado a trabalhar ao computador (Trab. computador)
- Arquivar papéis

## 6.1. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE METS

- Subir/descer escadas
- Andar a uma velocidade média de 4.9 km/h (Caminhada lenta)
- Andar a uma velocidade média de 6.2 km/h (Caminhada rápida)
- Correr a uma velocidade média de 9.5 km/h (Corrida lenta)

As actividades de Caminhada lenta e rápida e Corrida lenta foram realizadas em passeira rolante eléctrica, sendo a velocidade controlada pela mesma.

Cada actividade foi realizada uma vez, por um período de dez minutos. A ferramenta estima os METs a cada dez segundos, produzindo um total de 60 valores de METs, para cada actividade. Durante este período, foram também guardados os valores de  $counts \times min^{-1}$ .

Posteriormente, foram determinados os valores da média e desvio padrão dos counts/min e METs para cada actividade. Adicionalmente foi determinado o coeficiente de variação dos counts em 10 segundos (CV). Estes valores foram comparados com os valores de referência do Crouter.

Visto que o modelo de Crouter possui duas equações distintas, uma para actividades do dia-a-dia e desportivas, equação (6.3) e outra para caminhada e corrida, equação (6.2), a gravação dos valores de  $counts \times min^{-1}$  permitiu, também, estimar o valor de METs para cada actividade a partir dos valores médios de  $counts \times min^{-1}$  e CV obtidos.

Deste modo, se  $counts \times min^{-1} \leq 50$ :

$$EE = 1.0 \quad MET, \quad (6.1)$$

se  $counts \times min^{-1} > 50$  e  $CV \leq 10\%$  tem-se:

$$EE(METs) = 2.379833 \cdot [exp(0.00013529 \cdot counts/min)], \quad (6.2)$$

ou se  $counts \times min^{-1} > 50$  e  $CV = 0$  ou  $CV > 10\%$  então:

$$\begin{aligned} EE(METs) = & 2.330519 + (0.001646 \cdot counts/min) \\ & - [1.2017 \times 10^{-7} \cdot (counts/min)^2] \\ & + [3.3779 \times 10^{-12} \cdot (counts/min)^3] \end{aligned} \quad (6.3)$$

Este valor estimado permitiu, ainda, a sua comparação com os valores obtidos em tempo-real.

## 6.1. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE METS

### 6.1.2 Resultados e Discussão

Na Tabela 6.1 estão apresentados os valores da média e desvio padrão (SD) para os parâmetros *counts/min* e do CV, obtidos por Crouter e pelo *PRTSE*, para cada actividade.

Tabela 6.1: Resultados de counts por minuto e CV obtidos por Crouter e pelo *PRTSE* para as diferentes actividades.

Actividade	Crouter		PRTSE	
	counts/min	CV counts em 10 s	counts/min	CV counts em 10 s
Repouso	0.2 (0.5)	109.5 (226.8)	0.0 (0.0)	0.0 (0.0)
Permanecer de pé	13.4 (22.0)	235.3 (145.6)	0.1 (0.8)	0.0 (0.0)
Trab. computador	3.3 (7.7)	228.1 (234.8)	0.0 (0.0)	0.0 (0.0)
Arquivar papéis	59.8 (120.1)	186.4 (114.1)	24.2 (49.5)	190.2 (47.0)
Caminhada lenta	3600.8 (669.7)	5.4 (1.9)	2759.0 (101.2)	3.3 (0.9)
Caminhada rápida	5271.7 (828.6)	4.5 (2.0)	4502.6 (104.4)	2.4 (6.4)
Subir/descer escadas	3211.7 (621.3)	17.4 (9.3)	2755.0 (382.0)	13.5 (3.5)
Corrida lenta	8932.5 (1692.8)	7.0 (10.3)	8736.7 (257.2)	2.8 (0.7)

Na Tabela 6.2 são apresentados os valores médio e desvio padrão dos METs obtidos pelo Crouter, assim como, os obtidos pelo *PRTSE* e os valor de METs estimados a partir das equações 6.1, 6.2 e 6.3.

Tabela 6.2: Resultados de Crouter e do algoritmo de METs para as actividades.

Actividade	Crouter METs	PRTSE METs	Estimados counts/min médio
	Média (SD)	Média (SD)	
Repouso	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.00
Permanecer de pé	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.00
Trab. computador	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.00
Arquivar papéis	1.30 (0.67)	1.23 (0.56)	1.00
Caminhada lenta	3.73 (0.42)	3.46 (0.05)	3.46
Caminhada rápida	4.71 (0.58)	4.38 (0.06)	4.38
Subir/descer escadas	6.08 (1.29)	5.41 (1.15)	6.02
Corrida lenta	7.76 (0.96)	7.76 (0.27)	7.76

A partir da Tabela 6.1 é possível observar que os valores de *counts/min*, obtidos pelo Crouter e *PRTSE*, na actividade de Repouso, são inferiores a 50, pelo que, de acordo com as condições definidas para as equações (6.1), (6.2) e (6.3), o valor de METs para o *PRTSE* deve ser igual a 1. Pela Tabela 6.2 é possível observar que o valor esperado de METs corresponde ao valor obtido pelo *PRTSE*.

Para as actividades Permanecer de pé e Trabalhar ao computador, os valores de *counts/min* obtidos pelo Crouter e pelo *PRTSE* são inferiores a 50, sendo esperado que nestas actividades o valor METs calculado pelo *PRTSE* seja igual a 1, de acordo com a equação (6.1). Este valor esperado corresponde ao valor obtido pelo *PRTSE* (Tabela 6.2). Apesar de se observar uma

## 6.1. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE METS

diferença de 13.3 *counts/min* entre o *PRTSE* e o Crouter esta diferença não é significativa, dado que os valores de METs obtidos são iguais para o *PRTSE* como para o Crouter (Tabela 6.2).

Para a actividade de Arquivar papéis verifica-se que os valores de *counts/min* obtidos pelo *PRTSE* é inferior a 50, pelo que seria espectável que, nesta actividade, o valor de METs fosse igual a 1, pela equação (6.1). Contudo, pelo desvio padrão dos *counts/min* para esta actividade, é possível verificar que o limite superior de *counts/min* excede 50 *counts/min*. Este facto, faz com que o algoritmo mude o seu comportamento durante esta actividade, ou seja, o algoritmo vai alternando entre as equações (6.1) e (6.3), de acordo com as condições matemáticas que vão sendo verificadas em tempo-real. Esta situação ocorre devido às grandes variações nos valores de *counts/min* aquando da realização de actividades livres como é o caso da actividade Arquivar papéis.

Observa-se, ainda, pela Tabela 6.1, que a diferença de *counts/min* entre os resultados do *PRTSE* e de Crouter é 35.6 *counts/min*. Esta diferença produziu em termos de resultados de METs entre Crouter e o *PRTSE*, uma diferença de 0.07 METs que não é um valor significativo em termos do EE.

Para as actividades de Caminhada lenta e rápida e Corrida lenta constata-se que os valores de *counts/min* obtidos pelo *PRTSE* são inferiores aos de Crouter, com diferenças de 841.8, 769.1 e 195.8 *counts/min*, respectivamente. Verifica-se, também, que o valor de CV para estas três actividades é superior a 0 e inferior a 10 %, correspondendo à utilização da equação (6.2). Pela Tabela 6.2, é possível verificar que as diferenças entre os resultados de *counts/min* obtidos pelo *PRTSE* e pelo Crouter resultam em diferenças de valores de METs, entre ambos, de 0.27, 0.33 e 0 METs para cada uma das actividades, respectivamente. Desta forma, as diferenças encontradas nos *countst/min* não são significativas, dado que não se reflectem em variações ao nível dos METs e, conseqüentemente, a uma mudança no nível de intensidade da actividade física, de acordo com a Tabela 6.3.

Tabela 6.3: Classificação dos níveis de actividade de acordo com o valor de METs.

METs	Intensidade da actividade
$\leq 3$	Leve
$3 > \text{METs} \geq 6$	Moderada
$\text{METs} > 6$	Vigorosa

Para a actividade Subir/descer escadas verifica-se uma diferença de 456.7 *counts/min* entre os resultados do Crouter e do *PRTSE*. Como o valor de *counts/min* é superior a 50 e como o valor de CV é ligeiramente superior a 10% seria de esperar a utilização exclusiva da

## 6.2. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE INTENSIDADE PELA FC

equação (6.3). Contudo, o valor de CV é bastante importante dado que se encontra numa situação limite, ou seja,  $CV \leq 10\%$  e  $CV > 10\%$ . Tal situação pode reflectir-se numa mudança no comportamento do algoritmo em tempo-real, à semelhança do ocorrido para a actividade Arquivar papéis, ou seja, para a actividade Subir/descer escadas o algoritmo alterna entre a equação (6.2) e (6.3). Estes resultados vêm reforçar a ideia que para as actividades que implicam movimentos livres e/ou dependam fortemente da locomoção do indivíduo o nível de intensidade física pode modificar durante o exercício de acordo com a Tabela 6.3.

No entanto, de forma a aumentar a fiabilidade dos resultados obtidos e respectivas conclusões, deverão ser efectuados mais testes para a obtenção de valores que reflectam de melhor forma os valores da população em geral para estas actividades.

Procedeu-se, ainda, a uma análise instantânea dos valores de METs, verificando-se o correcto funcionamento do algoritmo, dado que os modelos matemáticos aplicados em tempo-real foram os correctos de acordo com as condições de counts/min e CV estabelecidas por Crouter.

Neste sentido, pode-se afirmar, preliminarmente, o correcto funcionamento deste algoritmo para a estimativa dos METs em tempo-real com base no modelo de Crouter.

No entanto, deverão ser efectuados mais testes utilizando simultaneamente o ActiGraph para confirmar os resultados obtidos pelo algoritmo com o dispositivo que esteve na base deste estudo.

## 6.2 Validação do algoritmo de intensidade pela FC

Neste capítulo será descrito o procedimento utilizado para a validação do algoritmo de intensidade pela FC. Desta forma, será descrito a validação do algoritmo de detecção dos picos-R e dos algoritmos para a determinação dos parâmetros de intensidade, FC,  $\%FC_{máx}$ ,  $\%FCR$  e TRIMP.

### 6.2.1 Métodos

Para verificar da exactidão do algoritmo de detecção dos picos-R e de determinação dos parâmetros de intensidade pela FC utilizaram-se sinais de ECG disponíveis na base de dados de sinais pública da PLUX - OpenSignals [46].

Utilizando os sinais de ECG determinaram-se o número total de picos-R por inspecção visual, o número de picos-R detectados correctamente pelo algoritmo e erros e falhas do mesmo.

## 6.2. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE INTENSIDADE PELA FC

Na validação do algoritmo utilizado para o cálculo da FC,  $\%FC_{máx}$ ,  $\%FCR$  e TRIMP foram utilizados os mesmos sinais da validação do algoritmo de detecção dos picos-R, contudo considerou-se separadamente cada um destes. Deste modo, utilizou-se um sinal de ECG adquirido numa situação de repouso (sinal 1) e um logo após a execução de actividade física (sinal 2).

Através destes dois sinais aplicaram-se as devidas equações de  $FC_i$ ,  $\%FC_{máx}$ ,  $\%FCR$  e TRIMP, de forma a verificar se o algoritmo estava a calcular correctamente os parâmetros em causa.

Para o cálculo de alguns destes parâmetros, foi utilizado uma  $FC_{máx}$  estimada para 23 anos e uma frequência cardíaca de repouso de 67 batimentos por minuto. Para estimar a  $FC_{máx}$  utilizou-se a equação  $FC_{máx} = 208 - 0.7 \times idade$ , obtendo-se um valor igual a 191.1 batimentos por minutos. No caso do TRIMP os valores do factor de Lactato, Y, foram calculados utilizando-se os coeficientes  $c$  e  $b$  determinados por Morton [31] para o sexo masculino.

### 6.2.2 Resultados e Discussão

A Tabela 6.4 apresenta os resultados relativos ao algoritmo de detecção dos picos-R.

Tabela 6.4: Eficácia do algoritmo de detecção dos picos-R.

Número total de picos-R	Número de picos-R detectados correctamente	Erros	Falhas
467	444	1	23

A partir da Tabela 6.4 é possível verificar que o algoritmo utilizado para a detecção dos picos-R não detectou 23 picos, ocorrendo ainda 1 erro na detecção de um pico, ou seja, foi detectado um pico-R que não correspondia a este evento. Face a estes resultados, a eficácia do algoritmo é cerca de 95 %, pelo que se pode concluir que as falhas detectadas não comprometem os resultados que dependem do número de picos-R num determinado intervalo de tempo.

Posteriormente, verificou-se, para os sinais 1 e 2, se os valores de FC,  $\%FC_{máx}$ ,  $\%FCR$  e TRIMP tinham validade em termos fisiológicos, ou seja, verificou-se se os valores obtidos estavam dentro dos intervalos fisiologicamente aceites para os parâmetros em causa. Deste modo, determinaram-se para o sinal 1 e 2 os respectivos valores máximos e mínimos, e a média e o desvio padrão para cada parâmetro, excepto para o TRIMP. Esta excepção deve-se ao facto de o TRIMP ser definido como uma dose a ser aplicada ao atleta, aquando da realização de treinos de resistência física. Neste sentido, esta dose é calculada através do valor cumulativo do TRIMP para cada sinal. Os resultados obtidos para a FC,  $\%FC_{máx}$  e

## 6.2. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE INTENSIDADE PELA FC

%FCR encontram-se nas Tabelas 6.5, 6.6 e 6.7, respectivamente.

Tabela 6.5: Valores médio, desvio padrão, máximo e mínimo da FC para os sinais 1 e 2.

FC	Máxima	Mínima	Média	Desvio Padrão
Sinal 1	89	70	76	3
Sinal 2	153	81	100	13

Tabela 6.6: Valores médio, desvio padrão, máximo e mínimo da %FC<sub>máx</sub> para os sinais 1 e 2.

%FC <sub>máx</sub>	Máxima	Mínima	Média	Desvio Padrão
Sinal 1	46.2	36.6	39.7	1.5
Sinal 2	79.5	42.4	52.2	6.6

Tabela 6.7: Valores médio, desvio padrão, máximo e mínimo da %FCR para os sinais 1 e 2.

%FCR	Máxima	Mínima	Média	Desvio Padrão
Sinal 1	17.3	2.6	7.4	2.4
Sinal 2	68.5	11.5	26.5	10.1

Pela Tabela 6.5, é possível observar, que para o sinal 1, os valores são aceitáveis para a condição de repouso visto encontrarem-se no intervalo entre os 60 e os 100 batimentos por minuto, considerado saudável para a maioria da população. Quando observados os valores relativos ao sinal 1 na Tabela 6.6, verifica-se que estes estão de acordo com os apresentados na Tabela 6.5 para a FC, dado que para um indivíduo de 23 anos, a FC<sub>máx</sub> é 191.1 bpm e como tal é possível esperar um valor médio de %FC<sub>máx</sub> de 39.7 %.

Para o sinal 2, é possível verificar que os valores obtidos são aceitáveis uma vez que o valor máximo da FC, obtida pelo *PRTSE*, encontra-se abaixo dos 85% da FC<sub>máx</sub>, (Tabela 6.6), valor máximo aconselhável para a população em geral. O valor máximo foi encontrado no início da aquisição, logo após o término do exercício, explicando, assim, seu o valor elevado. Devido ao valor de %FC<sub>máx</sub> ser superior a 70 % é possível afirmar que o exercício terá sido exigente a nível físico e terá sido realizado na zona de treino de resistência física, que segundo a literatura [47] está estabelecido para valores de %FC<sub>máx</sub> compreendidos entre 55 e 85 %. Observa-se, também, em ambos os parâmetros, FC e %FC<sub>máx</sub>, que o valor mínimo e médio são bastante inferiores ao valor máximo, isto é, para o caso da FC verifica-se uma diferença de 53 bpm entre o valor máximo e o valor médio e uma diferença de 72 bpm entre o valor máximo e o valor mínimo.

Em relação à %FC<sub>máx</sub>, a diferença entre o valor máximo e a média é de 27.3 %, sendo de 37.1 % entre o valor máximo e o valor mínimo. Estes resultados eram expectáveis pelo facto do indivíduo ter terminado a actividade e transitado para uma situação de repouso. Esta

## 6.2. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE INTENSIDADE PELA FC

transição é acompanhada por uma diminuição da FC, justificando as diferenças encontradas entre a média, mínimo e valor máximo.

Relativamente aos valores de %FCR da Tabela 6.7, verifica-se, para o sinal 1, que a diferença entre os valores de FC máxima e média de 13 bpm e entre a FC máxima e mínima de 19 bpm (Tabela 6.5) correspondem a uma diferença entre os valores máximo e médio e os valores máximo e mínimo da %FCR de 9.9 % e de 14.7 %, respectivamente.

Para o sinal 2, verifica-se que para a diferença entre os valores máximo e médio e os valores máximo e mínimo da FC de 53 e 72 bpm, respectivamente, obtém-se uma diferença de 42 % e 57 %. Estas diferenças são expectáveis pois o quociente calculado para obter este valor,  $\frac{FC - FC_{rep}}{FC_{máx} - FC_{rep}}$ , tem em conta a FC de repouso de 67 bpm. Este facto faz com que com uma pequena variação da FC se obtenha uma variação superior à verificada na %FC<sub>máx</sub> para as mesmas condições, explicando assim os valores obtidos.

Relativamente ao valor de TRIMP, para o sinal 1, com uma duração de aquisição de 189 segundos, o *PRTSE* obteve um valor de 10.4, ao passo que para o sinal 2, com uma duração de aquisição de 130 segundos, o *PRTSE* obteve um valor de 40.8. A partir destes resultados, é possível verificar que o valor de TRIMP obtido para o segundo sinal é bastante superior ao do primeiro, apesar da duração de aquisição do primeiro sinal ser superior. Estes resultados demonstram que o atleta, aquando da aquisição do sinal 2 este sujeito a uma carga de treino muito superior à situação do sinal 1, dado que para o sinal 2 obtém-se um valor de TRIMP superior para um período inferior.

Para o caso estudado, estes resultados eram expectáveis uma vez que o TRIMP é um parâmetro de avaliação da carga de treino a que o atleta foi submetido. Deste modo, estando o atleta em repouso quando o sinal 1 foi adquirido e num estado pós-esforço após a execução do exercício físico (sinal 2) o valor de TRIMP para o sinal 2 teria de ser de facto superior ao do sinal 1. Esta variação na intensidade das actividades é realçada não só pela FC, mas também é maioritariamente pela utilização do factor de lactato, responsável por dar um maior peso a actividades realizadas a frequências cardíacas mais elevadas.

Apesar do exemplo estudado ser bastante simples em termos de análise do TRIMP, os resultados permitem, igualmente, concluir que, para situações de treino, o TRIMP revela ser um parâmetro importante para a avaliação do treino do atleta, dado que proporciona uma avaliação tanto instantaneamente como ao longo do tempo sobre a resposta do atleta às cargas de treino aplicadas. Tal facto possibilita a personalização do treino de acordo com as necessidades e respostas físicas e fisiológicas. Acresce a esta situação, o facto de o TRIMP poder ser utilizado para determinar a condição física e o estado de fadiga do atleta durante



## 6.2. VALIDAÇÃO DO ALGORITMO DE INTENSIDADE PELA FC

a execução do treino.

Desta modo, a combinação da FC,  $\%FC_{máx}$  e  $\%FCR$  com o TRIMP torna o *PRTSE* uma ferramenta relevante para o estudo da performance de atletas de alta-competição, uma vez que disponibiliza valores fisiológicos para personalizar o treino de cada atleta e, assim, aumentar o seu rendimento desportivo

Desta forma, através dos resultados obtidos pode-se concluir que a ferramenta *PRTSE* foi correctamente desenvolvida e implementada, possuindo elevado potencial para ser utilizada em diversas modalidades desportivas, dado que possibilita a avaliação da performance dos atletas em tempo-real através de diversos parâmetros fisiológicos



# Capítulo 7

## Conclusão

### 7.1 Resultados Gerais

Neste trabalho era proposto o desenvolvimento de uma ferramenta de monitorização e avaliação da performance do atleta. Desta forma, foi desenvolvida uma ferramenta, o PLUX Real-Time Sports Evaluation, que permite a aquisição de sinais fisiológicos, o seu processamento, a visualização de ambos os dados e a avaliação da performance em tempo-real, e a escrita de todos os dados em ficheiros para posterior análise.

Estas capacidades constituem uma mais valia para o treinador porque o *PRTSE* possibilita a visualização de diversos sinais e o resultado do seu processamento em tempo-real, aliados a uma avaliação da performance do atleta através de diversos parâmetros. A avaliação permite ao atleta e treinador verificar, em tempo-real, se o programa de treino está a ser cumprido ou se serão necessários ajustes, podendo ser aplicados no próprio momento.

A avaliação da intensidade da actividade física em tempo-real pode ser efectuada com base na frequência cardíaca e/ou dispêndio energético. Deste modo, foram implementados algoritmos de detecção dos picos-R, cálculo dos parâmetros cardíacos, cálculo de counts/min e METs em tempo-real.

A avaliação e validação destes algoritmos foram também estudados durante este trabalho. O algoritmo responsável pela detecção de picos-R em tempo-real foi testado e determinou-se a sua eficácia, tendo sido obtido um valor de cerca 95%. Os parâmetros cardíacos calculados a partir dos picos-R foram verificados e determinou-se o correcto funcionamento do algoritmo para a obtenção destes parâmetros. Verificou-se, ainda, que o algoritmo responsável por determinar os valores de METs em tempo-real processa correctamente os sinais de acelerometria, determinando correctamente os valores de METs.

A avaliação da intensidade por esta ferramenta permite não só a avaliação de atletas de

## 7.2. TRABALHO FUTURO

alta competição, mas também de atletas não profissionais.

O *PRTSE* dispõe ainda de uma interface gráfica de utilizador que permite uma fácil utilização.

O trabalho descrito na presente dissertação culminou com a submissão de um artigo científico na conferência internacional BIOSTEC 2012, estando actualmente em fase de avaliação. O artigo submetido encontra-se no Apêndice A. Além deste artigo, o presente trabalho proporcionou ainda uma colaboração externa com o Brasil incidindo no processamento e análise de sinais de electromiografia (Apêndice B).

A necessidade de obtenção de resultados por parte dos atletas de alta competição e um melhor acompanhamento da actividade física de atletas não-profissionais leva a uma necessidade cada vez maior da avaliação do esforço a que estes estão sujeitos. Uma avaliação em tempo-real possibilita um ajuste constante mediante as respostas fisiológicas do atleta ao esforço que lhe está ser exigido. Desta forma, ser capaz de contribuir com esta nova ferramenta de avaliação da intensidade do esforço físico para um avanço no campo das ferramentas de apoio ao desporto foi uma experiência muito interessante, enriquecedora e pedagógica.

## 7.2 Trabalho Futuro

O trabalho apresentado deixa em aberto vários aspectos possíveis de melhoria. Estas melhorias estão relacionadas com o aspecto visual da ferramenta e com a avaliação da performance do atleta, sendo apresentadas ao longo desta secção.

Relativamente às possíveis melhorias do aspecto visual da ferramenta estas compreendem:

- Visualização dos parâmetros de avaliação e dos sinais em janelas diferentes – retirar o texto com os valores numéricos dos parâmetros de avaliação da performance do atleta da janela de visualização dos sinais para permitir uma melhor percepção dos sinais e dos parâmetros.
- Reorganização da janela quando o número de sinais é bastante elevado – estudar a possibilidade de alterar os canais a visualizar durante a avaliação porque quanto mais sinais se quer visualizar menor a resolução de cada sinal. Esta reorganização pode passar por ter os canais escolhidos para visualização em miniatura e ter um dos canais a ser visualizado em maior escala e este poder ser alterado a qualquer instante.
- Introduzir na GUI a capacidade de utilização de dois *bioPLUX* e de realização de processamento genérico.

## 7.2. TRABALHO FUTURO

Relativamente à avaliação da performance do atleta, pretende-se, ainda, realizar testes com o ActiGraph com o intuito de verificar a correcta determinação dos *counts/min*.

Uma potencial e possível optimização desta ferramenta será desenvolver um modelo que, a partir dos três eixos do acelerómetro, permita a obtenção dos valores de METs, contemplando toda a gama de valores.

Acresce às melhorias mencionados anteriormente, a possibilidade de adaptação da ferramenta para um ambiente *web-based* e criação de perfil de atletas com a obtenção de relatórios após cada treino e gráfico de evolução dos parâmetros medidos.



# Bibliografia

- [1] N. Nunes, “Algorithms for time series clustering applied to biomedical signals,” Master’s thesis, Faculdade de Ciências e Tecnologias da Universidade Nova de Lisboa, 2011.
- [2] J. Achten and A. Jeukendrup, “Heart rate monitoring: applications and limitations,” *Sports Medicine*, vol. 33, no. 7, pp. 517–538, 2003.
- [3] S. Crouter, K. Clowers, and D. Bassett, “A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure,” *Journal of applied physiology*, vol. 100, no. 4, p. 1324, 2006.
- [4] R. Robergs and R. Landwehr, “The surprising history of the “HRmax= 220-age” equation,” *Journal of Exercise Physiology Online*, vol. 5, no. 2, pp. 1–10, 2002.
- [5] ActiGraph, “GT3X + Activity Monitor [online] Disponível em: <http://www.theactigraph.com/products/gt3x-plus/> [Acedido a 21 de Julho 2011],” 2011.
- [6] ActiGraph, “GT3X Activity Monitor [online] Disponível em: <http://www.theactigraph.com/products/gt3x/> [Acedido a 21 de Julho 2011],” 2011.
- [7] POLAR, “PRODUCTS - Heart Rate Monitors [online] Disponível em: <http://www.polar.fi/en/products> [Acedido a 19 de Julho 2011],” 2011.
- [8] R. Lutz, M. Stults-Kolehmainen, and J. Bartholomew, “Stages of Change and the Stress-Exercise Participation Relationship,” *Psychology of Sport and Exercise*, 2010.
- [9] H. Silva, G. Martins, S. Palma, P. Mil-Homens, and M. Valamatos, “An automated athlete performance evaluation system. from theory to practice,” *Proceedings of Biodevices 2009*, 2009.
- [10] F. Caputo, C. C. Greco, and B. S. Denadai, “Efeitos do estado e especificidade do treinamento aeróbio na relação %VO<sub>2</sub>max versus %FCmax durante o ciclismo,” *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, vol. 84, pp. 20 – 23, 01 2005.

## BIBLIOGRAFIA

- [11] M. Jette, K. Sidney, and G. Blümchen, “Metabolic equivalents (mets) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity,” *Clinical cardiology*, vol. 13, no. 8, pp. 555–565, 1990.
- [12] B. Ainsworth, W. Haskell, A. Leon, D. Jacobs, H. Montoye, J. Sallis, and R. Paffenbarger, “Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities,” *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 25, pp. 71–71, 1993.
- [13] K. Chen and M. Sun, “Improving energy expenditure estimation by using a triaxial accelerometer,” *Journal of applied Physiology*, vol. 83, no. 6, p. 2112, 1997.
- [14] C. Bouten, K. Westerterp, M. Verduin, and J. Janssen, “Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 26, no. 12, p. 1516, 1994.
- [15] K. Chen, S. Acra, K. Majchrzak, C. Donahue, L. Baker, L. Clemens, M. Sun, and M. Buchowski, “Predicting energy expenditure of physical activity using hip-and wrist-worn accelerometers,” *Diabetes technology & therapeutics*, vol. 5, no. 6, pp. 1023–1033, 2003.
- [16] PLUX - Wireless Biosignals, “PLUX - Systems [online] Disponível em: <http://www.plux.info/systems> [Acedido a 14 de Julho 2011],” 2007.
- [17] PLUX - Wireless Biosignals, “bioPLUX research user manual [online] Disponível em: [http://www.plux.info/files/ftp/docs/manual\\_bioPLUXresearch.pdf](http://www.plux.info/files/ftp/docs/manual_bioPLUXresearch.pdf) [Acedido a 14 de Julho 2011],” 2007.
- [18] J. Bronzino, *Biomedical engineering and instrumentation: basic concepts and applications*. PWS Engineering, 1986.
- [19] G. Clifford, *Signal processing methods for heart rate variability*. PhD thesis, Citeseer, 2002.
- [20] Sociedade Brasileira de Diabetes, “Intensidade da Atividade Física [online] Disponível em: <http://www.diabetes.org.br/component/content/article/56-para-iniciantes/163-intensidade-da-atividade-fisica> [Acedido a 19 de Julho 2011],” 2011.
- [21] F. Nakamura, L. Soares-Caldeira, N. Okuno, A. Moreira, and H. Simões, “Métodos de quantificação de carga de treinamento em exercício realizado no máximo estado estável de lactato. doi: <http://dx.doi.org/10.5016/1980-6574.2010.v16n2p311>,” *Motriz. Revista de Educação Física. UNESP*, vol. 16, no. 2, pp. 311–319, 2010.



## BIBLIOGRAFIA

- [22] H. Tanaka, K. Monahan, and D. Seals, “Age-predicted maximal heart rate revisited,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 37, no. 1, p. 153, 2001.
- [23] W. Miller, J. Wallace, and K. Eggert, “Predicting max HR and the HR- $\dot{V}O_2$  relationship for exercise prescription in obesity,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 25, no. 9, p. 1077, 1993.
- [24] B. Londeree, T. Thomas, G. Ziogas, T. Smith, and Q. Zhang, “% $\dot{V}O_{2\max}$  versus %HRmax regressions for six modes of exercise,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 27, no. 3, p. 458, 1995.
- [25] M. Gulati, L. Shaw, R. Thisted, H. Black, C. Bairey Merz, and M. Arnsdorf, “Heart Rate Response to Exercise Stress Testing in Asymptomatic Women: The St. James Women Take Heart Project,” *Circulation*, vol. 122, no. 2, p. 130, 2010.
- [26] A. Stand, “The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults,” *Med Sci Sports Exerc*, vol. 30, no. 6, pp. 975–91, 1998.
- [27] J. Karvonen and T. Vuorimaa, “Heart rate and exercise intensity during: sports activities: practical application,” *Sports medicine*, vol. 5, no. 5, pp. 303–311, 1988.
- [28] J. Borresen and M. Lambert, “The Quantification of Training Load, the Training Response and the Effect on Performance,” *Sports Medicine*, vol. 39, no. 9, pp. 779–795, 2009.
- [29] N. Uth, H. Sørensen, K. Overgaard, and P. Pedersen, “Estimation of  $\dot{V}O_{2\max}$  from the ratio between HR max and HR rest—the Heart Rate Ratio Method,” *European Journal of Applied Physiology*, vol. 91, no. 1, pp. 111–115, 2004.
- [30] J. Smolander, T. Juuti, M. Kinnunen, K. Laine, V. Louhevaara, K. Männikkö, and H. Rusko, “A new heart rate variability-based method for the estimation of oxygen consumption without individual laboratory calibration: Application example on postal workers,” *Applied Ergonomics*, vol. 39, no. 3, pp. 325–331, 2008.
- [31] R. Morton, J. Fitz-Clarke, and E. Banister, “Modeling human performance in running,” *Journal of applied Physiology*, vol. 69, no. 3, p. 1171, 1990.
- [32] M. Mathie, A. Coster, N. Lovell, and B. Celler, “Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement,” *Physiological measurement*, vol. 25, p. R1, 2004.

## BIBLIOGRAFIA

- [33] A. Godfrey, R. Conway, D. Meagher, and G. ÓLaighin, “Direct measurement of human movement by accelerometry,” *Medical engineering & physics*, vol. 30, no. 10, pp. 1364–1386, 2008.
- [34] K. Campbell, P. Crocker, and D. McKenzie, “Field evaluation of energy expenditure in women using tri-trac accelerometers,” *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 34, no. 10, p. 1667, 2002.
- [35] S. Crouter, J. Churilla, and D. Bassett, “Estimating energy expenditure using accelerometers,” *European journal of applied physiology*, vol. 98, no. 6, pp. 601–612, 2006.
- [36] Actigraph, “Actigraph Support - What are counts? [online] Disponível em: <http://support.theactigraph.com/faq/counts> [Acedido a 21 de Julho 2011],” 2011.
- [37] ActiGraph, “ActiGraph <sup>TM</sup>[online] Disponível em: <http://www.theactigraph.com> [Acedido a 21 de Julho 2011],” 2011.
- [38] ActiGraph, “ActiGraph - Products [online] Disponível em: <http://www.theactigraph.com/products/> [Acedido a 21 de Julho 2011],” 2011.
- [39] P. Kaikkonen, E. Hynynen, T. Mann, H. Rusko, and A. Nummela, “Can HRV be used to evaluate training load in constant load exercises?,” *European journal of applied physiology*, vol. 108, no. 3, pp. 435–442, 2010.
- [40] H. Bates, *Daily Physical Activity for Children and Youth: A Review and Synthesis of the Literature*. 2006.
- [41] S. Crouter, P. Schneider, M. Karabulut, and D. Bassett JR, “Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost,” *MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE*, vol. 195, no. 9131/03, pp. 3508–1455, 2003.
- [42] POLAR, “POLAR - Listen to your body [online] Disponível em: <http://www.polar.fi/en/> [Acedido a 21 de Julho 2011],” 2011.
- [43] P. Montgomery, D. Green, N. Etxebarria, D. Pyne, P. Saunders, and C. Minahan, “Validation of heart rate monitor-based predictions of oxygen uptake and energy expenditure,” *Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 23, no. 5, pp. 1489–1495, 2009.
- [44] PLUX - Wireless Biosignals, “SYNCPLUX[online] Disponível em: <http://www.plux.info/syncplux> [Acedido a 14 de Julho 2011],” 2007.

## BIBLIOGRAFIA

- [45] J. Pan and W. Tompkins, “A real-time qrs detection algorithm,” *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, no. 3, pp. 230–236, 1985.
- [46] OpenSignals, “OpenSignals[online] Disponível em: <http://www.opensignals.net/> [Acedido a 12 de Setembro 2011],” 2011.
- [47] M. Quist, M. Rorth, M. Zacho, C. Andersen, T. Møller, J. Midtgaard, and L. Adamsen, “High-intensity resistance and cardiovascular training improve physical capacity in cancer patients undergoing chemotherapy,” *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 16, no. 5, pp. 349–357, 2006.



## Apêndice A

# Publicações

No âmbito do trabalho descrito nesta dissertação, foi submetido na conferência internacional BIOSTEC 2012 o artigo científico “PLUX REAL-TIME SPORTS EVALUATION: A New Real-Time Tool for Sports Evaluation”.

# PLUX REAL-TIME SPORTS EVALUATION

## *A New Real-Time Tool for Sports Evaluation*

João Santinha<sup>1</sup>, Rui Santos<sup>1</sup>, Joana Sousa<sup>2</sup> and Hugo Gamboa<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Physics Department, FCT - New University of Lisbon, 2829-516, Caparica, Portugal

<sup>2</sup>PLUX, Wireless Biosignals, S.A., Avenida 5 de Outubro n 70 - 6, 1050-059 Lisboa, Portugal  
joao.santinha@gmail.com, {rsantos, jsousa, hgamboa}@plux.info

Keywords: Sports, Real-time, Intensity, Evaluation, METs, Crouter, HR, %HR<sub>max</sub>, %HRR, TRIMP.

Abstract: In this paper we present a new tool for athletes performance evaluation in real-time using two different physiological signals (ECG and activity level). The level of activity was subjected to a validation protocol, in which metabolic equivalent tasks (METs) values were extracted in real-time from a body-acceleration signal. METs values were obtained from various lifestyle and sporting activities, and compared with the results from the reference work (Crouter (Crouter et al., 2006b)) for the same activities. The results obtained showed correlation with the Crouter model; With the results we can conclude that PLUX Real-Time Sports Evaluation allows the assessment of the athlete performance based on ECG and accelerometer signals, being a versatile tool, which can be used by sports professionals and non-professionals.

## 1 INTRODUCTION

The need to obtain results in sports and a sustained evolution of athlete's physical condition lead to continuous training assessment.

Athletic performance is evaluated by measuring specific variables which provide information about the athlete physical condition (Morrow Jr et al., 2010). Providing feedback to the athlete is a major factor in the improvement of sport skill performance. Recently, advances in technology have made possible to augment and improve the level of feedback athletes receive during training and competition (Liebermann et al., 2002). Nowadays this feedback can provide the athlete and the coach with a real-time assessment tool of the athlete's performance.

### 1.1 Athlete's Performance Evaluation

To evaluate the athlete's performance, three basic factors must be controlled: duration, frequency and intensity. Duration is defined as the number of minutes per training session, frequency the number of training sessions per week, and intensity the amount of effort that the body is exposed during the performance of a certain task (Sociedade Brasileira de Diabetes, 2011). However, while duration and frequency are easily measured, the intensity is not. The amount of effort can be assessed using internal, external loads or

both. Since the same external load applied to different athletes can frequently produce different physiological responses, the importance of assessing internal load has increased. The intensity assessed using internal load parameters is usually estimated through physiological parameters, such as:

- Heart Rate (HR)
- Percentage of maximum Heart Rate (%HR<sub>max</sub>) (Robergs and Landwehr, 2002; Miller et al., 1993)
- Percentage of Heart Rate reserve (%HRR) (Borresen and Lambert, 2009)
- Training Impulse (TRIMP) (Morton et al., 1990; Borresen and Lambert, 2009; Nakamura et al., 2010)
- Metabolic Equivalent Task (MET) is utilized to quantify the intensity in terms of the energy expenditure (EE). A MET is defined as the resting metabolic rate, that is, the amount of oxygen consumed at rest.

METs can be obtained from the magnitude of the accelerometer signal. Using this magnitude the algorithm calculates the Counts that are then converted into METs. The conversion of Counts (Actigraph, 2011) to METs is performed through a non-linear signal processing algorithm. This processing algorithm correlates Counts values with MET values using two regression equa-

tions based on the method described by Crouter et al. (Jette et al., 1990; Crouter et al., 2006a).

In the present work, a new tool to assess in real-time the athlete's performance is presented. This tool allows the acquisition, visualization and processing of biosignal in real-time, providing feedback of physiological parameters both for athletes and coaches, in order to evaluate the athlete's performance.

The rest of the paper is organized as follows: Section 2 describes the PLUX Real-Time Sports Evaluation tool; Section 3 presents the Graphical User Interface; Section 4 describes the validation procedure of METs real-time algorithm; Section 5 details the main results and Sections 6 and 7 highlights the main results and future work respectively.

## 2 PLUX REAL-TIME SPORTS EVALUATION

PLUX Real-Time Sports Evaluation (PRTSE) is a tool to assess athlete's performance in real-time. This tool was implemented and built in independent blocks, which are responsible for different options (visualization, processing, saving data). The processing option features two types of algorithms to compute intensity in real-time based on Heart Rate (HR-based Intensity) and accelerometer signal (Accelerometer-based Intensity).

### 2.1 HR-based Intensity

The HR-based intensity block processes, in real-time, an ECG signal, in order to calculate the  $\%HR_{max}$ ,  $\%HRR$  and TRIMP. For that, from the ECG signal, R-peaks are detected using a buffer which contains the acquired data from an ECG sensor. The R-peaks will be used for calculating the R-R intervals in order to obtain HR, in beats-per-minute (BPM). With HR,  $\%HR_{max}$ ,  $\%HRR$  and TRIMP are calculated.

The real-time ECG signal processing starts by computing the R-peaks, from a buffer containing data acquired with an ECG sensor.

#### 2.1.1 HR-based Intensity Real-time Algorithms

The algorithm used for detecting R-peak is based on a method developed by Pan and Tompkins (Pan and Tompkins, 1985).

The heart rate monitors show a relatively stable HR between measures, by computing a mean R-R interval to reduce the heart rate variability between R-peaks (Achten and Jeukendrup, 2003). Therefore, PRTSE obtains the R-R intervals from a 4 seconds

buffer and the HR and other HR-related parameters are computed, and shown every 2 seconds.

The algorithm computes the HR from consecutive R-peaks from equation 1:

$$HR_i = \frac{60}{(R_i) - (R_{i+1})} \quad (1)$$

with  $R_i$  being the time instant where beat  $i$  was detected and  $HR_i$  being HR calculated from the  $i$ -th R-R interval, with  $i$  ranging from 1 to number of peaks-R - 1 in the 4 seconds ECG-signal buffer. A mean HR,  $HR_{mean}$ , is obtained in each 2 seconds using the  $HR_i$  obtained from the 4 seconds buffer.

Using  $HR_{mean}$ , the algorithm will compute the following parameters through equations 2,3 and 4 in each 4 seconds from the ECG-signal buffer:

$$\%HR_{max} = \frac{HR_{mean} \times 100}{HR_{max}} \quad (2)$$

$$\%HRR = \frac{HR_{mean} - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \times 100 \quad (3)$$

$$TRIMP = \frac{HR_{mean} - HR_{rest}}{HR_{max} - HR_{rest}} \times \Delta t \times Y \quad (4)$$

where the  $\Delta t_i$  is 2 seconds since this value is calculated and accumulated each 2 seconds and  $Y_i$  is the lactate profile determined using the athletes gender and the  $\Delta HR_{ratio}$ .

### 2.2 Accelerometer-based Intensity

Accelerometer-based intensity block runs a real-time algorithm for accelerometer signal processing. There are several equations available to predict the METs based on accelerometer-data (Rothney et al., 2008; Crouter et al., 2006b; Crouter et al., 2006a). The algorithm of Accelerometer-based intensity block obtains the Actgraph's  $counts \times min^{-1}$  (Actigraph, 2011) and calculates the corresponding METs using the model of Crouter (Crouter et al., 2006b).

#### 2.2.1 Accelerometer-based Intensity Real-time Algorithms

For the algorithm developed in the present work, a real-time band-pass filter was implemented based on a Infinite Impulse response model expressed as follows:

$$y[n] = \frac{1}{a_0} \left( \sum_{i=0}^R b_i x[n-i] - \sum_{j=1}^S a_j Y[n-j] \right) \quad (5)$$

where  $R$  is the feedforward filter order,  $b_i$  are the feedforward filter coefficients,  $S$  is the feedback filter

order,  $a_i$  are the feedback filter coefficients,  $x[n]$  is the input signal and  $y[n]$  is the output.

So this filter records and uses the last input and output samples,  $x[n-1] \dots x[n-R]$  e  $y[n-1] \dots y[n-S]$ , respectively, and update them each new sample acquired.

The coefficients  $b_i$  and  $a_i$  are determined for a band-pass Butterworth of 4<sup>th</sup> order with corner frequencies of 0.25 and 2.5 Hz.

Then, filtered signal is subsampled at 10 Hz and the  $counts \times min^{-1}$  and the coefficient of variation,  $c_v = \frac{\sigma}{\mu}$  of  $counts$  are determined each 10 seconds over a period of one minute. Using the obtained values of  $counts \times min^{-1}$  and  $c_v$ , the METs value is determined using Crouter's model (Crouter et al., 2006b).

The output values presented to the user, in visualization, are the METs. If the user chooses to write the data from Accelerometer-based intensity block, the parameters recorded are the  $counts \times min^{-1}$  and METs.

### 3 GRAPHICAL USER INTERFACE (GUI)

In order to create user-friendly tool, a graphical user interface (GUI) was developed.

The features in this tool allow an athlete evaluation, enabling its use by professional and non-professional athletes. This is possible since the tool can compute estimated-parameters using age and gender of athlete.

#### 3.1 The User Interface

This interface was designed to be available both for professional and amateur athletes. It has four different menus, as represented by Figure 1:

- the "Acquisition Settings" menu,
- the "HR-based Intensity" menu,
- the "EE-based Intensity" menu,
- the "Help" menu.

It also has a play button, in the center of the window, that when pressed compiles the information given by the user in the three first menus and starts the acquisition and evaluation of the athlete's performance.

##### 3.1.1 Acquisition Settings

In the "Acquisition Settings" menu, Figure 2, a "Basic Functions Settings" option allow to open "Settings"

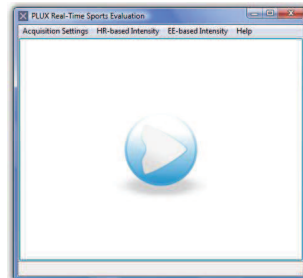


Figure 1: PLUX Real-Time Sports Evaluation GUI's main window.

window, Figure 3. In this window, user must insert bioPLUX settings (PLUX - Wireless Biosignals, 2007a), choose to visualize, indicating which channel to visualize, and to write in a .txt file the data from the selected channels. The bioPLUX is a wireless biosignals acquisition unit, which sends data in real-time and via Bluetooth to a computational device.

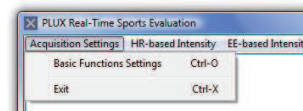


Figure 2: "Acquisition Settings" menu.

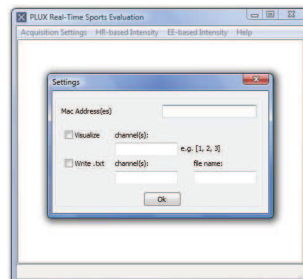


Figure 3: GUI's basic functions setting window.

#### 3.2 HR-based Intensity

The "HR-based Intensity" menu, Figure 1, opens a window, "HR-based Intensity Monitor Settings", Figure 4. This window allows the user to select the HR-based Intensity monitor, indicating the channel of the



bioPLUX in which the ECG sensor is connected, and the athlete's rest HR.

In the "HR-based Intensity Monitor Settings" window the user can also choose to use a predicted  $HR_{max}$ , by inserting the athlete's age, or to use his measured  $HR_{max}$ . Another option is to use non-individual lactate factor for TRIMP calculation, indicating the gender, or to insert the constants that describe the athlete's lactate factor,  $Y$ .

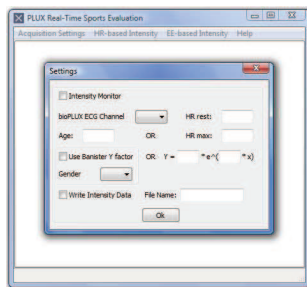


Figure 4: GUI's HR-based intensity monitor setting window.

In the "HR-based Intensity Monitor Settings" window the user can also choose to record the data obtained from the HR-based intensity monitor to a .txt file with the user's inserted name.

Using the measured values the accuracy increases, when compared with the use of estimated values, because  $HR_{max}$  is variable between individuals and depends on age, gender, lifestyle and type of training (Miller et al., 1993; Londeree et al., 1995; Tanaka et al., 2001; Roeborgs and Landwehr, 2002; Gulati et al., 2010) and none of the equation available to estimate the  $HR_{max}$  are capable of correctly predict this parameter for all individuals.

Nakamura (Nakamura et al., 2010) pointed that the use of a lactate factor,  $Y$ , based on measured values allows an individualisation of training load increasing the accuracy of the athlete's performance intensity evaluation, since it varies from individual to individual and, in the athlete, it changes with training.

### 3.3 EE-based Intensity

The "EE-based Intensity" menu opens the "EE-based Intensity Monitor Settings" window, Figure 5.

In the "EE-based Intensity Monitor Settings" window the user must choose to assess the intensity based on the EE, selecting the bioPLUX channel in which the Z-axis of the accelerometer is connected. The user

can also select to record the data obtained, inserting the name of the .txt file to be recorded, Figure 5.

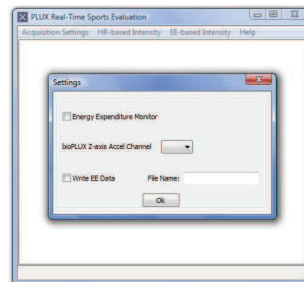


Figure 5: GUI's EE-based intensity monitor setting window.

Although the presented tool assess the performance of athletes based on the ECG and accelerometer signals, the lack of tools to evaluate in real-time the athlete's performance based on ECG parameters doesn't allow to compare our cardiovascular results with standard. However, from preliminar study no missing cycles were verified. This shows that used algorithm is a robust one with good accuracy; hence the cardiovascular parameters were extracted directly from the computed R-peaks. Thus, the validation of PRTSE outcomes is focused on METs procedures, which is reported by Crouter model, allowing the comparisons between our results and the literature.

## 4 METHODS

### 4.1 Acquisition system and sensors

To acquire the acceleration signal necessary for this validation a triaxial accelerometer sensor (ACC), xyz-PLUX, was used. The acquisition system used was the bioPLUX clinical (PLUX - Wireless Biosignals, 2007b). This system is wireless and is responsible for the signal's analog to digital conversion, using a 12 bit ADC, and bluetooth transmission of data to a computer. This system can acquire data at a maximum sampling rate of 1000 Hz.

Since the accelerometer-based intensity uses the inferior-superior axis, only the inferior-superior axis of the accelerometer was connected to the bioPLUX.

## 4.2 Procedures

To validate the real-time algorithm for METs calculation based on the model defined by Crouter (Crouter et al., 2006b) two sets (Set 1 and Set 2, as listed in Table 1) of various lifestyle and sporting activities were performed. These activities were selected based on those used by Crouter to validate his model.

For the first set, each of these activities were repeated five times, except walking up and down the stairs, walking at an average speed of 4.9 km/h and 6.2 km/h and running at an average speed of 9.5 km/h that were repeat two times.

Each repetition had a period of 10 minutes, producing a total of 60 METs values per repetition, since the algorithm determines the METs each 10 seconds.

The mean value and standard deviation of METs per min were calculated to compare with Crouter model results for each activity.

After that, modifications to the algorithm were made and a new set of activities were performed, this time with only one repetition. The values obtained from the algorithm were, again, compared with Crouter model.

## 5 RESULTS/DISCUSSION

Figure 6 and Table 2 shows the reported results (Crouter et al., 2006b) and PRTSE results of both sets, for each activity.

For the PRTSE's results of the first set of activities, it's possible to note that, for the first three activities, the results from our tool show equal values when compared with the results by Crouter (Crouter et al., 2006b) for the same activities.

In the Filling activity, the PRTSE overestimates the value of METs, when compared with the results from Crouter. This might be explained by a different intensity when performing this activity in the validation of PRTSE's METs algorithm. Since a work rate or intensity it's not defined for this activity, a different work rate or intensity might explained the difference between our results and Crouter's.

For the Ascending/Descending stairs activity, PRTSE showed a close value from Crouter's result for this activity. The difference between the results can also be explained by the differences in intensity of this activity performance.

For the Slow, Brisk walk and Slow run, an increase of METs values is verified. This trend is reported in the literature, since Crouter results show that there is an increase of the METs values with an increase of the activity intensity. Despite the same

trend, the obtained results are higher than Crouter's, but are correlated in most of the situation.

The overall difference in the results for walking and running may be due to the filter applied, possibly, because it allows higher frequencies than the Actigraph thus verifying the high levels of METs for these activities.

Therefore, another set of activities were performed using the METs algorithm with a lower upper cutoff frequency.

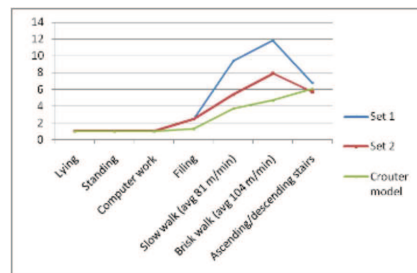


Figure 6: Results from Crouter and the two sets of activities.

The values of Lying, Standing and Computer work activities, from the second set of activities, estimated using the METs algorithm were not significantly different from the METs, in (Crouter et al., 2006b).

All other estimated values, using METs algorithm from PRTSE, overestimate the measured values presented by Crouter for these activities (Crouter et al., 2006b) with exception of Ascending/descending stairs that was underestimated. Although this results, it's possible to note that the overall results improve when compared with the results from the first set.

According to these results, we can state that our hypothesis concerning the filter was correct and the METs algorithm will need more adjustments to allow the use of the EE-based Intensity monitor from PRTSE.

## 6 CONCLUSIONS

The PRTSE represents a new tool capable of assessing athletes performance using different parameters, such as HR,  $\%HR_{max}$ ,  $\%HRR$ , TRIMP and METs, allowing a more complete evaluation. Concerning to METs results, in activities with high level of intensity, higher values than Crouter model were verified, showing the need of further adjustments in the filtering, in order to obtain results closer to Crouter model. This tool has a user friendly GUI, which allows to be used both by

professionals and non-professionals of sports. Furthermore, the tool is designed to be expanded with other parameters to enhance the proposed evaluation.

## FUTURE WORK

In the future work we plan to improve the EE-based intensity monitor algorithm based on the Crouter model and create our own METs model using the 3-axis accelerometer signal for various activities, trying to fill the gap of the Crouter model in activities with METs values between 1 and 2.4 METs.

Since this new tool is capable of expansion, we intend to allow the assessment of the athletes performance using other parameters, such as the critical velocity and power, instantaneous acceleration, velocity and distance.

## ACKNOWLEDGMENTS

This work was partially supported by National Strategic Reference Framework (NSRF-QREN) under project "LUL", and Seventh Framework Programme (FP7) program under project ICT4Depression, whose support the authors gratefully acknowledge.

## REFERENCES

- Achten, J. and Jeukendrup, A. (2003). Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Medicine*, 33(7):517–538.
- Actigraph (2011). Actigraph Support - What are counts? [online] Available at: <http://support.theactigraph.com/faq/counts> [Accessed 21 July 2011].
- Borresen, J. and Lambert, M. (2009). The Quantification of Training Load, the Training Response and the Effect on Performance. *Sports Medicine*, 39(9):779–795.
- Crouter, S., Churilla, J., and Bassett, D. (2006a). Estimating energy expenditure using accelerometers. *European journal of applied physiology*, 98(6):601–612.
- Crouter, S., Clowers, K., and Bassett, D. (2006b). A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *Journal of applied physiology*, 100(4):1324.
- Gulati, M., Shaw, L., Thisted, R., Black, H., Bairey Merz, C., and Arnsdorf, M. (2010). Heart Rate Response to Exercise Stress Testing in Asymptomatic Women: The St. James Women Take Heart Project. *Circulation*, 122(2):130.
- Jette, M., Sidney, K., and Blümchen, G. (1990). Metabolic equivalents (mets) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity. *Clinical cardiology*, 13(8):555–565.
- Liebermann, D., Katz, L., Hughes, M., Bartlett, R., McClements, J., and Franks, I. (2002). Advances in the application of information technology to sport performance. *Journal of Sports Sciences*, 20(10):755–769.
- Londeree, B., Thomas, T., Ziogas, G., Smith, T., and Zhang, Q. (1995). %VO<sub>2</sub>max versus % HRmax regressions for six modes of exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27(3):458.
- Miller, W., Wallace, J., and Eggert, K. (1993). Predicting max HR and the HR-[latin capital V with dot above] relationship for exercise prescription in obesity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25(9):1077.
- Morrow Jr, J., Jackson, A., Disch, J., and Mood, D. (2010). *Measurement and evaluation in human performance*. Human Kinetics Publishers.
- Morton, R., Fitz-Clarke, J., and Banister, E. (1990). Modeling human performance in running. *Journal of applied Physiology*, 69(3):1171.
- Nakamura, F., Soares-Caldeira, L., Okuno, N., Moreira, A., and Simões, H. (2010). Métodos de quantificação de carga de treinamento em exercício realizado no máximo estado estável de lactato. doi: <http://dx.doi.org/10.5016/1980-6574.2010.v16n2p311>. *Motriz. Revista de Educação Física. UNESP*, 16(2):311–319.
- Pan, J. and Tompkins, W. (1985). A real-time qrs detection algorithm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, (3):230–236.
- PLUX - Wireless Biosignals (2007a). bioPLUX research - user manual [online] Available at:

- [http://www.plux.info/files/ftp/docs/manual\\_bioPLUXresearch.pdf](http://www.plux.info/files/ftp/docs/manual_bioPLUXresearch.pdf)  
[Accessed 14 July 2011].
- PLUX - Wireless Biosignals (2007b). PLUX - Systems [online] Available at: <http://www.plux.info/systems> [Accessed 14 July 2011].
- Robergs, R. and Landwehr, R. (2002). The surprising history of the HRmax= 220-age equation. *Journal of Exercise Physiology Online*, 5(2):1–10.
- Rothney, M., Schaefer, E., Neumann, M., Choi, L., and Chen, K. (2008). Validity of physical activity intensity predictions by actigraph, actical, and rt3 accelerometers. *Obesity*, 16(8):1946–1952.
- Sociedade Brasileira de Diabetes (2011). Intensidade da Atividade Física [online] Available at: <http://www.diabetes.org.br/component/content/article/56-para-iniciantes/163-intensidade-da-atividade-fisica> [Accessed 19 July 2011].
- Tanaka, H., Monahan, K., and Seals, D. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 37(1):153.

Table 1: Routine and number of repetitions (Set 1 and Set 2).

Routine	Set 1 Repetitions	Set 2 Repetitions
Lying	5	1
Standing	5	1
Computer work	5	1
Filing articles	5	1
Slow walk (avg 81 m/min)	2	1
Brisk walk (avg 104 m/min)	2	1
Ascending/Descending stairs	2	1
Slow run (avg 159 m/min)	2	1

Table 2: Results from Crouter and the two sets of activities.

Activity	Crouter's Model	PRTSE 1 <sup>st</sup> Set	PRTSE 2 <sup>nd</sup> Set
	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
Lying	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)
Standing	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)
Computer work	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)	1.00 (0.00)
Filing	1.30 (0.67)	2.44 (0.05)	2.44 (0.06)
Slow walk (avg 81 m/min)	3.73 (0.42)	9.38 (0.54)	5.36 (1.31)
Brisk walk (avg 104 m/min)	4.71 (0.58)	11.83 (1.42)	7.89 (1.27)
Ascending/Descending stairs	6.08 (1.29)	6.77 (1.69)	5.72 (1.54)
Slow run (avg 159 m/min)	7.76 (0.96)	91.83 (5.81)	43.18 (9.00)



## Apêndice B

# Protocolos

No âmbito da validação do algoritmo de METs, foi utilizado um protocolo para o desempenho das actividades propostas. Neste apêndice é, também, apresentado o protocolo de processamento de dados de electromiografia da Dra. Ingrid Quartarolo

## Protocolo de realização das actividades

### Métodos

#### *Sujeito*

Um participante com 23 anos, 1.96 metros de altura e 81 quilogramas.

#### *Procedimentos*

Foram realizadas diversas actividades desportivas e do dia-a-dia apresentadas de seguida.

- Repouso
- Permanecer em pé e parado
- Sentado a trabalhar ao computador
- Arquivar papéis
- Subir/descer escadas
- Andar a uma velocidade média de 4.9 km/h
- Andar a uma velocidade média de 6.2 km/h
- Correr a uma velocidade média de 9.5 km/h

Cada actividade foi realizada uma vez pelo participante por um período de 10 min, com um período de descanso mínimo entre actividades de 2 minutos.

As actividades foram realizadas utilizando sempre com o mesmo calçado desportivo.



# Protocolo de processamento de sinais de EMG

## Data Processing Protocol

The main goal of this work was to study the activation patterns in four muscles, using the electromyography technique.

In order to process data, subject calibration data was recorded from each muscle with the aim of determining the maximum voluntary contraction. Later, this data was used to the analysis of activation and contraction of four muscles in each exercise in order to determine the percentage of the activations in each muscle.

Each signal was filtered using a bandstop filter to eliminate possible 50 Hz noise existing and the maximum muscular contraction was calculated and it was correlated with the maximum voluntary contraction obtained in calibration.

Afterwards, the muscular activation was determined in terms of percentage of maximum voluntary contraction value by dividing the whole signal by the maximum voluntary contraction and considered only values higher than 3 %. This threshold had the purpose of eliminating muscular noise.

Since sometimes the calibration was made incorrectly, when maximum muscular contraction of exercise was higher than maximum voluntary contraction, the value of maximum voluntary contraction was updated with the value from maximum muscular contraction of exercise. For that, the muscular activation of exercise was calculated by using the last value and, therefore, the maximum muscular activation has a maximum value of 100 % and this result was marked.

Finally, mean muscular activation was obtained with a threshold higher than 10 % of the value of maximum activation.