



ESTIMATIVA DO LIMIAR ANAERÓBIO A PARTIR DO PONTO DE
INFLEXÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE TESTE
PROGRESSIVO MÁXIMO

Rhenan Bartels Ferreira

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientador: Alysson Roncally Silva Carvalho

Rio de Janeiro
Setembro de 2014

ESTIMATIVA DO LIMIAR ANAERÓBIO A PARTIR DO PONTO DE
INFLEXÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE TESTE
PROGRESSIVO MÁXIMO

Rhenan Bartels Ferreira

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO
ALBERTO LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE
ENGENHARIA (COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE
JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Adriana Bastos Carvalho, D.Sc.

Prof. Alysson Roncally Silva Carvalho, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL
SETEMBRO DE 2014

Ferreira, Rhenan Bartels

Estimativa do Limiar Anaeróbio a partir do Ponto de Inflexão da Frequência Cardíaca Durante Teste Progressivo Máximo/Rhenan Bartels Ferreira. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2014.

XVI, 71 p.: il.; 29, 7cm.

Orientador: Alysson Roncally Silva Carvalho

Dissertação (mestrado) – UFRJ/COPPE/Programa de Engenharia Biomédica, 2014.

Referências Bibliográficas: p. 61 – 71.

1. Frequência Cardíaca. 2. Exercício Físico. 3. Sistema Nervoso Autônomo. I. Carvalho, Alysson Roncally Silva. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

*“O que aprendi, acima de tudo,
é a seguir em frente, pois a
grande ideia é a de que, como o
acaso efetivamente participa de
nosso destino, um dos mais
importante fatores que levam ao
sucesso está sob nosso controle:
o número de vezes que tentamos
rebater a bola, o número de vezes
que nos arriscamos, o número de
oportunidades que aproveitamos.*

*Pois até mesmo uma moeda
viciada que tenda ao fracasso às
vezes cairá no lado do sucesso.”*

O andar do bêbado. Leonard

Mlodinow

Agradecimentos

Primeiramente gostaria de agradecer aos meus pais e meu irmão pelo apoio constante nessa jornada. Sem eles nada disso seria possível.

Aos meus grandes amigos do Programa de Engenharia Biomédica, Alcendino Neto, Leonardo Neumamm, Marcelo Nunes, Felipe Alvim, Felipe Teixeira, Luce-nildo Cerqueira, Rogério Matos e Emanuel Carlos por sempre estarem do meu lado proporcionando sempre momentos divertidos e transformando o ambiente com muita descontração. O programa não seria o mesmo sem vocês!

Ao meu inestimável amigo Álvaro “Turicas” Justen, por guiar meus passos no aprendizado em programação, sempre me incentivando a aprender novas técnicas.

À Larissa Silveira Reis, pelo apoio imprescindível no período de conclusão do curso. Suas palavras de carinho e motivação foram essenciais para que eu tivesse força para terminar o curso. Te amo muito.

Ao meu amigo e companheiro de pesquisa Tiago Peçanha, por me acolher no grupo de estudos de controle autônomo da FAEDID/UFJF e, a partir de então, ser o responsável pela minha decisão em seguir o caminho acadêmico. Grande parte do conhecimento que utilizei neste trabalho adquiri por meio do Tiago.

Ao meu amigo Gabriel Casulari por fazer os algoritmos funcionarem quando tudo parecia que não ia funcionar.

Ao Alexandre Jacobina, por ser imensamente prestativo e resolver grandes problemas de forma rápida e eficaz.

Ao Professor Alysson Carvalho, por me orientar e ajudar sempre com bom humor e simplicidade. Todas as burocracias que apareciam se tornavam simples com seu apoio.

Ao Professor Antonio Giannella, também por me ensinar sempre o melhor caminho e por acreditar no meu potencial.

Ao Luciano Kagami, engenheiro do Laboratório de Engenharia Pulmonar, que além de socorrer à todos nos momentos mais difíceis, quando nada funciona, é um grande companheiro de todos do Laboratório.

Agradeço ao CNPq, à CAPES e à FAPERJ pelo financiamento do presente estudo.

OBRIGADO A TODOS POR ACREDITAREM EM MIM!

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ESTIMATIVA DO LIMIAR ANAERÓBIO A PARTIR DO PONTO DE
INFLEXÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE TESTE
PROGRESSIVO MÁXIMO

Rhenan Bartels Ferreira

Setembro/2014

Orientador: Alysso Roncally Silva Carvalho

Programa: Engenharia Biomédica

Neste trabalho, propomos a utilização de um modelo não-linear para obtenção do ponto de inflexão da FC (PIFC) em função do tempo durante um teste progressivo máximo (TPM) e comparar com a estimativa do limiar anaeróbio (LA) pelo método a partir da análise dos gases ventilatórios exalados. Participaram deste estudo 15 indivíduos jovens, saudáveis, não atletas, do sexo masculino. Estes voluntários foram submetidos a um protocolo de rampa em uma bicicleta de frenagem eletromagnética (carga inicial de 25W e incrementos de 25W a cada minuto) até a exaustão voluntária máxima, sendo as variáveis respiratórias ($\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}O_2$), o eletrocardiograma (ECG) e os intervalos RR (iRR) obtidos a partir da placa Polar[®] HRMI continuamente adquiridos. Para detecção do LA partir dos gases exalados foi utilizada a técnica V-Slope, considerada como padrão-ouro, e para estimar o LA pelo PIFC uma equação sigmoide foi ajustada à curva de FC obtida a partir do ECG e a partir dos iRR da placa Polar[®] HRMI. Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores de percentual da carga encontrados ($0,43 \pm 0,13$ vs $0,44 \pm 0,05$), percentual da FC de reserva (FCR) ($0,25 \pm 0,08$ vs $0,30 \pm 0,10$), e $\dot{V}O_2$ referentes ($1,70 \pm 0,37$ vs $1,67 \pm 0,37$ l.min⁻¹) ao LA estimados pelo método V-Slope e pelo PIFC, respectivamente. Também não houve diferença significativa no PIFC quando estimado a partir da FC do ECG e a partir da FC oriunda da placa Polar[®] HRMI, respectivamente. A análise gráfica de Bland-Altman mostrou que houve boa concordância entre as estimativas realizadas pelo PIFC em comparação ao LV. Tais resultados sugerem que o PIFC pode ser utilizado como ferramenta não invasiva para estimativa do LA em indivíduos jovens não-atletas.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ANAEROBIC THRESHOLD ESTIMATION WITH THE HEART RATE INFLECTION POINT DURING MAXIMAL EFFORT TEST

Rhenan Bartels Ferreira

September/2014

Advisor: Alysson Roncally Silva Carvalho

Department: Biomedical Engineering

In this work, we propose the use of a nonlinear model to obtain the HR inflection point (HRIP) in function of time and then compare with the anaerobic threshold (AT) estimated by the analysis of the exhaled ventilatory gases. The study included 15 young, male, healthy and non-athletes subjects. The volunteers performed a maximal effort exercise test (MEET) on an electromagnetically braked cycle ergometer with a ramp protocol (initial load set at 25W, with 25W increases each minute), until maximal voluntary exhaustion was reached. Ventilatory variables ($\dot{V}CO_2$ and $\dot{V}O_2$), the electrocardiogram (ECG) and the RR intervals (RRi) by the HRMI Polar[®] board were continuously recorded during the MEET. For the detection of AT from the exhaled ventilatory gases the V-Slope technique, considered as the gold standart, was performed and to estimate the AT by the HRIP a sigmoidal model was fitted in the HR curve obtained by the ECG and by the RRi from the HRMI Polar[®] board. No statistical difference was found between the percentage of the maximal load ($0,43 \pm 0,13$ vs $0,44 \pm 0,05$), the percentage of the reserve HR ($0,25 \pm 0,08$ vs $0,30 \pm 0,10$) and between $\dot{V}O_2$ ($1,70 \pm 0,37$ vs $1,67 \pm 0,37$ l.min⁻¹), related to the AT estimated via V-Slope and HRIP, respectively. Also, there were difference on the $PIFC_W$ ($0,44 \pm 0,44$ vs $0,44 \pm 0,05$), $PIFC_{FC}$ ($0,30 \pm 0,10$ vs $0,33 \pm 0,08$) and $PIFC_{\dot{V}O_2}$ ($1,67 \pm 0,37$ vs $1,66 \pm 0,37$ l.min⁻¹) when estimated by the HR from ECG and the HR from the HRMI Polar[®] board, respectively. The graphic analysis of Bland-Altman showed good concordance between the V-Slope and the HRIP to estimate the AT. These results suggest that the HRIP can be used as a non-invasive tool for the estimate of the AT in young male non-athletes subjects.

Sumário

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiii
Lista de Abreviaturas	xiv
1 Introdução	1
2 Objetivos	4
2.1 Objetivo Geral	4
2.2 Objetivos Específicos	4
3 Revisão Bibliográfica	5
3.1 Fisiologia Cardiorrespiratória	5
3.1.1 Controle Autônomo Cardíaco	6
3.2 Exercício Físico	8
3.2.1 Frequência Cardíaca Durante o Exercício Físico	9
3.2.2 Adaptação ao Exercício Físico	11
3.3 Teste Progressivo Máximo	12
3.3.1 Limiar Anaeróbio	12
3.3.2 Comportamento da Frequência Cardíaca Durante o Teste Pro- gressivo Máximo	15
3.3.3 Trocas Gasosas Durante Teste Progressivo Máximo	18
3.4 Método dos Mínimos Quadrados	19
3.4.1 Ajuste Linear	20
3.4.2 Ajuste Não Linear	22
3.4.3 Método do Gradiente Descendente	23
3.4.4 Método de Gauss-Newton	24
3.4.5 Método de Levenberg-Marquardt	25
4 Método Proposto	27
4.1 Sujeitos	27

4.2	Protocolo Experimental	27
4.3	Medidas Antropométricas	28
4.4	Avaliação do Nível de Atividade Física	28
4.5	Registro do ECG e dos iRR	28
4.6	Registro das Variáveis Ventilatórias	30
4.7	Teste Progressivo Máximo	31
4.8	Sincronização dos Sinais	32
4.9	Detecção dos iRR	33
4.9.1	Detecção dos iRR derivados do ECG	33
4.9.2	Detecção dos iRR derivados da placa HRMI	34
4.10	Determinação do Limiar Ventilatório	35
4.11	Determinação do Ponto de Inflexão da Curva da Frequência Cardíaca	37
4.11.1	Simulação da Remoção dos iRR do Tacograma	40
4.12	Análise Estatística	40
5	Resultados	42
5.1	Comportamento da Frequência Cardíaca e da Pressão Arterial	42
5.2	Comportamento da Percepção Subjetiva do Esforço	44
5.3	Estimativa do Limiar Ventilatório pelo Ponto de Inflexão da Curva de Frequência Cardíaca	44
5.4	Comparação da Frequência Cardíaca Medida a partir do Eletrocardiograma e a partir da placa Polar [®] HRMI	45
5.5	Simulação da Remoção dos Impulsos do Sinal da Placa Polar [®] HRMI	46
5.6	Influência da Aptidão Aeróbia Máxima e do Nível de Atividade Física e no Limiar Ventilatório	47
5.7	Qualidade dos Ajustes	49
6	Discussão	52
6.1	Estimativa do Limiar Ventilatório	53
6.2	Comparação entre ECG e a placa Polar [®] HRMI	57
6.3	Influência da Aptidão Aeróbia Máxima e do Nível de Atividade Física	58
6.4	Limitações do Estudo	58
7	Conclusão	60
	Referências Bibliográficas	61

Lista de Figuras

3.1	Esquema da circulação sistêmica e pulmonar com as trocas gasosas no pulmão	6
3.2	Eletrofisiologia do Coração	7
3.3	Representação da influência das atividades vagal e simpática sobre a despolarização diastólica	8
3.4	Ilustração dos eventos autonômicos que contribuem para a elevação da FC em exercício progressivo máximo.	10
3.5	No painel A é apresentada a técnica de detecção do LA a partir do método de TULPPO <i>et al.</i> [1]. No painel B é apresentada a técnica de detecção do LA a partir do método de LIMA e KISS [2]. As setas indicam os instantes em que a diferença entre os sucessivos SD1 atingem valores abaixo de 1ms e quando os valores de SD1 atingem o limiar de 3 ms, respectivamente.	16
3.6	Detecção do LA a partir dos métodos propostos por KARAPETIAN <i>et al.</i> [3]. No painel A a seta indica o ponto de estabilização do índice MSD, enquanto no painel B a seta indica o ponto de estabilização do índice SDNN.	16
3.7	Decomposição espectral de um tacograma a partir da técnica <i>STFFT</i> utilizada para detecção do LA pelo método de COTTIN <i>et al.</i> [4] . . .	17
3.8	Detecção do LA a partir do mínimo global da função HF.fHF ($\text{ms}^2 \cdot \text{Hz}$) obtida a partir da decomposição espectral dos iRR.	17
3.9	Ilustração de uma função objetivo convexa em função dos parâmetros β_1 e β_2	22
3.10	Exemplo hipotético de função objetivo não linear	24
4.1	Representação esquemática do posicionamento dos eletrodos superficiais	29
4.2	Imagem da placa Polar [®] HRMI utilizada nos experimentos.	30
4.3	FC durante o protocolo experimental	32
4.4	Pausas inspiratórias para sincronização dos sinais	33
4.5	Sincronização dos sinais	34
4.6	Trecho de um sinal adquirido pela placa Polar [®] HRMI.	35

4.7	Detecção dos picos R	36
4.8	Edição manual dos picos R detectados	37
4.9	Detecção do Limiar Ventilatório pelo método V-Slope	38
4.10	O painel A apresenta o trecho de um sinal obtido a partir da placa Polar [®] HRMI com perda de 3 picos refletindo em picos espúrios nos respectivos iRR (painel B).	39
4.11	Ajuste não linear do modelo sigmoidal sobre a curva de FC durante o TPM de um indivíduo ilustrativo.	40
5.1	Comportamento da da FC ao longo do repouso, aquecimento, TPM e recuperação expresso como mediana e IIQ medida pelo ECG (painel A) e a partir da placa Polar [®] HRMI (painel B).	43
5.2	Comportamento da PAS e PAD durante o repouso, aquecimento, TPM e recuperação medidas no final de cada minuto.	44
5.3	Mediana (\pm IIQ) dos valores de PSE periférico e central do aquecimento, TCM e recuperação medidos no final de cada minuto.	45
5.4	Esta figura apresenta a concordância, a partir do método de Bland-Altman, entre o percentual da carga máxima (painel A), percentual da FCR (painel B) e $\dot{V}O_2$ (painel C) estimados pelo PIFC em relação aos mesmos índices estimados pela técnica V-Slope, considerada como padrão-ouro.	46
5.5	Sobreposição dos iRR adquiridos a partir do ECG, em azul, e a partir da placa Polar [®] HRMI, em vermelho, de um sujeito ilustrativo (painel A); Comparação de um trecho dos iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar [®] HRMI durante o período de repouso (painel B); Comparação de um trecho dos iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar [®] HRMI durante o TPM (painel C); Comparação de um trecho dos iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar [®] HRMI referentes ao período de recuperação (painel D).	49
5.6	Valores do PIFC em relação a porcentagem de picos removidos	50
5.7	Correlação entre o percentual da carga (painel A), percentual da FCR e (painel B) $\dot{V}O_2$ (painel C) de ocorrência do LA estimado pelo PIFC.	50
5.8	Correlação entre o percentual da carga (painel A), percentual da FCR e (painel B) $\dot{V}O_2$ (painel C) de ocorrência do LA estimado pelo PIFC.	51
6.1	Métodos alternativos de detecção do PIFC	55

Lista de Tabelas

4.1	Critérios de interrupção do TPM em adultos de baixo risco	31
5.1	Caracterização da amostra.	42
5.2	Comparação dos valores de percentual de carga, percentual da FCR e $\dot{V}O_2$ estimado pelo V-Slope e pelo PIFC a partir da FC obtida por meio do ECG.	47
5.3	Comparação dos valores de percentual de carga, percentual da FCR e $\dot{V}O_2$ estimado pelo V-Slope e pelo PIFC a partir da FC obtida por meio da placa Polar [®] HRMI.	48
5.4	Variabilidade da FC explicada pelo modelo sigmoide.	51

Lista de Abreviaturas

LV_{FC}	Valor do percentual da FCR referente ao Limiar Anaeróbio estimado pelo método V-Slope, p. 36
LV_W	Valor do percentual da carga referente ao Limiar Anaeróbio estimado pelo método V-Slope, p. 36
$LV_{\dot{V}O_2}$	Valor de $\dot{V}O_2$ referente ao Limiar Anaeróbio estimado pelo método V-Slope, p. 36
$PIFC_{\dot{V}O_2}$	Valor do $\dot{V}O_2$ referente ao Limiar Anaeróbio estimado pelo Ponto de Inflexão da Frequência Cardíaca, p. 39
$PIFC_{FC}$	Valor do percentual da Frequência Cardíaca de Reserva no Limiar Anaeróbio estimado pelo Ponto de Inflexão da Frequência Cardíaca, p. 39
$PIFC_W$	Valor do percentual da carga referente ao Limiar Anaeróbio estimado pelo Ponto de Inflexão da Frequência Cardíaca, p. 38
ACSM	<i>American College of Sports Medicine</i> , p. 8
AC	Acoplamento Cardiorrespiratório, p. 5
ANSM	atividade nervosa simpática muscular, p. 11
ASR	Arritmia Sinusal Respiratória, p. 5
ATP	Trifosfato de Adenosina, p. 18
DAS	<i>Data Acquisition System</i> , p. 28
ECG	Eletrocardiograma, p. 1
FCR	Frequência Cardíaca de Reserva, p. 38
FC	frequência cardíaca, p. 1

GN	Método de Gauss-Newton, p. 23
HRMI	<i>Heart Rate Monitor Interface</i> [®] , p. 28
IMC	Índice de Massa Corporal, p. 27
J	Matriz Jacobina, p. 24
LA	Limiar Anaeróbio, p. 2
LL	Limiar de Lactato, p. 2
LV	Limiar Ventilatório, p. 34
MMQ	Métodos dos Mínimos Quadrados, p. 19
MSD	<i>Mean Successive Difference Between iRR</i> , p. 2
NAF	Nível de Atividade Física, p. 26
NAV	Nodo Atrioventricular, p. 7
NSA	nodo sinoatrial, p. 6
PAD	Pressão Arterial Diastólica, p. 26
PAS	Pressão Arterial Sistólica, p. 26
PA	Pressão Arterial, p. 26
PDFC	Ponto de Deflexão da Frequência Cardíaca, p. 2
PIFC	Ponto de Inflexão da Frequência Cardíaca, p. 2
PIF	Pausa Inspiratória Final, p. 31
PII	Pausa Inspiratória Inicial, p. 31
PSE	Percepção Subjetiva do Esforço, p. 27
RMSSD	Raiz Média Quadrática da Diferença dos Sucessivos iRR, p. 1
SDNN	<i>Standart Deviation of Natural Intervals</i> , p. 15
SNA	sistema nervoso autônomo, p. 7
SNC	sistema nervoso central, p. 9
STFT	<i>short time Fourier trasnform</i> , p. 15

TE	Tese Ergométrico, p. 12
TPM	Teste Progressivo Máximo, p. 2
[La]	Concentração de Lactato, p. 12

Capítulo 1

Introdução

O sistema nervoso autônomo, a partir de suas alças simpáticas e parassimpáticas, atua sobre o sistema cardiovascular modulando suas ações, sendo fundamental para a manutenção do equilíbrio fisiológico do sistema cardiovascular, dentre outros, em diferentes condições fisiológicas [5]. Em repouso há predominância da atividade vagal sobre o coração. Durante este estado, em condições naturais, há bradicardia sinusal. A transição repouso-exercício é marcada por uma mudança no comportamento autonômico e metabólico [6]. Neste período ocorre redução da atividade parassimpática e, com o prosseguimento do exercício, ocorre aumento da atividade simpática, o que acarreta na elevação da frequência cardíaca (FC) com intuito de atender a demanda metabólica aumentada pelo exercício [6, 7]. Inúmeros estudos analisam VFC em situação de repouso [8, 9].

A análise da variabilidade da FC (VFC) constitui um método não invasivo e de baixo custo para avaliação do balanço autonômico no coração, podendo ser útil tanto para avaliação de prognóstico e mortalidade por eventos cardíacos [5, 10–12]. Inúmeros estudos utilizam a análise da VFC em situações de repouso [8, 9]. A modulação autonômica cardíaca pode ser estudada também em situações dinâmicas, que, como supracitado, provocam perturbações no funcionamento do sistema cardiovascular. As formas clássicas de análise da VFC pressupõem que o tacograma obtido do sinal de eletrocardiograma (ECG) seja estacionário, condição geralmente encontrada em situações de repouso. Recentemente, formas alternativas de avaliação da modulação autonômica cardíaca no domínio do tempo para períodos não estacionários foram desenvolvidas, tais como a análise da raiz média quadrática da diferença (RMSSD) dos intervalos entre os picos das ondas R do sinal de ECG (iRR) sucessivos e desvio padrão dos iRR (SDNN) divididos em segmentos adjacentes GOLDBERGER *et al.* [13]. O mesmo ocorreu com as técnicas que utilizam os índices do domínio da frequência. A partir da decomposição espectral dos iRR em função do tempo por meio da técnica do *Spectrogram*, é possível calcular os índices clássicos de VFC do domínio da frequência ao longo de um tacograma com

característica não estacionária [14].

O exercício progressivo máximo, que pode ser dividido em três fases (moderado, intenso e severo), possui dois pontos de transição importantes. O primeiro ponto, ou limiar anaeróbio (LA), como é comumente denominado, marca a mudança do metabolismo predominante aeróbio para o metabolismo predominante anaeróbio. A segunda transição, denominada ponto de compensação respiratória, é marcada pela produção excessiva e pelo acúmulo de lactato na corrente sanguínea, podendo levar ao quadro de acidose metabólica e consequente exaustão SKINNER e MCLELLAN [15]. Deste modo, a intensidade do exercício em que estas transições ocorrem é amplamente utilizada por treinadores e fisiologistas do exercício como índice para determinar a carga de treinamento ou intensidade de exercício para indivíduos saudáveis [16], com doenças [17] e até atletas [18].

Apesar de serem muito difundidas, as técnicas de identificação dos limiares do exercício consistem na coleta invasiva do lactato e/ou na análise dos gases expirados durante o teste progressivo máximo (TPM). As dificuldades inerentes a tais métodos de análise incentivam diversos estudos na busca de meios não invasivos e de baixo custo para obtenção do LA e ponto de compensação respiratória. Portanto, foram desenvolvidas técnicas, a partir da análise da VFC [1–4] e da FC [19, 20] durante o teste progressivo máximo, para determinação dos limiares do exercício, principalmente o LA.

No estudo de KARAPETIAN *et al.* [3] foi encontrada associação entre o comportamento dos índices *Mean Successive Difference* (MSD) e SDNN com LA. Os autores deste estudo mostraram que o ponto de estabilização destes índices coincide com o LA, indicando que estes métodos podem ser uma alternativa para a determinação do mesmo. CONCONI *et al.* [19], também encontraram resultados importantes nesse aspecto. Os autores perceberam que a taxa de variação da FC durante o teste progressivo máximo tende a um platô em cargas próximas da máxima, fenômeno denominado ponto de deflexão da FC (PDFC). Neste mesmo trabalho, o PDFC foi associado com o ponto de compensação respiratória, sendo proposto como uma forma não invasiva para determinação do ponto em que a concentração de lactato não é mais compensada pelo organismo. Desde então, diversos estudos tem se dedicado a estudar o PDFC em atletas de diferentes modalidades (SILVEIRA *et al.*, 20120; Conconi *et al.*, 1982), bem como sua explicação fisiológica [21, 22].

Apesar do seu entendimento não estar bem elucidado, LIMA [20] percebeu outro ponto de transição da FC que está associado aos eventos metabólicos do teste progressivo máximo. Este ponto, no qual ocorre a maior taxa de variação da FC $\frac{dFC}{dT}$ durante o exercício progressivo máximo, denominado ponto de inflexão da FC (PIFC), apesar de ocorrer em cargas ligeiramente superiores, foi correlacionado com o limiar de lactato (LL), intensidade, que apesar de alguns autores discordarem, está

fortemente associada ao LA. Tal resultado sugere que o PIFC, obtido a partir de um ajuste sigmoidal proposto por LIMA [20], pode ser utilizado com uma alternativa na estimativa do LA. Mesmo que tenha sido proposta em 1997, a ideia de utilizar a equação sigmoidal para estimar o LA foi pouco explorada. Além disso, outro método, além da inspeção visual, foi desenvolvido para a detecção do PIFC [23], no entanto, os resultados divergentes entre tais estudos [23, 24] ascendem a discussão sobre se essas técnicas são capazes de encontrar o PIFC.

A quantidade e intensidade de treinamento necessária para provocar mudanças no LA ainda não são bem conhecidas [15]. Em 1979, DAVIS *et al.* [16], perceberam que após nove semanas de treinamento os voluntários de seu estudo apresentaram, em média, 44% de aumento no tempo de ocorrência do LA e 25% de aumento do $\dot{V}O_{2max}$. Estes estudos mostram que o treinamento físico é capaz de promover adaptações importantes no comportamento metabólico durante o exercício progressivo máximo, refletida pelo deslocamento do LA para intensidades mais altas.

Capítulo 2

Objetivos

2.1 Objetivo Geral

Pelo exposto, o presente estudo tem como objetivo geral avaliar o comportamento da FC durante o TPM em jovens saudáveis por meio do ajuste de uma equação sigmoidal. Em seguida comparar a intensidade de ocorrência do PIFC estimado pelo modelo sigmoidal com o LA determinado pela técnica do V-Slope.

2.2 Objetivos Específicos

- Comparar a intensidade do LA estimada a partir do PIFC e pela técnica do V-Slope;
- Correlacionar a intensidade do LA estimada pelo PIFC com o NAF dos voluntários;
- Correlacionar a intensidade do LA estimada pelo PIFC com o $\dot{V}O_{2max}$ dos voluntários;
- Comparar os resultados obtidos com a coleta da FC a partir do ECG e partir da placa Polar[®] HRMI.

Capítulo 3

Revisão Bibliográfica

3.1 Fisiologia Cardiorrespiratória

O coração pode ser descrito como uma bomba com duas câmaras, que movimenta o sangue por dois grandes caminhos. A câmara direita, denominada ventrículo direito, é responsável por receber o sangue que retorna de todas as partes do corpo e por bombear o sangue para os pulmões (circulação pulmonar) para que ocorra a oxigenação do sangue. Já a câmara esquerda, denominada ventrículo esquerdo, fica responsável por receber o sangue vindo da circulação pulmonar e bombear sangue oxigenado para o restante do corpo (circulação sistêmica) [25]. A interação entre o sistema cardiovascular e o sistema pulmonar também pode ser percebida na harmonia entre a FC e a respiração, refletida pela arritmia sinusal respiratória (ASR) observada pioneiramente por Ludwig em 1847 *apud* YASUMA e HAYANO [26] e pelo acoplamento cardiorrespiratório [27]. A ASR é a modulação da FC pela respiração, na qual os iRR encurtam durante a inspiração e se prolongam durante a expiração [26]. Já o AC pode ser considerado o oposto, pois é caracterizado pela deflagração de um ciclo respiratório frente a um batimento cardíaco precedente [27, 28]. A íntima relação entre os pulmões e o coração levam a alguns livros a não dividi-los em capítulos distintos, mas sim criar uma seção denominada sistema cardiorrespiratório [29].

A circulação pulmonar, bem como a sistêmica ocorre por diferença de pressão mantida pela interação entre a força propulsora cardíaca, a capacidade de dilatação elástica da artéria aorta e a resistência ao fluxo sanguíneo exercida predominantemente por arteríolas e vasos de pequeno calibre. Ao sair do ventrículo direito, graças a menor pressão hidrostática dos pulmões, o sangue pobre em oxigênio e rico em dióxido de carbono passa pelos capilares alveolares. Neste ponto, devido a maior pressão parcial do oxigênio (PO_2) nos alvéolos em relação aos capilares o oxigênio se difunde para o sangue para ser dissolvido e se associar à moléculas de hemoglo-

bina. Este sangue, agora rico em oxigênio, retorna ao coração para ser bombeado ao sistema e atender a demanda metabólica celular. De forma contrária, o dióxido de carbono produzido pelas células deve ser eliminado e a maior pressão parcial do dióxido de carbono presente nos capilares alveolares faz com que este gás migre para dentro dos alvéolos para que seja expelido para atmosfera pelos pulmões. O esquema apresentado na figura 3.1 ilustra o sistema de trocas gasosas no sangue por meio da circulação sistêmica e pulmonar.

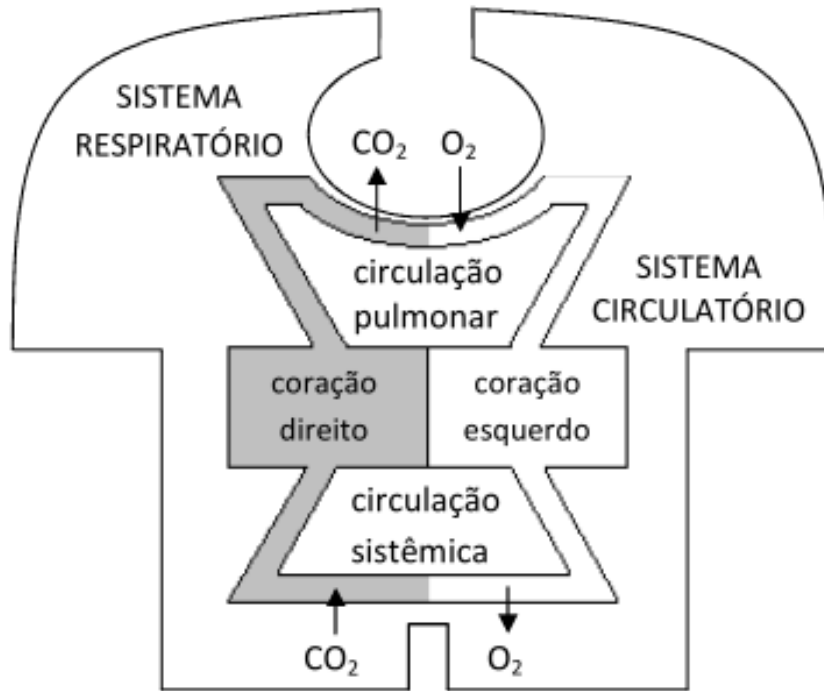


Figura 3.1: Esquema da circulação sistêmica e pulmonar com as trocas gasosas no pulmão

3.1.1 Controle Autônomo Cardíaco

O coração é dotado de sistema especial para gerar impulsos elétricos rítmicos que causam contrações do miocárdio. Tal propriedade, denominada marcapasso cardíaco, tem origem em uma estrutura altamente especializada localizada na parede do átrio direito, o nodo sinoatrial (NSA) (Figura 3.2). As células desta estrutura não necessitam de estímulo externo para iniciar um potencial de ação. Logo após a repolarização da membrana celular cardíaca, o potencial de repouso não permanece constante, devido, principalmente, a uma corrente iônica específica [30], desta forma ocorre a despolarização lenta da membrana, denominada despolarização diastólica. A despolarização diastólica promove o aumento do potencial de repouso até que os

limiares de ativação dos canais de sódio e potássio sejam atingidos, levando ao potencial de ação de fato [25]. Ao ser deflagrado, o potencial de ação do NSA se espalha pelo tecido dos átrios e percorre as vias internodais até chegar ao nodo atrioventricular (NAV). Neste ponto, o impulso elétrico sofre um atraso fisiológico com intuito de prevenir a contração prematura dos ventrículos em relação aos átrios. Do NAV em diante, o impulso cardíaco gerado pelo NSA percorre os feixes de His, através dos ramos direito e esquerdo. Este feixe liga o NAV as fibras de Purkinje, localizadas na região subendocárdica ventricular. Ao chegar nesse ponto a corrente iônica se propaga através do miocárdio, que por sua vez se contrai de forma harmônica para expulsar o sangue da câmara ventricular [25, 31].

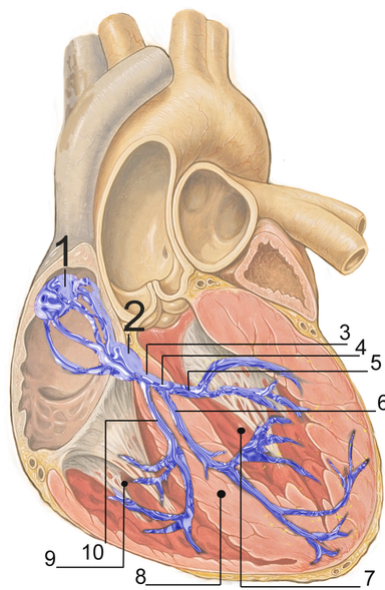


Figura 3.2: Representação de um coração com corte transversal e seu sistema de condução de pulsos elétricos. Os números representam os seguintes componentes do coração: 1-NSA, 2-NAV, 3-feixe de His, 4-ramo esquerdo, 5-fascículo posterior esquerdo, 6-fascículo posterior direito, 7- ventrículo direito, 8-septo do ventrículo, 9-ventrículo direito e 10- ramo direito. Autor: J Heuser. Licença: Creative Commons Attributions 2.5 2007. URL: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:RLS_12blauLeg.png

Embora o coração apresente células com ritmo de disparo automatizado, sua função é continuamente ajustada às necessidades metabólicas e teciduais momentâneas do organismo. A região do NSA é ricamente innervada pelo sistema nervoso autônomo (SNA), que exerce controle direto sobre a atividade marcapasso. O controle eferente parassimpático sobre o NSA é essencialmente mediado por sinalização colinérgica, que aumenta a permeabilidade da membrana aos íons potássio. Isso torna o potencial intracelular de repouso mais negativo, o que diminui a taxa de despolarização diastólica, acarretando na diminuição da FC. As fibras simpáticas, por sua vez, liberam noradrenalina nos terminais nervosos encontrados no miocárdio.

Somada a noradrenalina, a ativação do nervo simpático provoca a liberação de adrenalina na corrente sanguínea pela medula suprarrenal. Ao atingir o coração, a adrenalina interage com receptores adrenérgicos do tipo β presentes nas células cardíacas. O principal efeito relacionado à atividade simpática cardíaca sobre o NSA é o aumento da permeabilidade da membrana aos íons sódio e cálcio, o que aumenta a taxa de despolarização diastólica (Figura 3.3), levando ao aumento da FC [25].

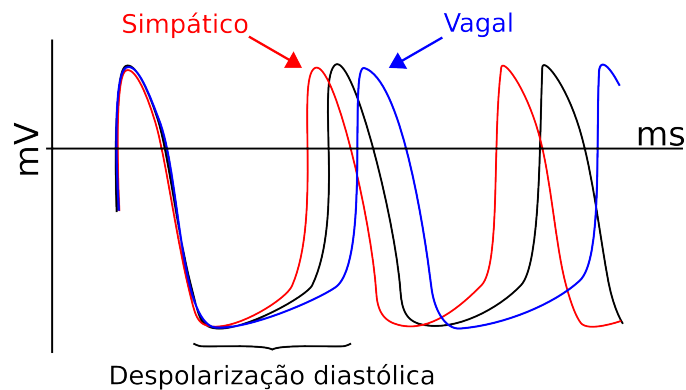


Figura 3.3: Representação da influência das atividades vagal e simpática sobre a despolarização diastólica

A acetilcolina ativa rapidamente canais especiais de potássio, cuja abertura não necessita da atividade intracelular de segundos mensageiros, propiciando um curto período de latência da atividade vagal sobre o coração, que varia de 50 a 100 milissegundos. Além disso, o NSA possui acetilcolinesterase em abundância, uma enzima que degrada o neurotransmissor vagal, ocasionando um rápido enfraquecimento do estímulo colinérgico sobre o NSA. Esses dois fatores permitem que o nervo vago promova resposta logo no primeiro ou segundo batimento após o estímulo, o que caracteriza um controle batimento a batimento sobre o ritmo cardíaco. Por outro lado, o estímulo simpático tem um período longo de latência, superior a cinco segundos, devido, principalmente, à lenta liberação de noradrenalina pelas terminações simpáticas e à participação de segundos mensageiros para a sua atuação nas células cardíacas. O enfraquecimento da resposta ao estímulo simpático ocorre de maneira gradual, pois a noradrenalina liberada tem que ser recapturada pelas terminações nervosas ou removida pela corrente sanguínea, o que leva a alterações mais lentas e duradouras dos batimentos cardíacos em comparação a atuação vagal [25].

3.2 Exercício Físico

Segundo o *American College of Sports Medicine* (ACSM) [32] podemos definir atividade física como qualquer movimento corporal gerado a partir de uma contração

do músculo esquelético acarretando em subsequente dispêndio de energia. Quando se trata de exercício físico, o ACSM o caracteriza como atividade física planejada, estruturada e repetida afim de se aprimorar determinadas valências da aptidão física.

3.2.1 Frequência Cardíaca Durante o Exercício Físico

Durante o repouso, a atividade vagal predomina com conseqüente bradicardia sinusal. Entretanto, a demanda metabólica elevada como o início do esforço físico leva ao aumento da FC. Estudos com bloqueio farmacológico mostraram participação exclusiva do nervo vago na resposta da FC no transiente inicial do exercício. Tais estudos sugerem que a predominância da atividade vagal durante o repouso é, gradualmente, inibida no exercício. A elevação da FC nos momentos iniciais do exercício está associada a dois fatores, a saber: a ativação de regiões do cérebro responsável pelo recrutamento de unidades motoras musculares, associada a ações voluntárias, envia estímulos ao centro cardiovascular localizado no núcleo do trato solitário, culminando na diminuição gradual da atividade parassimpática sobre o NSA, o que contribui para o aumento da FC no início do exercício. Esse mecanismo é denominado comando central e está relacionado ao componente voluntário do exercício [33]. O segundo mecanismo associado à adaptação da FC no início do exercício, denominado mecanoreflexo, é resultado da sinalização neuronal oriunda da estimulação de mecanorreceptores localizados na musculatura recrutada. Os potenciais de ação aferentes, bem como o comando central, também estimulam o centro de controle cardiovascular localizado no nervoso central (SNC), levando a eliminação da atividade vagal e conseqüente aumento da FC (Figura 3.3) [34, 35]. Após essa fase inicial, com o prosseguimento do exercício e à medida que a FC se aproxima de 100 bpm a produção de subprodutos das contrações musculares (lactato, H⁺, Pi) começa a estimular nervos quimicamente sensíveis localizadas nos músculos [36]. Em resposta, ocorre o aumento da atividade simpática sobre o NSA e sobre a musculatura lisa dos vasos periféricos, promovendo conseqüente aumento da FC, e principalmente da PA. Apesar da pequena contribuição sobre a elevação da FC durante o exercício [37], a estimulação das fibras quimicamente sensíveis promove o aumento da perfusão sanguínea para os músculos ativos a partir, principalmente, do aumento da PA. Juntamente com o comando central, este mecanismo, denominado metaborreflexo, desempenha o papel principal no aumento da atividade simpática [38]. Deste modo, a exacerbação da atividade simpática passa a exercer o papel predominante na taxa de variação da FC durante exercícios com intensidades elevadas (Figura 3.4) [36].

Em relação ao comando central, devido à dificuldade de mensuração direta, a percepção do esforço foi muito utilizada na tentativa de observar os efeitos da ação

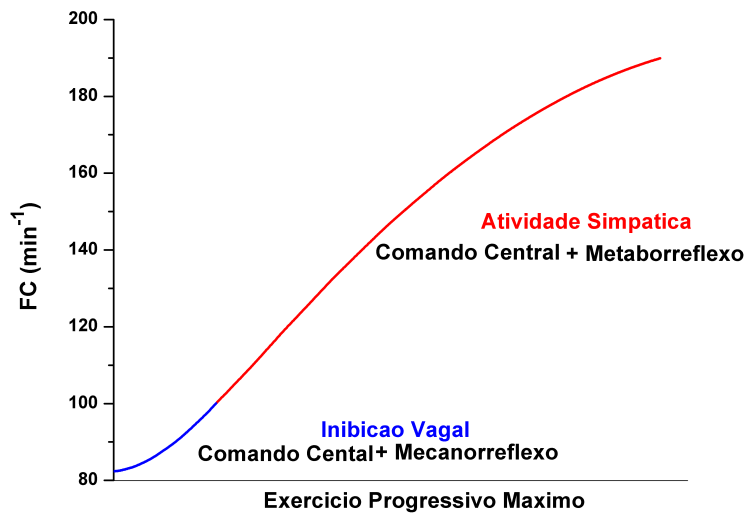


Figura 3.4: Ilustração dos eventos autonômicos que contribuem para a elevação da FC em exercício progressivo máximo.

de centro superiores cerebrais sobre o controle cardiovascular [39]. Entretanto, a interpretação dos resultados é dificultada devido à variedade e complexidade das relações entre diversas respostas fisiológicas e a percepção do esforço (i.e desconforto, dor, estresse térmico, estado emocional, entre outros). Deste modo, as evidências mais fortes sobre a ação do comando central vêm de estudos com hipnose [40]. O estudo de WILLIAMSON *et al.* [40] mostrou que indivíduos susceptíveis a hipnose apresentaram elevação significativa da FC e da pressão arterial durante exercício de preensão manual imaginário. Com a hipnose, o autor buscou isolar a participação do comando central na regulação da FC, uma vez que os indivíduos permaneceram imóveis durante o protocolo experimental.

Estudos com modelos animais mostraram que os reflexos cardiovasculares oriundos da contração muscular se devem à ativação das fibras aferentes dos grupos III e IV [41]. O primeiro grupo de fibras tem sido associado ao acúmulo de metabólitos produzidos pelo metabolismo muscular, e como supracitado, provoca o aumento da atividade simpática. O segundo grupo é o responsável por perceber as compressões mecânicas do músculo durante a contração muscular, que interpreta o estímulo e colabora para o aumento da FC [41]. A participação do mecanorreflexo sobre o controle cardiovascular foi explorada no estudo de NÓBREGA e ARAÚJO [42]. Neste estudo, a remoção da influência do comando central, para melhor investigação da resposta dos receptores pressóricos da musculatura, se deu a partir da realização de exercício com movimentos passivos, no qual os voluntários não tinham a intenção de se movimentarem. Este experimento foi capaz de mostrar elevação significativa

da FC durante exercício passivo de membros inferiores, o que sugere o importante papel dos mecanorreceptores na resposta inicial da FC com o exercício. Além disso, outros estudos, que também isolaram a participação do comando central na resposta cardiovascular, destacaram a participação do mecanorreflexo no controle da FC a partir da estimulação elétrica muscular involuntária [43, 44].

Com o propósito de estudar a influência do metaborreflexo muscular durante o exercício, estudos avaliaram a resposta da PA, FC e da atividade nervosa simpática muscular (ANSM) a partir de isquemia muscular induzida no período de recuperação pós-exercício [35]. Com esta técnica, o volume de sangue rico em metabólitos fica preso próximo à musculatura exercitada que permanece estimulando os sensores químicos musculares. Deste modo, tanto a contribuição do componente voluntário do exercício quanto a ação dos mecanorreceptores foram removidas [38]. FISHER *et al.* [37], mostraram a partir de isquemia induzida pós-exercício, que o metaborreflexo contribui modestamente para a elevação da FC, entretanto, ROWELL e O'LEARY [36] mostraram substancial relevância no aumento da PA via aumento da ANSM.

3.2.2 Adaptação ao Exercício Físico

Os efeitos positivos do exercício vêm sendo amplamente estudados [45]. Uma das principais consequências encontradas em indivíduos após um período de treinamento físico é a bradicardia sinusal, estando fortemente relacionada com o nível de treinamento desses indivíduos [46]. Os estudos sugerem que as principais alterações cardiovasculares que proporcionam a bradicardia sinusal estejam relacionadas com a diminuição do tônus simpático [47, 48], aumento do tônus parassimpático [49] mudanças intrínsecas do NSA [50, 51] e remodelamento da parede do ventrículo esquerdo [45]. A diminuição da FC de repouso em resposta a prática de exercícios físicos tem sido fortemente associada à diminuição do risco de morte por doença cardiovascular, câncer [52] ou por todas as causas [53], tais resultados ressaltam a importância da prática de atividade física na promoção da saúde do coração.

Outro reflexo importante da prática de exercícios físicos é a diminuição da resposta cronotrópica frente ao exercício submáximo de mesma intensidade. LIMA *et al.* [54], mostraram que a FC durante o exercício em cargas submáximas de exercício foi significativamente menor após um período de treinamento aeróbio em comparação a FC durante o exercício no período pré-treinamento. Não só a prática de exercício físico, mas a elevação da aptidão aeróbia máxima traz consequências positivas sobre o sistema cardiovascular TULLPPO *et al.* [55] mostraram que indivíduos com bons níveis de aptidão aeróbia máxima ($46-60 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) apresentaram menor FC de repouso, bem como menor FC durante o exercício submáximo, em

comparação ao grupo com baixo valor de $\dot{V}O_2$ (28-37 $ml.kg^{-1}.min^{-1}$).

De uma forma geral, diversos estudos têm mostrado os efeitos benéficos do treinamento físico não só sobre o sistema cardiovascular, mas sobre o sistema osteoarticular, pulmonar entre outros [32]. Tais estudos, demonstram que indivíduos fisicamente ativos apresentam menor taxa de morbidade e maior qualidade de vida [56, 57] que seus pares sedentários. O exercício físico possui, na maioria dos casos, nível de evidência A e recomendação classe I como tratamento complementar de diversas condições [58–60].

3.3 Teste Progressivo Máximo

O teste ergométrico (TE) é uma das formas não invasivas mais utilizadas para avaliação de praticantes de exercícios físicos e de pacientes com doença cardiovascular. Seu objetivo é submeter o avaliado à uma situação de estresse físico com intuito de avaliar a resposta deste sujeito frente a este estímulo. Na cardiologia, geralmente o TE é empregado para retirar algumas informações diagnósticas que não são percebidas com o sujeito em repouso. Enquanto na área do treinamento, o TE é muito utilizado para extrair parâmetros do condicionamento de atletas e praticantes de exercícios físicos para que a prescrição do treinamento destes indivíduos possa ser baseada nestes parâmetros extraídos. Outra vantagem do TE é a possibilidade de acompanhar, se aplicado periodicamente, a evolução de pacientes e praticantes de exercícios físicos, uma vez que a adaptação ao treinamento ou a reabilitação é refletida nos protocolos de avaliação ergométricos. [61, 62].

Geralmente, o TE é acompanhado por algumas medidas, tais como: ECG, ecocardiografia, cintilografia, espirometria (ergoespirometria) entre outras. O TE pode ser conduzido em diferentes ergômetros, na maioria das vezes em esteira ou bicicleta, onde podem ser aplicados diferentes protocolos, máximos [63, 64] ou submáximos [65, 66].

3.3.1 Limiar Anaeróbio

É bem estabelecido que o consumo de oxigênio pelos músculos durante o exercício físico é diretamente proporcional a intensidade do mesmo. De acordo com GAESSER e POOLE [67], WHIPP [68], a relação entre carga e $\dot{V}O_2$ pode ser dividida em três domínios de intensidade: moderado, intenso e severo. No primeiro domínio ou intensidade moderada, não ocorre aumento significativo da concentração de lactato ([La]). O limite superior deste domínio é o LL ou LA. O segundo domínio refere-se ao exercício intenso (“pesado”), nesta intensidade, acima do LA, a produção de lactato sobrepuja sua remoção, levando ao seu aumento exponencial. Caso a

intensidade do exercício se mantenha dentro do segundo domínio, a [La] pode ser novamente estabilizada. O terceiro e último domínio, referente a intensidade severa, acarreta na produção exacerbada de lactato. A partir da transição entre o segundo e o terceiro domínio, denominada, ponto máximo de estabilidade do lactato, a [La] aumenta sistematicamente e dá início ao processo de fadiga.

A transição do primeiro domínio para o segundo domínio ganhou muita atenção a partir do estudo de WASSERMAN e MCILROY [69]. Este estudo, pioneiro na introdução do termo LA, mostrou que a partir deste ponto ocorre mudança no predomínio do metabolismo energético. No exercício moderado, a fonte de ATP vem, predominantemente, de via aeróbia. Entretanto, a medida em que a demanda energética aumenta e a fonte aeróbia não é mais capaz de suprir tal necessidade, dá-se início ao processo de produção energético por meio de vias anaeróbias. A partir deste ponto, o fornecimento de energia aos músculos se dá, predominantemente, pela via anaeróbia. Deste modo, WASSERMAN e MCILROY [69] nomearam a transição do exercício moderado, onde existe predominância do metabolismo aeróbio, para o intenso, onde o metabolismo anaeróbio se torna predominantemente, de LA. Segundo os autores, o início do predomínio anaeróbio sobre o metabolismo aeróbio durante o exercício pode ser identificado de três formas: aumento na [La] no sangue, diminuição do bicarbonato e do Ph sanguíneo e aumento no coeficiente respiratório (R).

Pelo fato do LA marcar a transição de dois metabolismos importantes e dividir o exercício de intensidade moderado do intenso, este se tornou um índice importante de condicionamento em indivíduos saudáveis e não saudáveis, podendo ser utilizado como um índice para determinar a intensidade de treinamento. Tendo em mente a importância de se identificar o LA, começaram a surgir diferentes métodos para realizar tal tarefa. Inicialmente, foram propostos métodos que mediam o lactato sanguíneo diretamente. Em 1985, BEAVER *et al.* [70] usaram amostras de sangue da artéria braquial, coletadas a cada 2 minutos, para medir a [La] em um teste de carga crescente em cicloergômetro. Com os valores de [La], o LA era detectado a partir da quebra de linearidade da curva gerada pela transformação logarítmica da função da [La] em função do $\dot{V}O_2$. Outros métodos que utilizaram amostras sanguíneas para medir o lactato sanguíneo foram propostos. Alguns métodos se baseiam em um limiar fixo de lactato (i.e 4 mMol/l), utilizam a variação acima de uma linha de base pré definida para cada indivíduo (i.e acima de 2 mMol/l da [La] de repouso) e até mesmo analisaram a cinética do lactato sanguíneo para detecção do LA [70, 71]. Ainda que sejam muito difundidos e utilizados, os métodos que se baseiam na coleta do lactato sanguíneo são alvos de críticas pelo fato de serem invasivos e apresentarem baixa resolução temporal, ou seja, as medidas são feitas em intervalos maiores que 1 minuto. Neste sentido foram desenvolvidos métodos

não invasivos baseados nas trocas gasosas durante o exercício.

Para facilitar a detecção dos LA alguns estudos se propuseram a desenvolver métodos não invasivos que utilizam as trocas gasosas durante o exercício físico. Tais estudos perceberam a relação entre as variáveis ventilatórias e o LA a partir das seguintes relações:

1. perda de linearidade da curva da $\dot{V}E$;
2. perda de linearidade da curva do $\dot{V}CO_2$;
3. aumento sistemático do coeficiente respiratório;
4. aumento sistemático do equivalente ventilatório para O_2 sem aumento do equivalente ventilatório para o CO_2 ;
5. menor valor da pressão parcial de O_2 ($P_{et}O_2$) precedendo sua ascensão.

Apesar de eliminarem a questão invasiva do método que utiliza coleta de lactato sanguíneo, os métodos de detecção do LA por meio de variáveis ventilatórias não estão livres de críticas. Pelo fato de se basearem na mudança de comportamento dos índices ventilatórios, a detecção destas mudanças são feitas por inspeção visual, estando sujeito a erros e variações quando analisadas por diferentes observadores. Portanto são considerados métodos subjetivos. Para sanar essas limitações, tais métodos automáticos que utilizam algoritmos computacionais para detectar o LA, a partir de diferentes parâmetros ventilatórios, foram desenvolvidos [72].

Mesmo com os métodos não invasivos de detecção do LA a partir da análise das trocas gasosas durante o exercício, o alto custo dos equipamentos faz com que tais procedimentos sejam realizados, na maioria das vezes, em clínicas ou laboratórios de fisiologia do exercício. Devido a esta dificuldade e a grande importância da detecção do LA, diversos estudos se dedicam em desenvolver métodos mais simples, mais baratos, não invasivos e que permitam a realização dos testes fora do ambiente clínico ou laboratorial. Alguns estudos, baseados na evidência de que o LL e consequentemente o LV, ocorre em cargas próximas a elevação sistemática da atividade simpática [73], buscaram estimar o LA a partir do estudo do controle autonômico cardíaco durante o TPM.

Uma forma não invasiva de se estudar o comportamento autonômico cardíaco é a análise da variabilidade da FC medida batimento a batimento. Nesta área, os pesquisadores, a partir de métodos estatísticos e matemáticos buscam extrair informações do comportamento oscilatório da FC. A análise da variação da FC ao longo do tempo tem sido amplamente associada a boa saúde, quando existe muita variabilidade ou como mau prognóstico para diversas condições patológicas quando esta variação está suprimida [10]. A análise da VFC pode ser, basicamente, dividida

em dois domínios: tempo e frequência. Os métodos do domínio do tempo utilizam índices estatísticos, como média e desvio padrão para quantificar a variação da FC. No domínio da frequência, o estudo da VFC é feito, na maioria das vezes, por decomposição espectral a partir de algoritmos derivados da transformada discreta de Fourier ou por modelos autorregressivos [5, 74]. Em adição aos métodos do domínio do tempo e da frequência, alguns autores e *softwares* designam um terceiro campo de análise, denominado análises não lineares. Os parâmetros mais comuns desta área são a análise gráfica de Poincaré [75] e a *Detrended fluctuations analysis* [76].

A partir de um parâmetro derivado do método de Poincaré, denominado SD1, que reflete a variação da FC em curto prazo, TULPPO *et al.* [1] analisaram o comportamento autonômico cardíaco durante exercício de carga crescente. Neste estudo, os autores perceberam que o LA coincidiu com o primeiro ponto em que o a diferença entre os valores sucessivos de SD1 fosse menor que 1 ms (Figura 3.5, painel A). Em dois trabalhos semelhantes LIMA e KISS [2] e KARAPETIAN *et al.* [3], mostraram, respectivamente, que o ponto no qual o SD1 atingia valores menores que 3 ms (Figura 3.5, painel B) e o ponto de estabilização de dois índices derivados do domínio do tempo, MSD (Figura 3.6) (*Mean Successive Difference Between iRR*) e SDNN (*Standart Deviation of Natural Intervals*), também coincidiram com o LA (Figura 3.6). Outro método que utiliza técnicas um pouco mais complexas foi desenvolvido por COTTIN *et al.* [4]. Neste estudo os autores utilizaram a decomposição espectral da FC coletada batimento a batimento por meio da técnica *short time Fourier transform* (STFT), que calcula os índices espectrais de forma segmentada, retornando uma função tri dimensional: tempo x frequência x potência (Figura 3.7). Com a STFT os autores utilizaram dois índices derivados desta técnica: a área sob a curva de cada uma das funções de densidade espectral entre 0 e 2 Hz (*High Frequency*; HF), e a frequência do pico de energia desta banda (fHF). O resultado deste estudo mostrou que o LA coincidiu com valor mínimo de fHF (Figura 3.8) em função da carga de trabalho precedendo seu aumento e com a primeira perda de linearidade do produto $HF \times fHF$ após seu mínimo global também em função da carga de trabalho.

A existência de Todos esses estudos que procuram desenvolver métodos alternativos de baixo custo para estimar o LA, evidencia a importância deste área.

3.3.2 Comportamento da Frequência Cardíaca Durante o Teste Progressivo Máximo

As primeiras análises do comportamento da FC durante um teste de esforço máximo levavam a crer que existe uma relação linear entre tal variável e a carga de trabalho. Entretanto, trabalhos posteriores começaram a perceber um comporta-

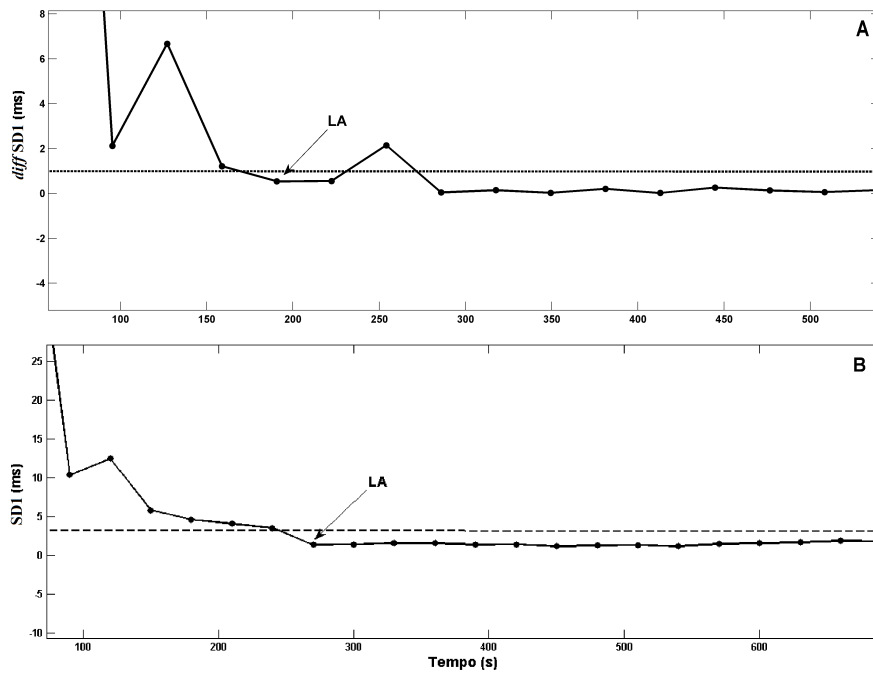


Figura 3.5: No painel A é apresentada a técnica de detecção do LA a partir do método de TULPPO *et al.* [1]. No painel B é apresentada a técnica de detecção do LA a partir do método de LIMA e KISS [2]. As setas indicam os instantes em que a diferença entre os sucessivos SD1 atingem valores abaixo de 1ms e quando os valores de SD1 atingem o limiar de 3 ms, respectivamente.

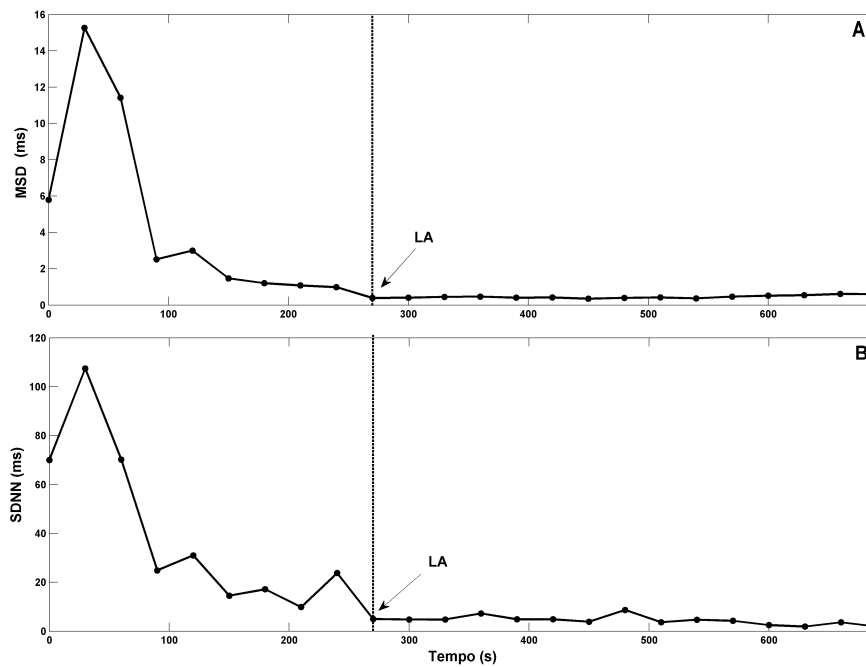


Figura 3.6: Detecção do LA a partir dos métodos propostos por KARAPETIAN *et al.* [3]. No painel A a seta indica o ponto de estabilização do índice MSD, enquanto no painel B a seta indica o ponto de estabilização do índice SDNN.

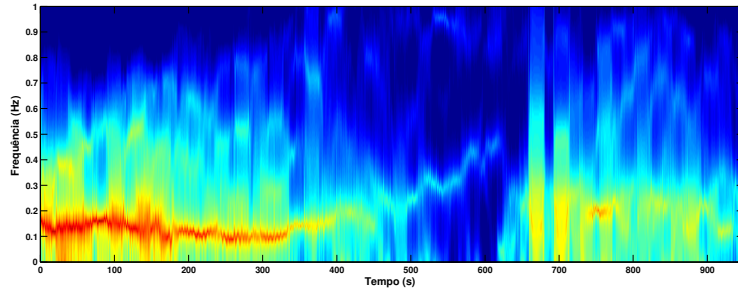


Figura 3.7: Decomposição espectral de um tacograma a partir da técnica *STFT* utilizada para detecção do LA pelo método de COTTIN *et al.* [4]

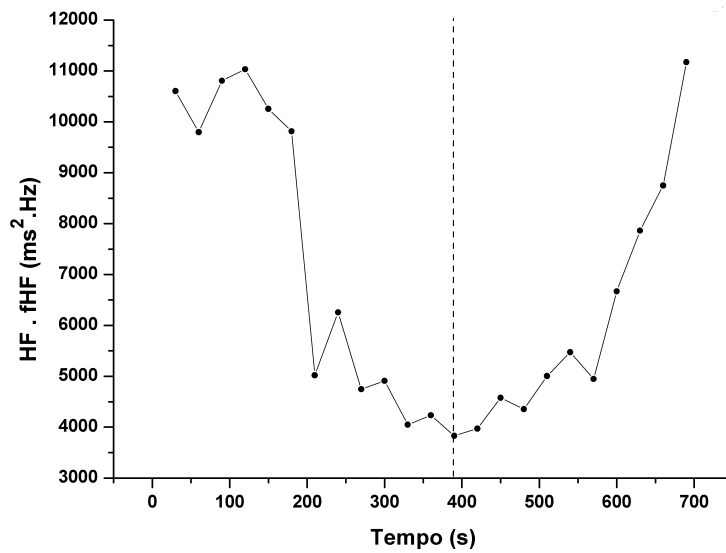


Figura 3.8: Detecção do LA a partir do mínimo global da função $HF.fHF$ ($ms^2.Hz$) obtida a partir da decomposição espectral dos iRR.

mento não tão linear da FC em função da carga em testes de esforço máximo [77, 78]. Foi observado que em cargas próximas à máxima, a FC tende a um platô [77–79]. Passaram-se aproximadamente 15 anos até que o interesse sobre a desaceleração que a FC apresenta em cargas próximas da máxima reaparecesse. Em seu estudo com 210 atletas corredores de média e longa distância, CONCONI *et al.* [19], a partir de um teste de corrida em campo, percebeu que o ponto em que a FC diminui sua taxa de incremento, denominado em seu estudo de PDFC, coincidiu com o segundo limiar de lactato [80], também denominado ponto de compensação respiratória. Não só em testes de corrida foi observado o PDFC, outros autores relataram a presença do comportamento curvilíneo da FC na natação [81], canoagem, ski *cross country*, ciclismo entre outros [82].

Em intensidades muito altas, o organismo não é capaz de eliminar toda a produção de lactato, ocasionando o aumento de sua concentração no sangue, podendo levar a um quadro de acidose metabólica e de exaustão do indivíduo. Deste modo, a determinação da intensidade de ocorrência do ponto de compensação respiratória é de grande importância para treinadores e fisiologistas do exercício no planejamento da intensidade do treinamento [83] ou para reabilitação de pacientes [17, 62].

LIMA [20] foi capaz de perceber outro ponto importante no comportamento da FC durante o teste máximo. Seu estudo sugeriu que a FC durante o teste progressivo máximo tem uma aparência mais curvilínea. A afirmação de LIMA [20] se deve a existência de um ponto onde a FC apresenta taxa de variação máxima, e, a partir desse ponto, a variação da FC é menor. O autor observou que, apesar de ser encontrado a uma ligeiramente carga superior, o PIFC possui correlação com o ponto em que o lactato assume valores acima de 2 mMol. Em outras palavras, o PIFC se correlacionou com o LA ($r=0,72$), e que o ajuste sigmoidal foi melhor para representar o formato de “S” apresentado pela FC em 82% dos indivíduos durante o TPM em comparação ao ajuste linear.

Não é de se estranhar a relação entre a maior produção de lactato e a mudança do comportamento linear da FC. O sistema nervoso autônomo e o sistema endócrino atuam de forma integrada. Tal relação fica mais evidente ao lembrarmos que existe participação do sistema endócrino no mecanismo de regulação do SNA, bem como existe a regulação da secreção endócrina pelo sistema nervoso autônomo.

3.3.3 Trocas Gasosas Durante Teste Progressivo Máximo

Com o início do exercício a demanda de O_2 pelas células musculares aumenta, refletindo em queda da FeO_2 . Ao mesmo tempo, devido à oxidação celular, a produção e expiração de $FeCO_2$ aumenta, juntamente com $\dot{V}O_2$, $\dot{V}E$ e o $\dot{V}CO_2$. Nestas

condições, em que a $[La]$ é pequena e a relação $\dot{V}CO_2 / \dot{V}O_2$ está entre 0,7 e 0,8, existem fortes evidências que em exercício de intensidade moderada o metabolismo predominante é o aeróbia. Com o aumento da intensidade, a taxa de Trifosfato de Adenosina (ATP) produzida pela glicólise aumenta. Este processo contribui para a formação dos íons H^+ que são tamponados pelo bicarbonato presente na corrente sanguínea (HCO_3^-). A reação entre H^+ e o HCO_3^- dá origem ao ácido carbônico que se torna pouco estável quando dissolvido no plasma, produzindo H_2O e CO_2 . Neste estágio, a elevada $[La]$ e de CO_2 estimula o controle respiratório, que aumenta a $\dot{V}E$ com intuito de evitar a acidose metabólica. A combinação entre a elevação não linear da $\dot{V}E$ e as altas concentrações de CO_2 na corrente sanguínea resultam em maior $\dot{V}CO_2$. A menor utilização do O_2 em decorrência do recrutamento de fibras musculares predominantemente glicolíticas resulta em uma maior FeO_2 . A associação do primeiro aumento não linear da $\dot{V}E$ e do $\dot{V}CO_2$ com o acréscimo da FeO_2 , bem como o aumento na $[La]$ marcam a transição do metabolismo predominante aeróbio para o metabolismo predominante anaeróbio [15].

Com a progressão do exercício, ao atingir uma intensidade próxima do $\dot{V}O_{2max}$, tanto o $\dot{V}O_2$ quanto a FC crescem linearmente até formarem um platô. Neste estágio do exercício, que marca a transição da intensidade alta para a severa, a $[La]$ está, em média, 4 mMol/l e a partir deste ponto, seu aumento ocorre rapidamente até a exaustão do indivíduo. Na tentativa de compensar o aumento da acidez sanguínea, provocada pelo lactato, ocorre novamente uma perda de linearidade da curva da $\dot{V}E$ e o contínuo aumento do $\dot{V}CO_2$. O aumento da $[La]$ é tão intenso que o aumento adicional da $\dot{V}E$ não é suficiente para diminuir a acidez sanguínea, levando a queda da $FeCO_2$. A transição do exercício de alta intensidade para o exercício de intensidade severa é marcada pelo aumento abrupto da $[La]$, queda da $FeCO_2$ e um segundo crescimento não linear da $\dot{V}E$ [15].

3.4 Método dos Mínimos Quadrados

No campo da otimização matemática dado um problema ou um conjunto de problemas, geralmente estamos a procura de valores que minimizem ou maximizem um determinado custo. Na física, química, biologia ou na ciência em geral, existem diversas áreas nas quais podemos aplicar os conhecimentos de otimização matemática para chegarmos nos resultados esperados. Um exemplo típico da aplicação da otimização na ciência é o ajuste de um modelo teórico sobre um conjunto de dados coletados, afim de extrairmos informações sobre o fenômeno que rege o sistema que gerou os dados em questão. Neste caso, o primeiro passo é determinar o modelo que irá ser utilizado, este passo pode ser um dos mais importantes, pois é onde se aplica a lei da parcimônia: se escolhermos um modelo muito simples não será possível extrair

informações úteis sobre o sistema, ao passo que, se for escolhido um modelo muito complexo, o problema pode se tornar muito complexo e muito específico para cada conjunto de dados [84]. A parametrização do conjunto de dados coletados pode ser feita a partir da minimização da discrepância entre os valores observados e os valores teóricos ao quadrado. Minimizando esta função, denominada função objetivo ou função custo, serão encontrados os parâmetros do modelo que mais aproximam os valores estimados dos valores experimentais. Uma técnica largamente utilizado neste tipo de problema é o método dos mínimos quadrados (MMQ), que pertence a classe da otimização sem restrições, que busca minimizar o quadrado do erro entre o modelo e os valores reais.

3.4.1 Ajuste Linear

O ajuste de curvas pode ser utilizados em situações nas quais é necessário descobrir ou desenvolver uma relação entre duas medidas. Em muito casos, existe um comportamento linear entre as variáveis, e portanto, o ajuste de uma reta ou de um polinômio produz uma função objetivo também linear que possui um mínimo global que pode ser encontrado de forma analítica. As seguintes equações demonstram como ajustar um modelo linear genérico sobre um conjunto de observações $\{(x_1, y_1), \dots, (x_N, y_N)\}$, onde os x_n são as variáveis independentes e os y_n são as variáveis dependentes, por meio do MMQ:

$$E(a, b) = \sum_{n=1}^N (y_n - (ax_n + b))^2 \quad (3.1)$$

A partir da função objetivo 3.1, que representa o erro (resíduo) ao quadrado do modelo em relação aos valores experimentais, deve-se encontrar os valores de a e b que minimizam esta função. Para tal devemos encontrar o mínimo desta função por meio de suas derivadas parciais igualadas a zero:

$$\frac{\partial E}{\partial a} = 0, \frac{\partial E}{\partial b} = 0 \quad (3.2)$$

As derivadas parciais da função objetivo chegam no seguinte resultado:

$$\begin{aligned} \frac{\partial E}{\partial a} &= \sum_{n=1}^N 2(y_n - (ax_n + b)) \cdot (-x_n) \\ \frac{\partial E}{\partial b} &= \sum_{n=1}^N 2(y_n - (ax_n + b)) \cdot 1 \end{aligned} \quad (3.3)$$

Reorganizando as equações e as igualando a zero, tem-se:

$$\begin{aligned}
\sum_{n=1}^N (y_n - (ax_n + b)) \cdot x_n &= 0 \\
\sum_{n=1}^N (y_n - (ax_n + b)) &= 0 \\
\left(\sum_{n=1}^N x_n^2 \right) a + \left(\sum_{n=1}^N x_n \right) b &= \sum_{n=1}^N x_n y_n \\
\left(\sum_{n=1}^N x_n \right) a + \left(\sum_{n=1}^N 1 \right) b &= \sum_{n=1}^N y_n
\end{aligned} \tag{3.4}$$

Para encontrar os valores de a e b que minimizam a Equação 3.1 basta resolver o sistema de equações lineares abaixo:

$$\begin{pmatrix} a \\ b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_{n=1}^N x_n^2 & \sum_{n=1}^N x_n \\ \sum_{n=1}^N x_n & \sum_{n=1}^N 1 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \sum_{n=1}^N x_n y_n \\ \sum_{n=1}^N y_n \end{pmatrix} \tag{3.5}$$

A resolução do MMQ para ajustes lineares também pode ser feito para equações lineares de M parâmetros. Neste caso, a notação matricial ou notação compacta representa melhor a generalização do MMQ para estimativas de múltiplos parâmetros:

$$y = \begin{pmatrix} y_1 \\ \vdots \\ y_n \end{pmatrix}, \mathbf{X} = \begin{pmatrix} 1 & x_{21} & \dots & x_{k1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_{2n} & \dots & x_{kn} \end{pmatrix}, \boldsymbol{\beta} = \begin{pmatrix} \beta_1 \\ \vdots \\ \beta_k \end{pmatrix}, \boldsymbol{\varepsilon} = \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \vdots \\ \varepsilon_k \end{pmatrix} \tag{3.6}$$

Onde y é o vetor com as variáveis observadas; X contém as variáveis independentes β é o vetor dos coeficientes a serem estimados pelo MMQ e ε é vetor que contém os desvios da equação estimada dos dados observados (resíduos).

A equação linear generalizada pode ser vista da seguinte forma:

$$y = \mathbf{X}\boldsymbol{\beta} + \boldsymbol{\varepsilon} \tag{3.7}$$

Rearranjando a Equação 3.7 e logo em seguida multiplicá-la pela sua transposta, obtém-se a função custo $E(\mathbf{X}, \boldsymbol{\beta})$ a ser minimizada:

$$E(\mathbf{X}, \boldsymbol{\beta}) = (y - \mathbf{X}\boldsymbol{\beta})^\top (y - \mathbf{X}\boldsymbol{\beta}) \tag{3.8}$$

Tomando a derivada parcial da função custo em relação aos coeficientes $\boldsymbol{\beta}$ e a igua-

lando a zero, tem-se:

$$\begin{aligned}\frac{\partial E}{\partial \beta} &= -2\mathbf{X}^\top y + 2\mathbf{X}^\top \mathbf{X} \beta \\ \mathbf{X}^\top \mathbf{X} \beta &= \mathbf{X}^\top y.\end{aligned}\tag{3.9}$$

Resolvendo o sistema para β , obtém-se:

$$\beta = (\mathbf{X}^\top \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^\top y\tag{3.10}$$

Uma vantagem do ajuste linear a partir do MMQ é que existem soluções analíticas para o sistemas de equações necessárias para estimar os parâmetros das equações a serem ajustadas. A função do erro quadrático dos parâmetros desconhecidos é convexa, e portanto livre de mínimos locais, possuindo apenas o mínimo global (Figura 3.9). Portanto, o ajuste linear por MMQ é rápido e pode ser feito com pequeno esforço computacional.

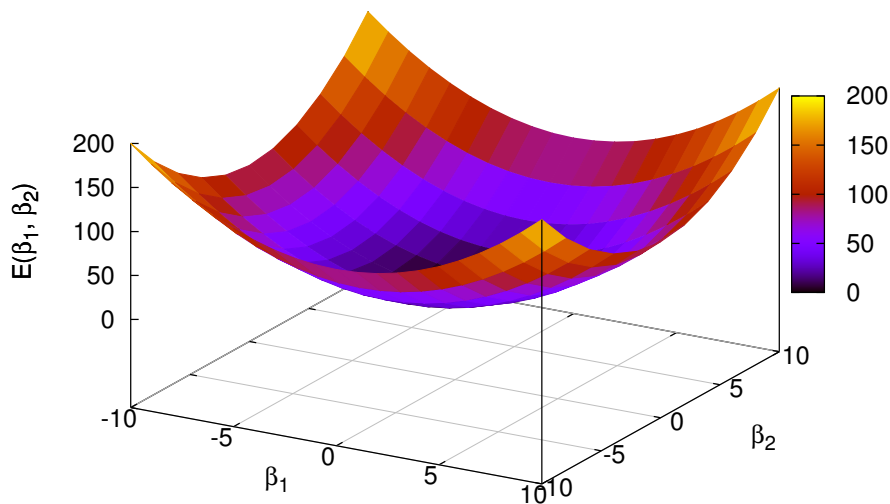


Figura 3.9: Ilustração de uma função objetivo convexa em função dos parâmetros β_1 e β_2

3.4.2 Ajuste Não Linear

Muitas vezes a relação entre duas medidas pode ser não linear e nestes casos os modelos lineares podem não trazer ou trazer pouca informação sobre os dados. Uma alternativa que utiliza métodos mais complicados em relação ao ajuste linear é modelar os dados a partir de uma equação não linear, que por sua vez produz uma função objetivo também não linear (Figura 3.10) que, geralmente, impede a resolução puramente analítica deste problema. Na modelagem não linear a função

objetivo possui outros mínimos além do mínimo global e a busca pelos melhores parâmetros para o modelo deve ser feita de forma iterativa por meio de algoritmos especializados. Outro fator que não é observado no ajuste linear e esta presente no ajuste não linear é a necessidade da escolha de parâmetros iniciais. Pelo fato do MMQ para modelos não lineares ser iterativo, este deve partir de estimativas iniciais que são atualizadas sequencialmente até os melhores valores (mínimo da função objetivo). A escolha correta dos parâmetros iniciais é de grande importância para o sucesso do algoritmo, pois uma escolha equivocada pode levar a falha de convergência ou a estimativas de parâmetros que não representam bem os dados.

Existem diversos algoritmos que otimizam a função objetivo de problemas não lineares. Apesar de diferentes e cada um ser mais indicado para determinados casos, todos seguem os seguintes passos básicos [85]:

1. Escolha dos parâmetros iniciais;
2. Construção da curva a partir dos parâmetros iniciais;
3. Calcular a soma do erro quadrado gerado pelas discrepância entre os valores observados e os estimados;
4. Ajustar os parâmetros iniciais afim de aproximar a curva aos dados experimentais. Este passo é repetido até a convergência ou até o número de iterações atingir o número desejado;
5. Retorna os valores quando o critério de convergência é atingido.

3.4.3 Método do Gradiente Descendente

Um algoritmo que realiza os passos supracitados de forma simples e serve de base para diversos outros algoritmos de otimização é o método do gradiente descendente (*method of steepest descent*). Este método utiliza as derivadas parciais da função objetivo em relação aos parâmetros a serem estimados, o que faz com que os valores sejam atualizados contra o gradiente da função, ou seja, “descendo” para valores cada vez menores em busca do mínimo da função, onde as derivadas são iguais a zero e o algoritmo converge.

$$\beta^{(s+1)} = \beta^{(s)} - \lambda \Delta f \quad (3.11)$$

O método do gradiente descendente apresenta bons resultados quando a função objetivo não possui mínimos locais e os parâmetros iniciais fornecidos estão próximos da solução. Outra crítica em relação ao método do gradiente descendente é o passo (λ) fixo entre as iterações. Em cada passo, o erro quadrático é reduzido, porém se o

valor de $\beta^{(s)}$ estiver próximo da solução, e o passo for grande, apesar de ser um ponto positivo frente a mínimos locais, a próxima estimativa pode se afastar da solução podendo formar uma espécie de movimento em “zig-zag”. Em contrapartida, se o passo for pequeno, o algoritmo pode demorar a convergir, além de poder atingir mínimos locais mais facilmente [85].

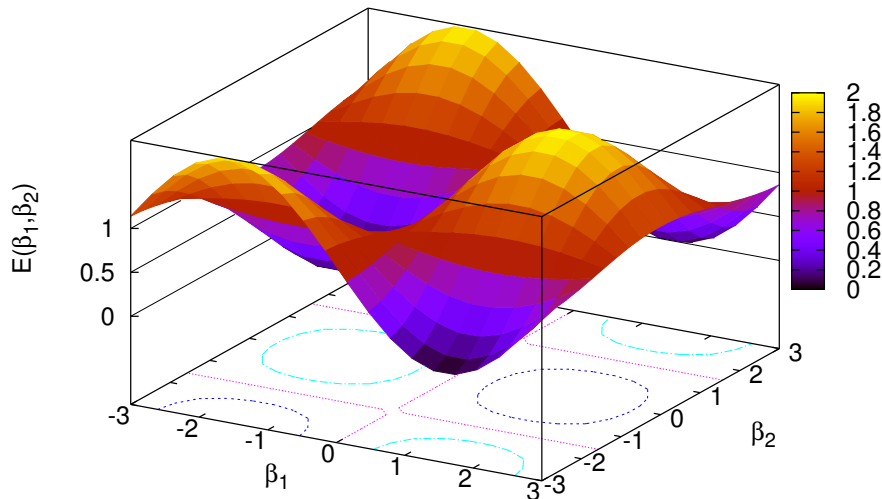


Figura 3.10: Exemplo hipotético de uma função objetivo não linear em função dos parâmetros β_1 e β_2

3.4.4 Método de Gauss-Newton

O método de Gauss-Newton (GN), assim como o método do gradiente descendente, também depende dos parâmetro iniciais, entretanto as aproximações sequenciais da solução são feitas de forma linear utilizando a expansão da série de Taylor do gradiente Δ , ou seja, a cada iteração os valores atuais de β são atualizados contra o gradiente da função objetivo para seus valores vizinhos a partir da expansão deste valor pela série de Taylor.

Dada a função objetivo para o MMQ não linear:

$$S = \sum_{n=1}^N r_n^2 \quad (3.12)$$

onde r é a diferença entre os valores reais e os valores estimados pelo modelo f em função das variáveis independentes x_n a partir dos parâmetros β_n : $r_n = y_n - f(x_n, \beta)$. Os valores iniciais $\beta^{(0)}$ são atualizados pelo algoritmo de GN até a solução β^* da

seguinte forma:

$$\beta^{(s+1)} = \beta^{(s)} + \lambda \Delta \quad (3.13)$$

O gradiente Δ pode ser considerado a atualização aplicada a β para o algoritmo se aproximar da solução. Neste método o gradiente pode ser expresso na forma de matriz das derivadas parciais de primeira ordem de f em função de β . No caso de um modelo com m parâmetros a serem estimados a matriz Jacobiana (J) tem a seguinte forma:

$$J_f = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial \beta_1} & \frac{\partial f_1}{\partial \beta_2} & \cdots & \frac{\partial f_1}{\partial \beta_m} \\ \frac{\partial f_2}{\partial \beta_1} & \frac{\partial f_2}{\partial \beta_2} & \cdots & \frac{\partial f_2}{\partial \beta_m} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial f_n}{\partial \beta_1} & \frac{\partial f_n}{\partial \beta_2} & \cdots & \frac{\partial f_n}{\partial \beta_m} \end{pmatrix} \quad (3.14)$$

A partir da matriz J encontra-se o gradiente Δ :

$$\Delta = (J_f^T J_f)^{-1} J_f^T r \quad (3.15)$$

O método de GN possui a vantagem de possuir os passos das aproximações sequenciais calculados, a partir de técnicas de procura linear, em cada iteração, o que confere a este método rápida convergência quando os valores de $\beta^{(0)}$ estão próximos da solução. Em contrapartida, este método depende da inversão da matriz J , como pode ser visto na Equação 3.15. Em alguns casos esta matriz pode possuir deficiência de posto, o que a torna não invertível, impedindo a convergência do algoritmo. Em adição, o método de GN apresenta baixa eficácia quando os valores de $\beta^{(0)}$ estão distantes da solução [86].

3.4.5 Método de Levenberg-Marquardt

Pode-se dizer que o método do gradiente descendente e o método de GN são complementares. O primeiro, possui convergência mais rápida do que o método de GN quando a iteração atual está longe da solução. Entretanto, quando o algoritmo está próximo da solução o método de GN é mais eficaz. Baseado nessa complementação mútua que existe entre os métodos do gradiente descendente e de GN, LEVENBERG [87] desenvolveu um método complexo, posteriormente aprimorado por MARQUARDT [88], que associa as vantagens dos métodos descritos acima:

$$\beta^{(s+1)} = \beta^{(s)} + -(\mathbf{H} + \lambda \mathbf{I})^{-1} \Delta f(x_n) \quad (3.16)$$

onde \mathbf{H} é a matriz das derivadas parciais de segunda ordem da função f em relação a cada variável independente x_n e \mathbf{I} é uma matriz identidade. A troca entre o método descendente e o método de GN pelo algoritmo de LM pode ser resumido

da seguinte forma: se o erro ao quadrado diminuir após uma atualização do valor de $\beta^{(s)}$ significa que a aproximação pela expansão da série de Taylor do método de GN funcionou, então o valor do passo λ é diminuído para diminuir a influência do gradiente. Ao passo que, se o erro ao quadrado aumentar é interessante que o passo a favor do gradiente seja maior, deste modo λ é aumentado. O algoritmo de Levenberg-Marquardt possui uma excelente eficácia e por conta disso está presente na maioria dos softwares que realizam ajustes e regressões não lineares [85].

Capítulo 4

Método Proposto

4.1 Sujeitos

O presente estudo contou com 15 indivíduos jovens do sexo masculino. Como critério de inclusão, adotou-se a necessidade de os mesmos serem saudáveis e não estarem sob uso de qualquer tipo de medicação. Os participantes foram orientados para não realizar exercícios vigorosos ou ingerir bebidas cafeinadas ou alcoólicas 24 horas antes de chegarem ao laboratório.

A Tabela 5.1 apresenta detalhadamente as características da amostra. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre esclarecido e o protocolo experimental do presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal do Rio de Janeiro

4.2 Protocolo Experimental

Inicialmente, foi medido o nível de atividade física (NAF) dos voluntários por meio do questionário de Baecke [89, 90]. Em seguida, os voluntários foram submetidos a medições da massa corporal (Filizola, Brasil), Estatura (Filizola, Brasil) e dobras cutâneas (Cescorf, Brazil). A medição das dobras cutâneas seguiu o protocolo de três dobras de JACKSON e POLLOCK [91]. Após as avaliações iniciais, os voluntários eram posicionados na bicicleta ergométrica, onde os mesmos permaneciam em repouso, para aquisição do ECG, medição da pressão arterial (PA) sistólica (PAS) e diastólica (PAD) e as trocas gasosas por meio do analisador metabólico INNO500 (Innocor, Dinamarca). Em seguida, os sujeitos realizaram o TPM, com potência inicial de 25 W e incrementos de 25 W a cada minuto até a exaustão voluntária máxima. Durante o teste progressivo máximo a FC e as trocas gasosas foram adquiridas continuamente, enquanto a PA era aferida a cada minuto, respeitando sempre o mesmo intervalo entre as medidas. Durante o teste também foi

medida a percepção subjetiva do esforço (PSE) por meio da escala modificada de BORG [92]. Após o teste progressivo máximo os voluntários permaneciam sentados na bicicleta ergométrica durante 5 minutos para aquisição contínua da FC e das trocas gasosas. Ao final deste período a PAS, PAD e a PSE eram medidas.

4.3 Medidas Antropométricas

A avaliação antropométrica consistiu na mensuração da massa corporal, a estatura e das dobras cutâneas. A partir das medidas de massa corporal e estatura, foi calculado o índice de massa corporal (IMC). As dobras cutâneas do tórax, abdome e coxa foram mensuradas por meio de um adipômetro (Cescorf, Brasil) para estimativa do percentual de gordura corporal (%GC) a partir das equações de JACKSON e POLLOCK [91] e SIRI [93].

4.4 Avaliação do Nível de Atividade Física

O NAF foi avaliado por meio do questionário internacional do nível de atividade física (QIAF) [89], validado para estudos com adultos brasileiros [90]. Este questionário avalia o nível de treinamento a partir dos escores obtidos em três domínios, a saber:

1. Atividade Física Ocupacional (AFO);
2. Exercícios Físicos no Lazer (EFL);
3. Atividades de Lazer e Locomoção (ALL).

Entretanto, no presente estudo somente foi utilizado o escore relativo aos EFL, que reflete o produto das respostas referentes à intensidade, duração e frequência em que as atividades esportiva/exercício são realizadas. A intensidade da atividade foi baseada no Compêndio de Gasto Energético que contém estimativa dos dispêndios energéticos de diversas atividades e permite a classificação em leve, moderada ou intensa [94]. Quanto maior o escore alcançado no domínio EFL maior o NAF.

4.5 Registro do ECG e dos iRR

O sinal de ECG foi obtido a partir de cinco eletrodos superficiais pela derivação 1 (D1), posicionados, de acordo com o consenso nacional de ergometria [95], nas seguintes posições para obtenção das derivações CM_5 , aVF e V_2 modificadas (Figura 4.1):

- eletrodo de braço direito (RA) - colocado junto à fúrcula externa (manúbrio);
- eletrodo de braço esquerdo (LA) - colocado na posição V_5 do ECG clássico;
- eletrodo da perna esquerda (LL) - colocado próximo a crista ilíaca esquerda;
- eletrodo da perna direita (RR) - colocado na posição de V_5R .
- eletrodos V_1 e V_2 colocados nas posições clássicas do ECG.

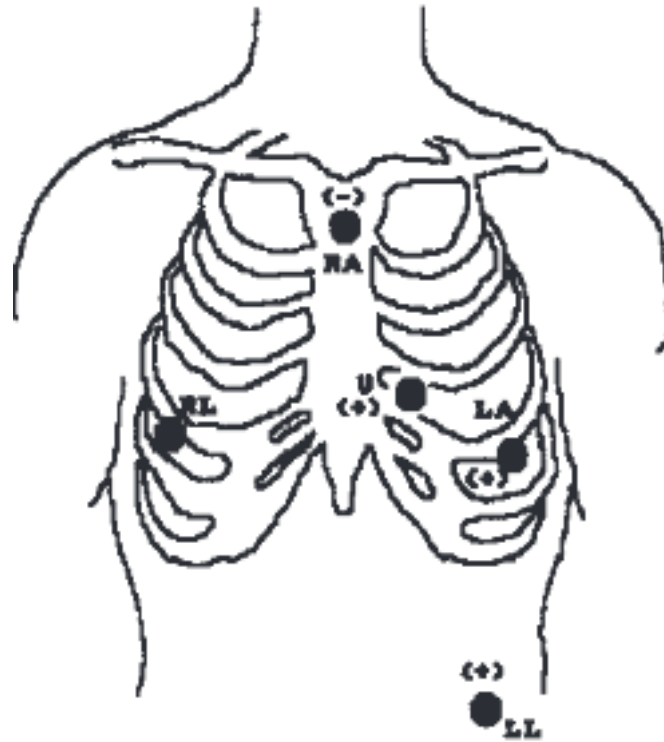


Figura 4.1: Representação esquemática do posicionamento dos eletrodos superficiais nas derivações CM_5 , aVF_e e V_2 para coleta do ECG.

Anteriormente ao posicionamento dos eletrodos foi feita limpeza da pele nas respectivas posições. Caso fosse necessário, também era realizada tricotomia nos voluntários.

A aquisição do ECG foi realizada utilizando-se o elecardiógrafo MCL07 (Ecafix, Brasil) juntamente com o *Data Acquisition System* (DAS) [96], um programa escrito na linguagem LabView (National Instruments, EUA) para aquisição de sinais biológicos, com uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O sinal foi amostrado e armazenado em um computador pessoal, com sistema operacional Ubuntu versão 13.10, por intermédio de uma placa conversora analógico/digital modelo NI-USB 6008 (National Instruments, EUA) com resolução de 12 bits. Além da aquisição da atividade cardíaca pelo ECG, os pulsos cardíacos também foram coletados por meio da placa Polar[®] “*Heart Rate Monitor Interface*” (Figura 4.2) com uma frequência de amostragem de 1000 Hz também ligada ao DAS. Este equipamento registra a

atividade elétrica do coração e gera um impulso no momento da despolarização dos ventrículos. A transmissão dos pulsos cardíacos para a placa HRMI ocorria por meio de uma cinta da Polar[®] (T31, Kenpele, Finlândia) posicionada em torno do tórax dos voluntários. A aquisição do ECG e dos pulsos cardíacos pela placa Polar[®] HRMI foram realizadas de forma contínua no repouso, aquecimento, no TPM e na recuperação.

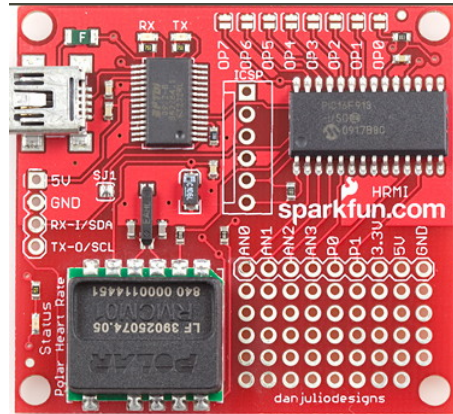


Figura 4.2: Imagem da placa Polar[®] HRMI utilizada nos experimentos.

4.6 Registro das Variáveis Ventilatórias

As variáveis ventilatórias ($\dot{V}O_2$, $\dot{V}CO_2$ e $\dot{V}E$) foram mensuradas a partir de uma máscara de baixa resistência conectada ao analisador de gases Innocor[®] (Innovision, Odense, Dinamarca), validado para teste progressivo máximo [97] e devidamente calibrado no início de cada teste. A partir destas variáveis foram calculados, pelo analisador de gases, os equivalentes ventilatórios para o oxigênio ($\dot{V}E \setminus \dot{V}O_2$) e para o dióxido de carbono ($\dot{V}E \setminus \dot{V}CO_2$). As amostras foram coletadas a uma taxa aquisição de 100 Hz, e a partir de um algoritmo de detecção de ciclos respiratórios interno do equipamento, os dados também foram armazenados em modo *breath-by-breath*. Com intuito de sincronizar os sinais coletados pelo Innocor e pelo DAS, o fluxo respiratório foi coletado por meio de ambos, a uma taxa de aquisição de 100 Hz e 1000 Hz, respectivamente. Bem como o ECG e os iRR, as variáveis ventilatórias foram adquiridas de forma contínua no período de repouso, no aquecimento, no TPM e na recuperação. Após a aquisição dos sinais, os dados brutos (amostrados em 100 Hz), quanto os dados armazenados em modo *breath-by-breath*, foram exportados para um computador pessoal para serem analisados no software Matlab[®].

4.7 Teste Progressivo Máximo

Após a preparação inicial, posicionamento dos eletrodos e da máscara para registro das variáveis ventilatórias nos voluntários, estes foram conduzidos a uma bicicleta ergométrica microcontrolada com frenagem eletromagnética, modelo CG-08 (Inbrasport, Brasil). Os voluntários permaneceram sentados em repouso durante 3 minutos. Em sequência, deu-se início a fase de aquecimento, na qual os voluntários pedalarão com manutenção de 50 a 60 rpm com uma carga de 5 W durante 3 minutos. Ao final desta fase o TPM era iniciado com uma carga de 25 W e incrementos de 25 W a cada minuto. Os voluntários eram encorajados a manter entre 50 e 60 rpm. O ECG, os iRR (Figura 4.3) e as variáveis ventilatórias foram continuamente registradas, e no final de cada estágio eram mensuradas a PAS e PAD e a PSE por meio de um esfigmomanômetro (Wanmed, Brasil) e pela escala de Borg [92] modificada de 10 níveis, respectivamente. Para avaliação da PSE, os avaliadores perguntavam aos voluntários o nível do esforço periférico (esforço dos membros inferiores) e também o nível de esforço central (esforço pulmonar) percebido por eles. O TCM foi conduzido, caso nenhum evento listado na Tabela 4.1 ocorresse, até a exaustão voluntária máxima dos voluntários, sendo estes incapazes de manter, no mínimo, 50 rpm. Ao final do teste a carga da bicicleta era reduzida para 5 W e os voluntários eram orientados a manter uma cadência confortável por um período de 5 minutos.

Tabela 4.1: Critérios de interrupção do TPM em adultos de baixo risco

Critérios de interrupção
<ul style="list-style-type: none">• Início de angina ou sintomas anginosos.• Queda na pressão arterial sistólica em $> 10\text{mmHg}$ em relação à pressão arterial basal, apesar de aumento na carga de trabalho.• Elevação excessiva na pressão arterial: pressão sistólica $> 25\text{mmHg}$ ou pressão diastólica $> 115\text{mmHg}$.• Falta de ar, sibilos, câibras nas pernas ou claudicação.• Sinais de perfusão precária: tonteira, confusão, ataxia, palidez, cianose, náuseas ou pele fria e úmida.• Ausência de aumento na frequência cardíaca com uma maior intensidade do exercício.• Modificação perceptível no ritmo cardíaco.• O indivíduo pede para parar.• Manifestações físicas ou verbais de fadiga extrema.• Falha do equipamento do teste.

* ACSM 2007 [32]

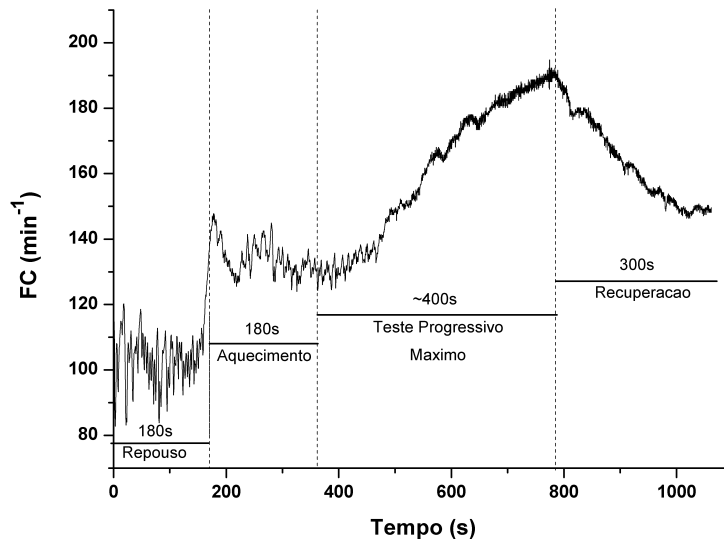


Figura 4.3: Comportamento da FC derivada do ECG durante o protocolo experimental. Os períodos de repouso, aquecimento, TPM e recuperação estão demarcados com as respectivas durações.

4.8 Sincronização dos Sinais

Pelo fato do ECG, dos iRR e das variáveis ventilatórias terem sido coletadas em equipamentos distintos, para que não houvesse distorção temporal entre os dados, foi necessária a realização da sincronização dos sinais obtidos pelo DAS e os adquiridos pelo Innocor[®]. Para tanto, no início da fase de repouso, logo quando o Innocor[®] iniciava os registros dos gases, foi pedido aos voluntários que fizessem uma pausa inspiratória inicial (PII) com 3 segundos de duração. Da mesma forma, no final do registro da recuperação, foi pedido que o voluntário fizesse uma pausa inspiratória final (PIF) também por 3 segundos. Como o fluxo respiratório foi coletado tanto pelo DAS quanto pelo Innocor[®], as pausas realizadas pelos voluntários refletiram em um padrão linear próximo de zero de fácil percepção em ambos os sinais de fluxo (Figura 4.4). Após as pausas serem identificadas, foram selecionados o ponto referente ao final da inspiração do primeiro ciclo respiratório após a PII e o ponto referente ao final da inspiração do último ciclo respiratório anterior a PIF. Estes pontos foram utilizados para limitar o trecho em que o ECG, os iRR e os dados exportados pelo Innocor[®] foram recortados. Em seguida os sinais foram alinhados com início em zero segundo tornando-os sincronizados e com mesma duração (Figura 4.5).

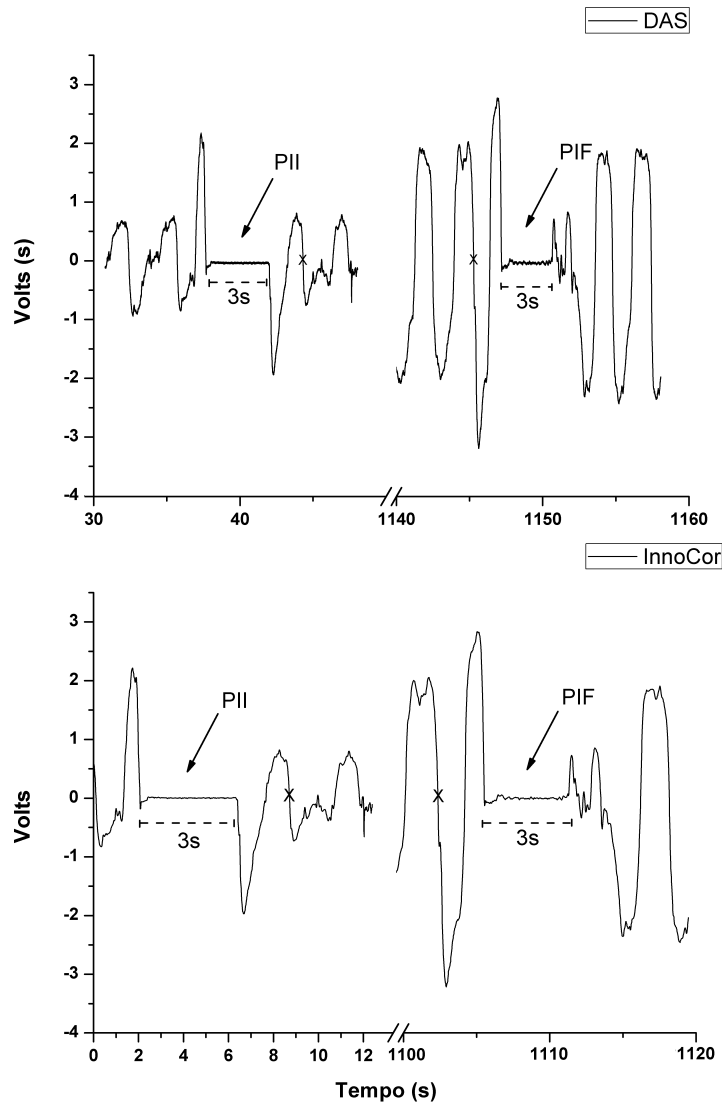


Figura 4.4: Exemplo típico de um sinal de fluxo adquirido pelo DAS (painel superior) e pelo InnoCor (painel inferior). As setas apontam para a PII e para a PIF, enquanto o “x” representa o ponto de recorte dos sinais.

4.9 Detecção dos iRR

4.9.1 Detecção dos iRR derivados do ECG

A detecção dos picos R do sinal de ECG foi feita por meio de um algoritmo simples baseado na primeira derivada do ECG. Anteriormente a detecção dos picos R, com intuito de remover a linha de base, remover ruídos com alta frequência e realçar os complexos QRS, foi aplicado ao ECG um filtro *buttrworth* de quarta ordem com banda passante entre 5 Hz e 200 Hz em direção direta e reversa para evitar distorção da fase do sinal. Após a filtragem do ECG, foi determinado um limiar fixo, na maioria das vezes, de 1 mV para seleção dos picos R. Em seguida, o ECG foi derivado com a função “*diff*” disponível na linguagem Matlab (MathWorks,

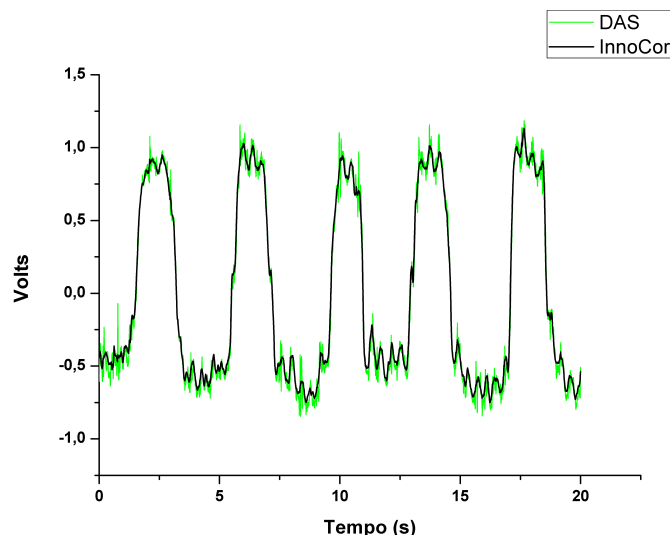


Figura 4.5: Resultado da sincronização dos sinais a partir dos dados de fluxo.

EUA), e de forma iterativa, os picos R eram identificados se os valores da derivada do ECG cruzassem o zero (*zero crossing*) e o ponto correspondente no ECG filtrado fosse maior que o limiar estipulado (Figura 4.7). A utilização de limiar fixo pode acarretar na detecção de batimentos ectópicos [98], deste modo, após a identificação dos picos R, foi realizada edição manual, na qual era possível realizar a adição de batimentos que deveriam ser incluídos e não foram detectados pelo algoritmo e que também permite a exclusão de batimentos que não deveriam compor o tacograma de intervalos de origem sinusal (Figura 4.8). Após a detecção dos picos R dos ECG o recíproco dos iRR foram multiplicados por 60 para obtenção da FC instantânea.

4.9.2 Detecção dos iRR derivados da placa HRMI

Os picos do trem de impulsos gerados pela placa Polar[®] HRMI foram identificados da seguinte forma:

1. Determinação de um limiar:

$$x[n] = \begin{cases} 1, & x[n] \geq l \\ 0, & x[n] < l \end{cases} \quad (4.1)$$

onde $x[n]$ é o n -ésimo valor do sinal oriundo da placa Polar[®] HRMI e l é o limiar estipulado

2. Criar dois vetores de tamanhos $N - 1$:

$$\begin{cases} x_1 = x[j], \text{ para } j = 1, 2, \dots, N - 1 \\ x_2 = x[i], \text{ para } i = 2, 3, \dots, N \end{cases} \quad (4.2)$$

onde N é o numero de pontos do sinal $x[n]$

3. Subtrair o vetor x_2 pelo vetor x_1 :

$$x_3 = x_2 - x_1 \quad (4.3)$$

4. Encontrar as posições cujo x_3 é igual a 1:

$$x_4[j] = \left\{ n + 1, x_3[n] = 1 \right. \quad (4.4)$$

5. Derivar o sinal e dividir o resultado pela frequência de amostragem para encontrar os iRR:

A figura 4.6 apresenta um trecho de um sinal adquirido pela placa Polar[®] HRMI.

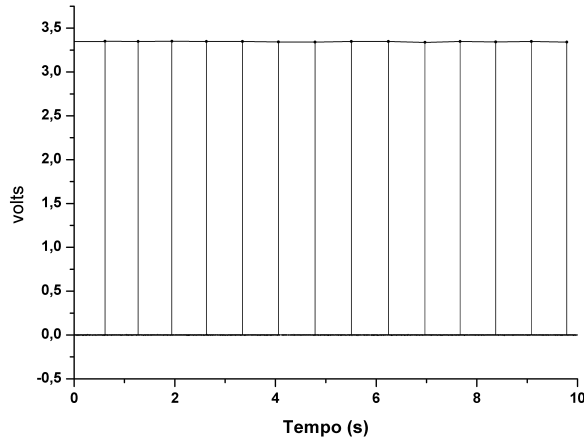


Figura 4.6: Trecho de um sinal adquirido pela placa Polar[®] HRMI.

Da mesma forma feita com os iRR derivados do ECG, o recíproco dos valores de iRR oriundos da placa Polar[®] HRMI foram multiplicados por 60 para obtenção da FC batimento a batimento.

4.10 Determinação do Limiar Ventilatório

A detecção do limiar ventilatório (LV) foi realizada a partir do algoritmo proposto por BEAVER *et al.* [99], que procura identificar a quebra de linearidade entre a relação $\dot{V}O_2$ vs $\dot{V}CO_2$. Inicialmente, para evitar que as irregularidades de espaçamento temporal prejudicassem o algoritmo, os valores de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ foram interpolados em uma frequência de 2 Hz por meio de *splines* cúbicas. Em seguida, um filtro média móvel foi aplicado em segmentos de 9 segundos. Segundo o autor do método, o filtro média móvel de 9 segundos é capaz de atenuar picos espúrios sem alterar o formato da curva. Após o processamento inicial dos sinais de $\dot{V}O_2$ e

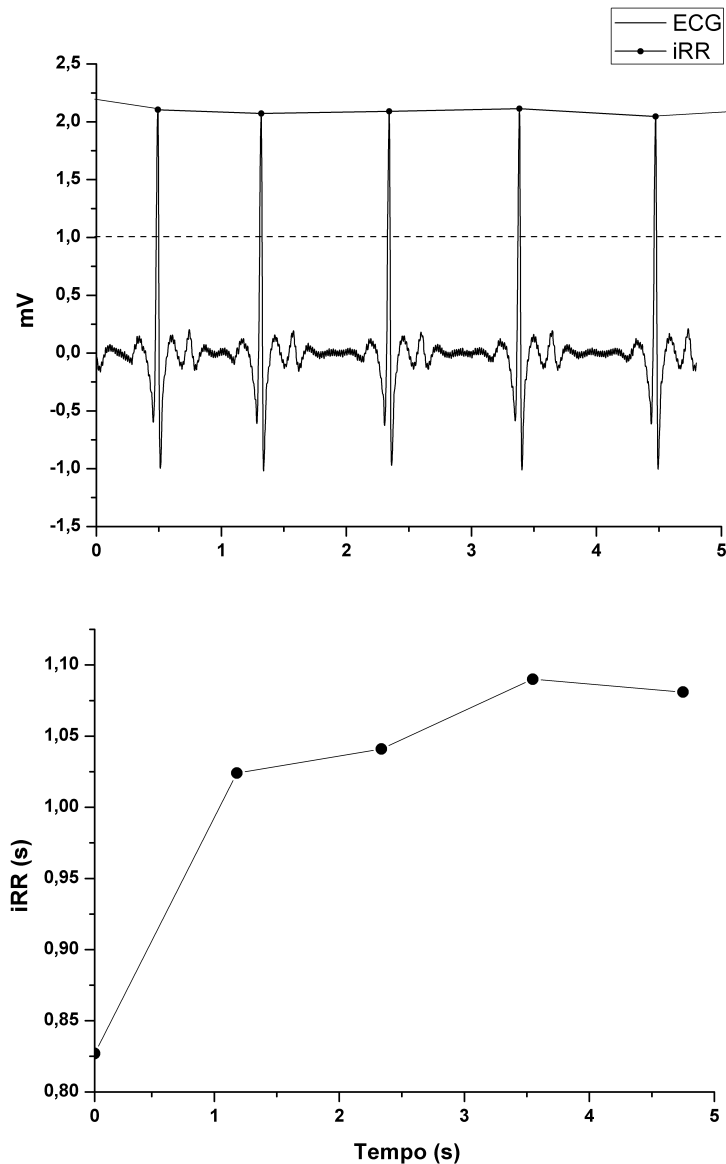


Figura 4.7: Detecção dos picos R de um ECG filtrado (painel superior) com os respectivos iRR (painel inferior). Neste exemplo o limiar escolhido, representado pela linha tracejada, foi 1 mV.

$\dot{V}CO_2$, uma única reta foi ajustada sobre os valores de $\dot{V}O_2$ em função do $\dot{V}CO_2$, em seguida, uma reta foi ajustada no trecho dos 25% iniciais do sinal e outra reta ajustada nos 75% finais. A partir de então, as duas retas eram movidas sistematicamente ao longo da curva $\dot{V}O_2$ vs $\dot{V}CO_2$ e cada interseção entre essas duas retas geradas era considerada como uma estimativa do LV. O ponto de interseção entre as duas retas traçadas que apresentasse maior distância entre a reta ajustada a todos os valores de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$, era considerado o valor de $\dot{V}O_2$ referente ao LV. Caso o algoritmo falhasse, a detecção do LV era feita a partir da inspeção visual da curva $\dot{V}O_2$ vs $\dot{V}CO_2$ por três pesquisadores experientes. Se houvesse discrepância entre o LV determinado pelos pesquisadores, o limiar era determinado pela perda de

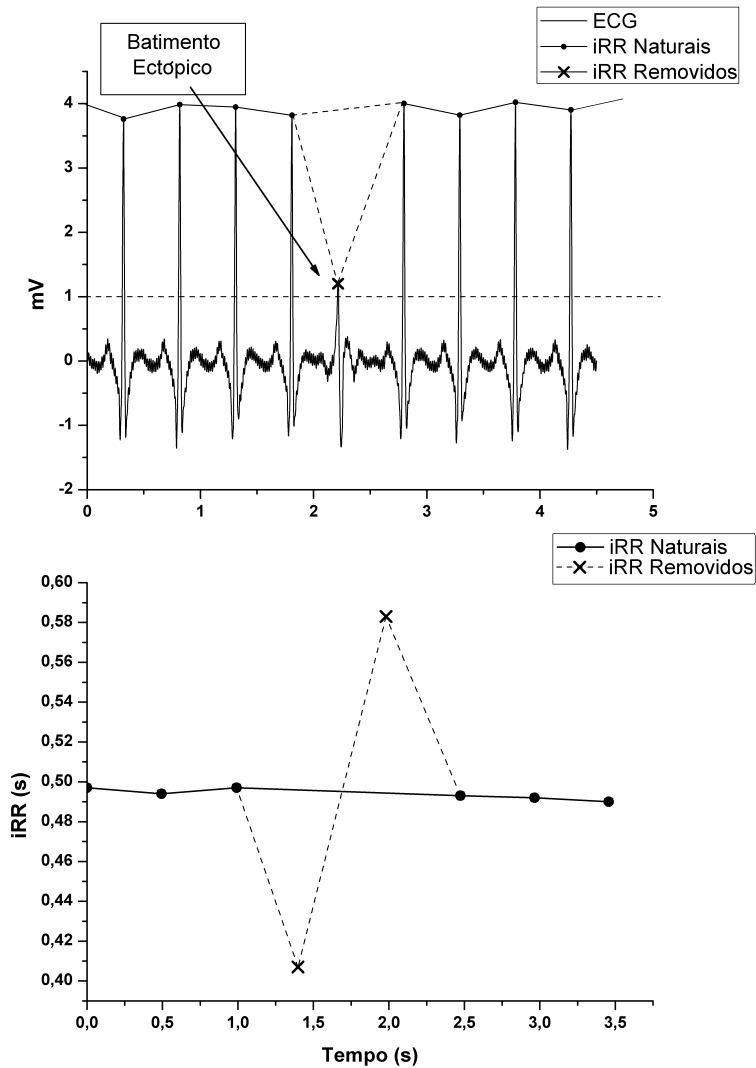


Figura 4.8: O painel superior apresenta um exemplo de ECG com um batimento ectópico removido (linha pontilhada). No painel inferior é apresentado os iRR originais (linha pontilhada) com o batimento ectópico e após sua remoção (linha contínua).

linearidade do equivalente ventilatório $\dot{V}E \setminus \dot{V}O_2$ sem mudança no $\dot{V}E \setminus \dot{V}CO_2$.

Após a detecção dos LV, foram calculados o percentual da carga máxima, percentual da FCR e o $\dot{V}O_2$ referentes ao LV, denominados LV_W , LV_{FC} e $LV_{\dot{V}O_2}$, respectivamente.

4.11 Determinação do Ponto de Inflexão da Curva da Frequência Cardíaca

Os iRR oriundos da placa Polar[®] HRMI podem apresentar alguns picos espúrios devido a falha de detecção de alguns picos R (Figura 4.10). Para remover estes *outliers* foi aplicado ao tacograma o filtro quociente [100], no qual se variação de um batimento em relação ao seu vizinho for maior que 20%, ou seja, se a razão entre

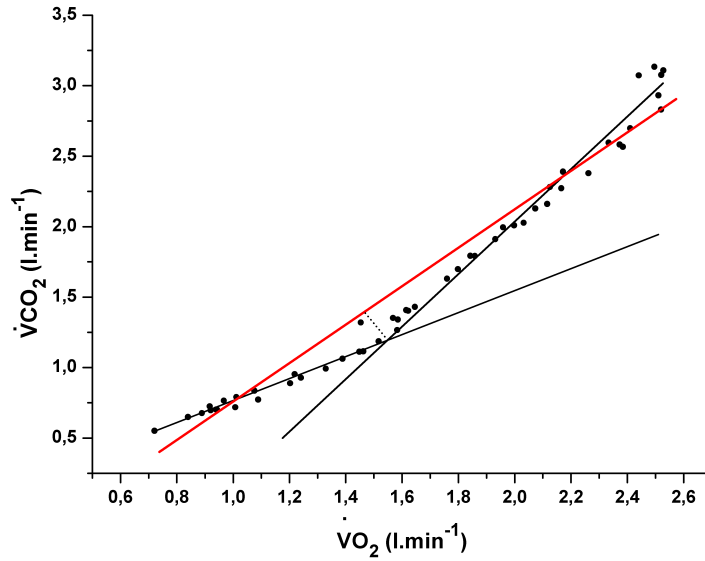


Figura 4.9: Determinação do LV a partir da perda de linearidade entre $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ pelo método automático V-Slope. A interseção das retas representa o ponto mais distante da reta vermelha.

o n -ésimo batimento e o seu subsequente for maior que 1,2 ou menor que 0,8 este batimento não natural era removido. A seguinte equação apresenta os critérios de remoção dos iRR pelo filtro quociente:

$$\frac{iRR[n]}{iRR_n[n+1]} \geq 1.2 \quad \frac{iRR[n]}{iRR[n+1]} \leq 0.8 \quad (4.5)$$

$$\frac{iRR[n+1]}{iRR[n]} \geq 1.2 \quad \frac{iRR[n+1]}{iRR[n]} \leq 0.8$$

Para a construção das curvas individuais e determinação do PIFC foram utilizadas a média da FC dos primeiros trinta segundos de cada estágio do TPM. Logo em seguida, uma função sigmoideal foi utilizada para ajustar a curva das médias da FC (Figura 5). O ajuste não linear foi realizado a partir do MMQ utilizando-se a função “nlinfit” oferecida pelo pacote de otimização da linguagem Matlab[®], que utiliza o algoritmo Levenberg–Marquardt. Esta função retorna um vetor de coeficientes estimados a partir do ajuste não linear da resposta da FC em função do tempo utilizando o modelo sigmoideal (Figura 4.11) apresentado a seguir:

$$FC(t) = FC_0 + \frac{FC_{\Delta}}{1 + e^{(t-PIFC)/\tau}} \quad (4.6)$$

onde $FC(t)$ são os valores estimados de FC ao longo do tempo; FC_0 é o valor assintótica inferior da FC; FC_{Δ} é a amplitude da FC; PINF é o ponto de inflexão da

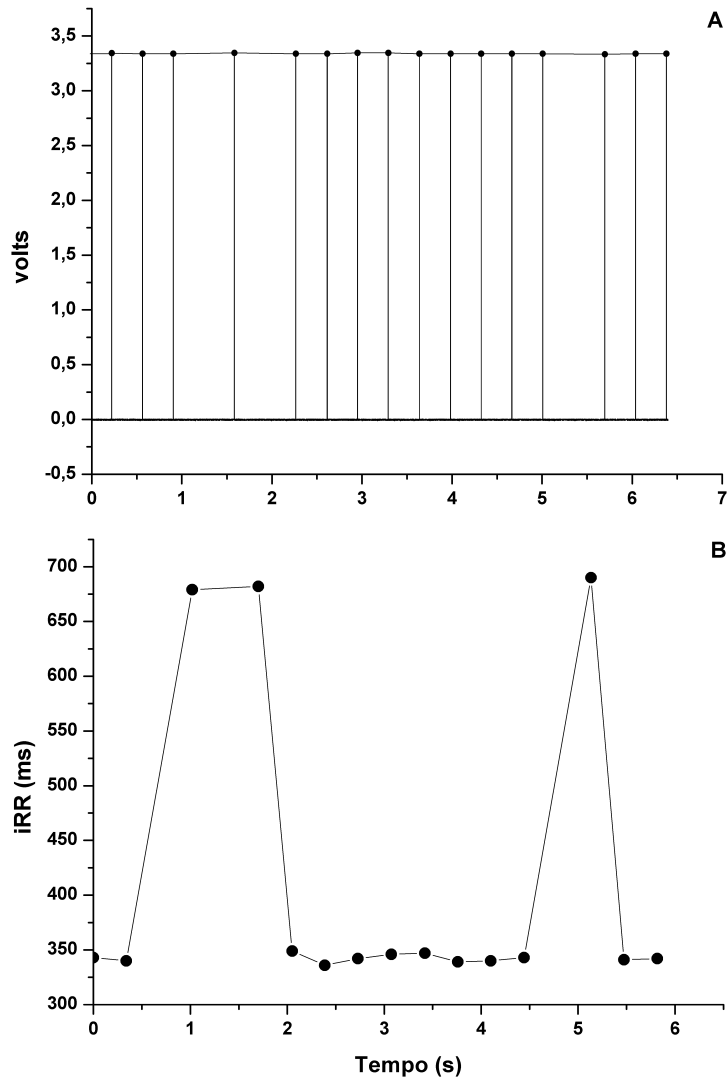


Figura 4.10: O painel A apresenta o trecho de um sinal obtido a partir da placa Polar[®] HRMI com perda de 3 picos refletindo em picos espúrios nos respectivos iRR (painel B).

curva de FC; τ é a constante de tempo e t é a variável independente tempo.

O PIFC será utilizado para estimar o percentual da carga na qual ocorreu o LA, sendo denominado PIFC_W. O valor do percentual da FC de reserva (FCR) referente ao PIFC será denominada PIFC_{FC}. Para o cálculo do percentual da FCR será utilizada a seguinte relação:

$$\%FCR = \frac{FC_{LA} - FC_{Rep}}{FC_{Max} - FC_{Rep}} \quad (4.7)$$

onde FC_{LA} é a FC encontrada no LA; FC_{Rep} é a FC de repouso e FC_{Max} é a FC de pico do exercício.

Por fim, o valor de $\dot{V}O_2$, medido em litros por minuto, referente ao LA estimado

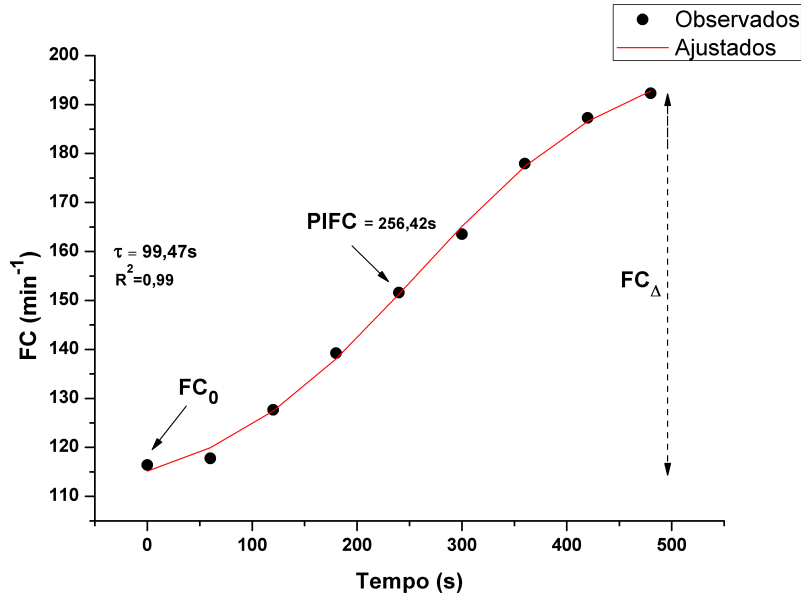


Figura 4.11: Ajuste não linear do modelo sigmoidal sobre a curva de FC durante o TPM de um indivíduo ilustrativo.

pelo PIFC, será denominado $\text{PIFC}_{\dot{V}O_2}$.

4.11.1 Simulação da Remoção dos iRR do Tacograma

A remoção dos iRR do tacograma oriundo da placa Polar[®] HRMI foi realizada a partir da exclusão dos valores em posições aleatórias. Inicialmente foram removidos 5% dos pontos com progressão de 5% até que 50% dos pontos fossem removidos. Para garantir que as posições dos valores removidos anteriormente fossem as mesmas, a “semente” do algoritmo de geração de valores pseudo-aleatórios foi fixada. Desta forma, parte dos iRR removidos eram mantidos em cada rodada de remoção. Após cada remoção era realizado o mesmo ajuste não linear e o valor do PIFC armazenado.

4.12 Análise Estatística

Os resultados foram apresentados como mediana \pm intervalo interquartil (IIQ), que representa a diferença entre o 3º e o 1º quartil. O teste de Lilliefors [101] mostrou que os dados de PIFC_W , PIFC_{FC} e $\text{PIFC}_{\dot{V}O_2}$ não possuem distribuição normal, e portanto, para comparação entre estes valores e os estimados pelo método V-Slope, bem como para comparação dos índices derivados da FC obtida pelo ECG e pela placa Polar[®] HRMI, foi utilizado teste de Wilcoxon para amostras pareadas. A concordância entre as estimativas do PIFC_W , PIFC_{FC} e $\text{PIFC}_{\dot{V}O_2}$ referente ao LA e as estimativas feitas pelo V-Slope LV_W , LV_{FC} e $LV_{\dot{V}O_2}$ foi observada pelo método de Bland-Altman [102]. A correlação entre os níveis de $\dot{V}O_{2\max}$ e os índices derivados

do PIFC, bem como a correlação entre o NAF e com os índices $PIFC_W$, $PIFC_{FC}$ e $PIFC_{\dot{V}O_2}$ foram realizadas pelo método de *Spearman*. Todas as análises estatísticas foram realizadas no ambiente de programação R (The R Foundation for Statistical Computing, Austria). O nível de significância adotado foi de 0,05.

Capítulo 5

Resultados

A caracterização da amostra segue detalhada na Tabela 5.1.

Tabela 5.1: Caracterização da amostra.

Variáveis	Média \pm Desvio-Padrão
Idade (anos)	25,46 \pm 3,24
Massa Corporal (<i>kg</i>)	79,12 \pm 9,01
IMC (<i>kg.m⁻²</i>)	25,41 \pm 2,71
FC _{rep} (<i>min⁻¹</i>)	85,58 \pm 18,95
Carga _{max} (Watts)	198,33 \pm 29,07
$\dot{V}O_{2max}$ relativo (<i>ml.kg⁻¹.min⁻¹</i>)	36,30 \pm 0,35
$\dot{V}O_{2max}$ absoluto (<i>l.min⁻¹</i>)	4,22 \pm 2,85

5.1 Comportamento da Frequência Cardíaca e da Pressão Arterial

A mediana da FC máxima atingida no TPM medida a partir do ECG foi de 186,92 \pm 28,96. Enquanto a mediana da FC máxima do TPM medida a partir da placa Polar[®] HRMI foi de 183,45 \pm 24,53. Não houve diferença significativa nos valores da FC_{max} medidas nos diferentes equipamentos (p=0.34).

A Figura 5.1 apresenta a mediana e o IIQ da FC de cada estágio, obtida por meio do ECG (painel A) e a partir da placa Polar[®] HRMI (painel B), durante o repouso, aquecimento, ao longo do TPM e no período de repouso. É possível observar o aumento da FC com o início do TPM até o final do teste, onde, na fase da recuperação, a FC inicia o retorno aos valores pré-exercício.

Os valores PAS e a PAD, medidas no final de cada estágio, são apresentados na Figura 5.2 sob forma de medianas e IIQ. Os valores máximos da PAS e da PAD atingidos ao final do TPM foi de 190,00 \pm 20,00 e 110,00 \pm 12,50. Tanto a PAS,

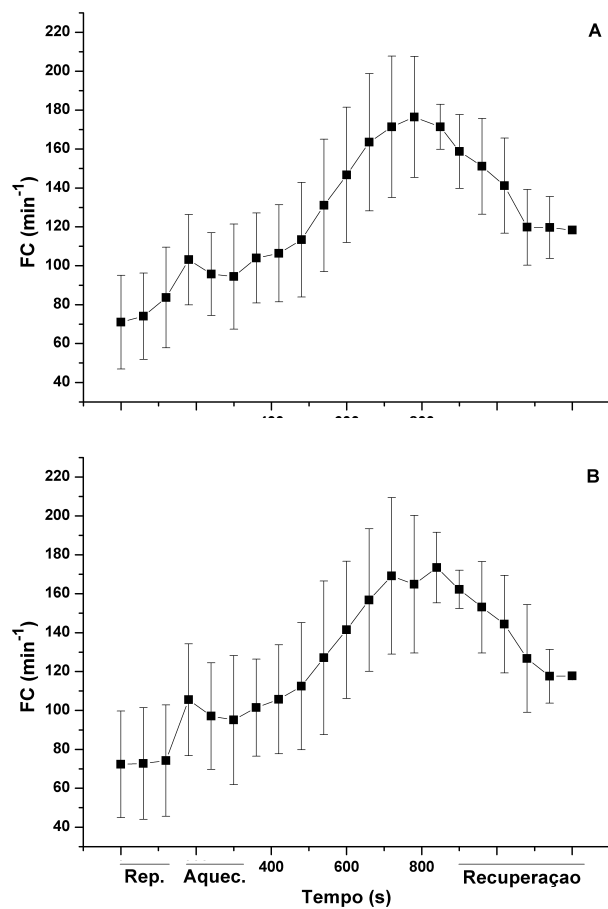


Figura 5.1: Comportamento da da FC ao longo do repouso, aquecimento, TPM e recuperação expresso como mediana e IIQ medida pelo ECG (painel A) e a partir da placa Polar[®] HRMI (painel B).

quanto a PAD ficaram abaixo dos valores recomendados, indicados na Tabela 4.1, pelo ACSM para interrupção do teste. Ao final do TPM a PAS e a PAD retornaram para valores próximos aos medidos no período pré-exercício.

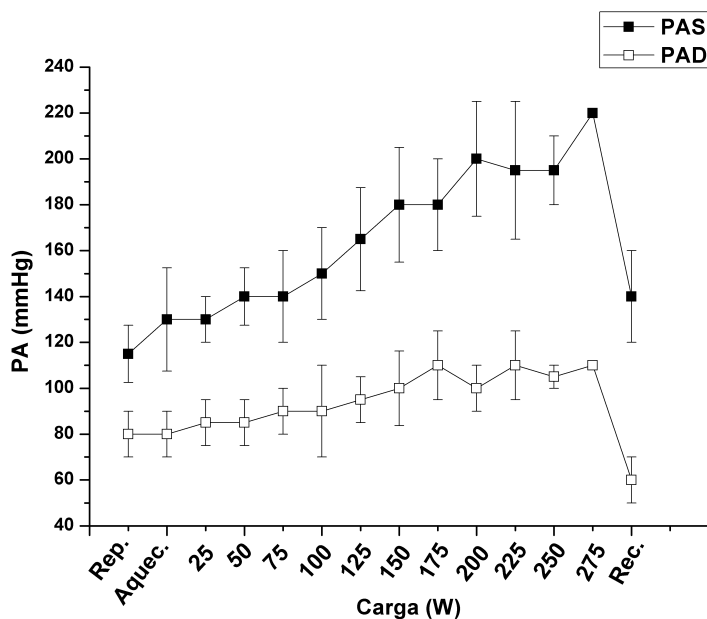


Figura 5.2: Comportamento da PAS e PAD durante o repouso, aquecimento, TPM e recuperação medidas no final de cada minuto.

5.2 Comportamento da Percepção Subjetiva do Esforço

A PSE periférica, relativa aos membros inferiores, máxima foi de $9,5 \pm 1,5$. Já a PSE central, relativa a nível de dificuldade para respirar, máxima foi de $9,0 \pm 0,5$. Ambos os valores máximos da PSE referem-se ao descritor “muito, muito intenso” da escala modificada de Borg 0-10. Na figura 5.3 são apresentados os valores da mediana \pm IIQ da PSE periférica e central medidas no aquecimento, no final de cada estágio e no final do período de recuperação. Bem como a FC, PAS e PAD, a PSE acompanhou o aumento da intensidade até o final do TPM. A partir deste ponto o nível de esforço percebido retornou para valores próximos do período pré-exercício.

5.3 Estimativa do Limiar Ventilatório pelo Ponto de Inflexão da Curva de Frequência Cardíaca

Os valores do percentual de carga, percentual da FCR e $\dot{V}O_2$ estimados pelo método V-Slope e pelo PIFC obtido a partir da FC oriunda do ECG e da placa

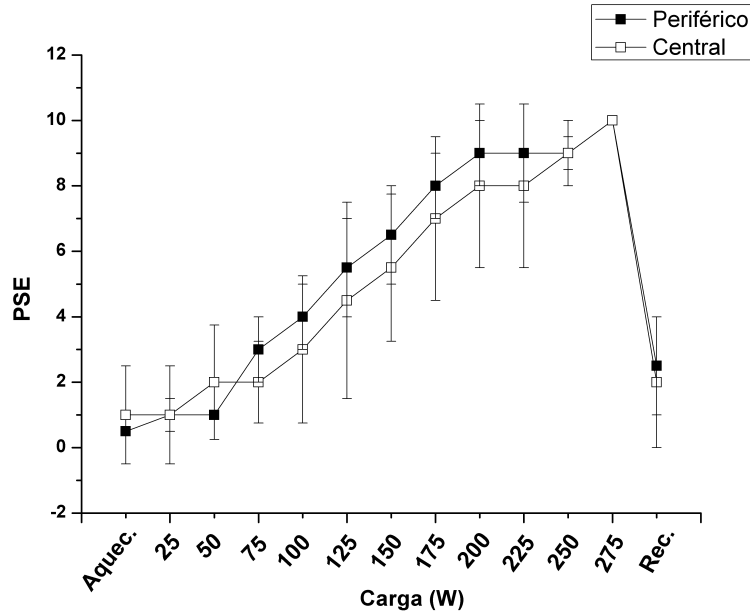


Figura 5.3: Mediana (\pm IIQ) dos valores de PSE periférico e central do aquecimento, TCM e recuperação medidos no final de cada minuto.

Polar[®] HRMI de cada sujeito podem ser observados na Tabela 5.2 e na Tabela 5.3, respectivamente. A concordância entre os métodos pode ser visualizada nos gráficos de Bland-Altman na Figura 5.4 onde a linha preta central representa o erro médio. O erro médio entre o $PIFC_W$ e LV_W , $PIFC_{FC}$ e LV_{FC} e $PIFC_{\dot{V}O_2}$ e $LV_{\dot{V}O_2}$ foram, respectivamente, -0,0071, -0,028 e 0,029. O teste de Wilcoxon mostrou que não houve diferenças significativas entre as estimativas $PIFC_W$ e LV_W ($p=0,75$), $PIFC_{FC}$ e LV_{FC} ($p=0,63$) e $PIFC_{\dot{V}O_2}$ e $LV_{\dot{V}O_2}$ ($p=0,77$), ou seja, não houve viés entre as técnicas. Entretanto, a inclinação da reta utilizada para ajustar a diferença entre os valores estimados por ambos os métodos, foi significativamente diferente de zero para o $PIFC_W$ ($p < 10^{-4}$), $PIFC_{FC}$ ($p < 10^{-4}$) e $PIFC_{\dot{V}O_2}$ ($p < 10^{-4}$), o que pode representar uma tendência do PIFC em superestimar ou subestimar o LV estimado pelo V-Slope, dependendo da intensidade do LV estimado. Também não houveram diferenças significativas entre os índices derivados do PIFC oriundo da FC obtida pelo ECG e pela placa Polar[®] HRMI ($p=0,35$).

5.4 Comparação da Frequência Cardíaca Medida a partir do Eletrocardiograma e a partir da placa Polar[®] HRMI

Na figura 5.5 são apresentados os iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar[®] HRMI durante todo o experimento (painel A). A princípio os pontos

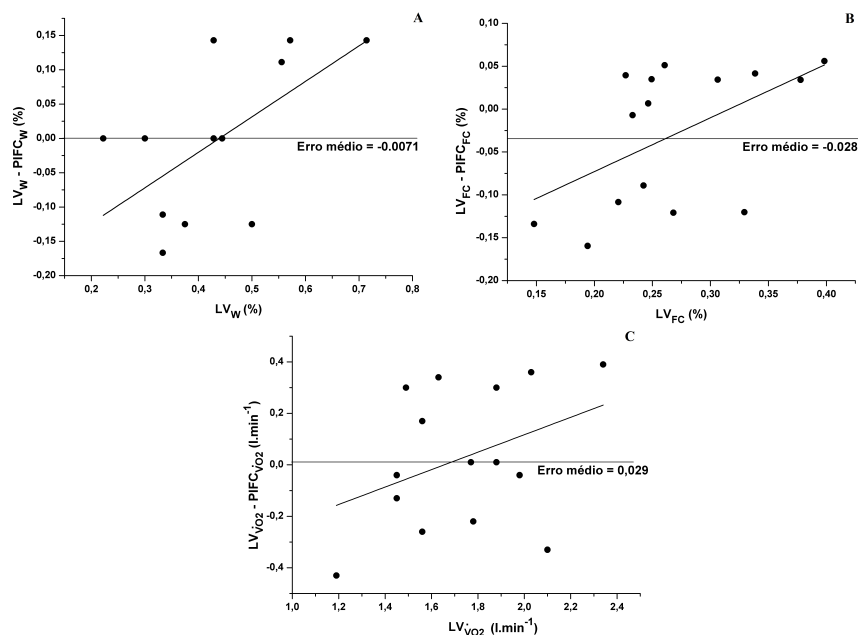


Figura 5.4: Esta figura apresenta a concordância, a partir do método de Bland-Altman, entre o percentual da carga máxima (painel A), percentual da FCR (painel B) e $\dot{V}O_2$ (painel C) estimados pelo PIFC em relação aos mesmos índices estimados pela técnica V-Slope, considerada como padrão-ouro.

parecem se sobreporem bem, e essa boa sobreposição pode também ser vista no trecho do repouso ampliado na Figura 5.5 (painel B). Entretanto, a medida em que a intensidade do TPM aumenta, acarretando no aumento da frequência de ocorrência dos batimentos cardíacos, a diferença entre os iRR gerados pelos dois equipamentos torna-se maior (painel C). No final do teste, a medida em que os iRR retornam aos valores de repouso, a discrepância entre os iRR diminui (painel D), mas mesmo assim, sendo, aparentemente, maior que na condição do repouso. Aparentemente, esta diferença não é linear, haja vista a mudança de comportamento dos iRR entre os períodos de repouso, de teste e de recuperação.

5.5 Simulação da Remoção dos Impulsos do Sinal da Placa Polar[®] HRMI

O filtro quociente foi aplicado para remoção dos picos espúrios que poderiam contaminar os iRR. O valor mediano do percentual de iRR removidos pelo filtro foi de 0.25% ($\pm 0.81\%$). O resultado da simulação da remoção pseudo-aleatória dos picos da placa Polar[®] HRMI sobre os PIFC pode ser visto na Figura 5.6. É possível perceber que a remoção de, no mínimo 10% dos picos que geram os iRR, baseado em um critério visual, já é capaz de refletir em alteração nos valores do

Tabela 5.2: Comparação dos valores de percentual de carga, percentual da FCR e $\dot{V}O_2$ estimado pelo V-Slope e pelo PIFC a partir da FC obtida por meio do ECG.

Sujeitos	V-Slope			PIFC		
	Carga (%)	FCR (%)	$\dot{V}O_2$ (l.min ⁻¹)	Carga (%)	FCR (%)	$\dot{V}O_2$ (l.min ⁻¹)
Sujeito 1	0,56	0,40	2,03	0,44	0,34	1,67
Sujeito 2	0,30	0,25	1,88	0,30	0,24	1,58
Sujeito 3	0,43	0,23	1,77	0,42	0,24	1,76
Sujeito 4	0,57	0,34	1,56	0,42	0,30	1,39
Sujeito 5	0,38	0,27	1,56	0,50	0,39	1,82
Sujeito 6	0,44	0,33	1,88	0,44	0,45	1,87
Sujeito 7	0,33	0,24	1,78	0,44	0,33	2,00
Sujeito 8	0,33	0,22	2,03	0,44	0,33	2,02
Sujeito 9	0,50	0,26	2,10	0,62	0,21	2,43
Sujeito 10	0,33	0,19	1,19	0,50	0,35	1,62
Sujeito 11	0,71	0,38	2,34	0,57	0,34	1,95
Sujeito 12	0,43	0,25	1,63	0,28	0,21	1,29
Sujeito 13	0,43	0,31	1,45	0,42	0,27	1,58
Sujeito 14	0,43	0,15	1,45	0,42	0,28	1,49
Sujeito 15	0,22	0,23	1,49	0,22	0,19	1,19
Mediana	0,43	0,25	1,70	0,44	0,30	1,67
IIQ	0,13	0,08	0,37	0,05	0,10	0,37

PIFC mensurados em segundos.

5.6 Influência da Aptidão Aeróbia Máxima e do Nível de Atividade Física e no Limiar Ventilatório

A relação entre o $\dot{V}O_{2\max}$ e o percentual da carga, percentual da FCR e os valores de $\dot{V}O_2$ estimados pelo PIFC são apresentados nos painéis A, B e C da Figura 5.7. O teste de correlação de *Spearman* não encontrou correlação significativa entre o $\dot{V}O_{2\max}$ e as estimativas feitas pelo PIFC. Os valores p para cada relação foram de 0,495, 0,205 e 0,090. O mesmo ocorre para as relações entre o NAF e o $PIFC_W$ ($p=0,35$), $PIFC_{FC}$ ($p=0,39$) e $PIFC_{\dot{V}O_2}$ ($p=0,62$), apresentadas na Figura 5.8, nas quais também não foram encontradas correlações significativas.

Tabela 5.3: Comparação dos valores de percentual de carga, percentual da FCR e $\dot{V}O_2$ estimado pelo V-Slope e pelo PIFC a partir da FC obtida por meio da placa Polar[®] HRMI.

Sujeitos	V-Slope			PIFC		
	Carga (%)	FCR (%)	$\dot{V}O_2$ (l.min ⁻¹)	Carga (%)	FCR (%)	$\dot{V}O_2$ (l.min ⁻¹)
Sujeito 1	0,56	0,40	2,03	0,44	0,34	1,67
Sujeito 2	0,30	0,25	1,88	0,30	0,24	1,58
Sujeito 3	0,43	0,23	1,77	0,42	0,24	1,76
Sujeito 4	0,57	0,34	1,56	0,42	0,33	1,40
Sujeito 5	0,38	0,27	1,56	0,50	0,39	1,82
Sujeito 6	0,44	0,33	1,88	0,44	0,45	1,87
Sujeito 7	0,33	0,24	1,78	0,44	0,33	2,00
Sujeito 8	0,33	0,22	2,03	0,44	0,33	2,02
Sujeito 9	0,50	0,26	2,10	0,62	0,23	2,46
Sujeito 10	0,33	0,19	1,19	0,50	0,35	1,62
Sujeito 11	0,71	0,38	2,34	0,57	0,34	1,95
Sujeito 12	0,43	0,25	1,63	0,28	0,22	1,31
Sujeito 13	0,43	0,31	1,45	0,42	0,27	1,58
Sujeito 14	0,43	0,15	1,45	0,42	0,28	1,49
Sujeito 15	0,22	0,23	1,49	0,22	0,19	1,19
Mediana	0,43	0,25	1,70	0,44	0,33	1,66
IIQ	0,13	0,08	0,37	0,05	0,08	0,37

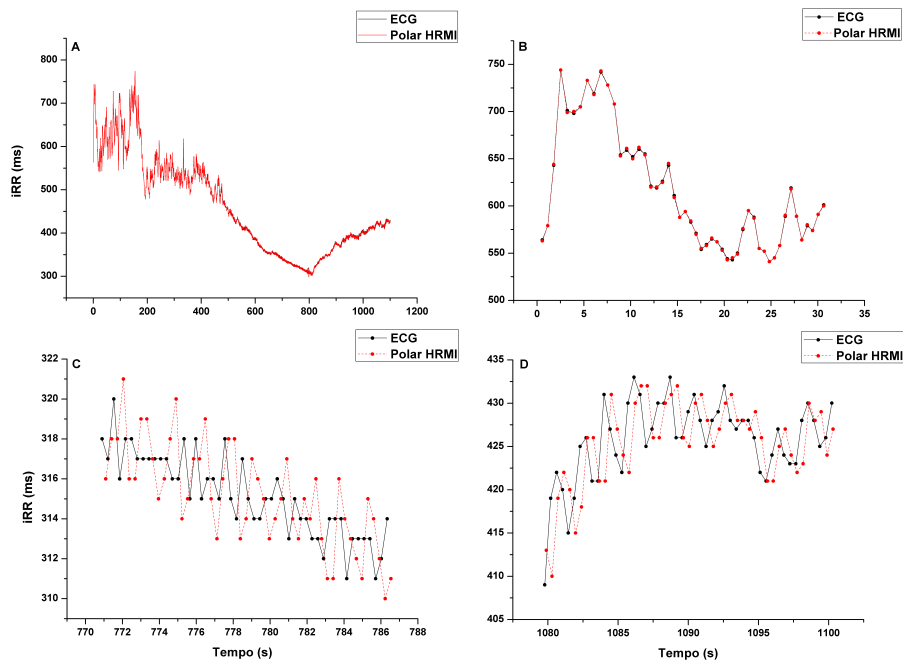


Figura 5.5: Sobreposição dos iRR adquiridos a partir do ECG, em azul, e a partir da placa Polar[®] HRMI, em vermelho, de um sujeito ilustrativo (painel A); Comparação de um trecho dos iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar[®] HRMI durante o período de repouso (painel B); Comparação de um trecho dos iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar[®] HRMI durante o TPM (painel C); Comparação de um trecho dos iRR obtidos a partir do ECG e a partir da placa Polar[®] HRMI referentes ao período de recuperação (painel D).

5.7 Qualidade dos Ajustes

A soma do erro ao quadrático entre os valores reais e os valores ajustados, medidos a partir do índice SSE, bem como a variação da FC explicada pelo modelo sigmoide 4.6, calculada pelo índice R^2 , para cada sujeito são apresentados na Tabela 5.4. Valores altos de R^2 (> 0.8) foram encontrados em todos os ajustes, indicando que o ajuste sigmoide é capaz de representar bem os valores de FC observados.

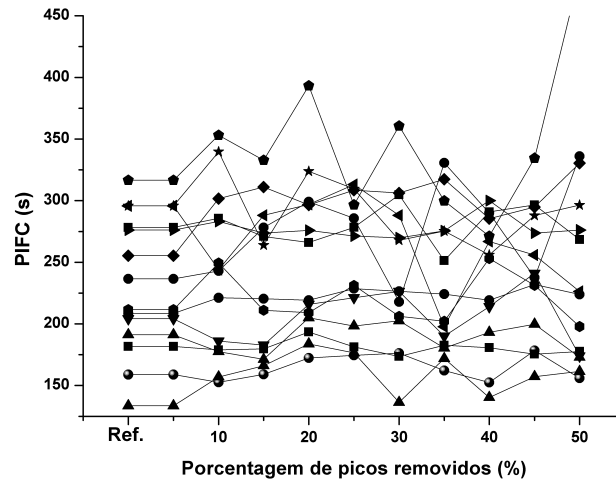


Figura 5.6: Valores do PIFC em relação a porcentagem de picos removidos

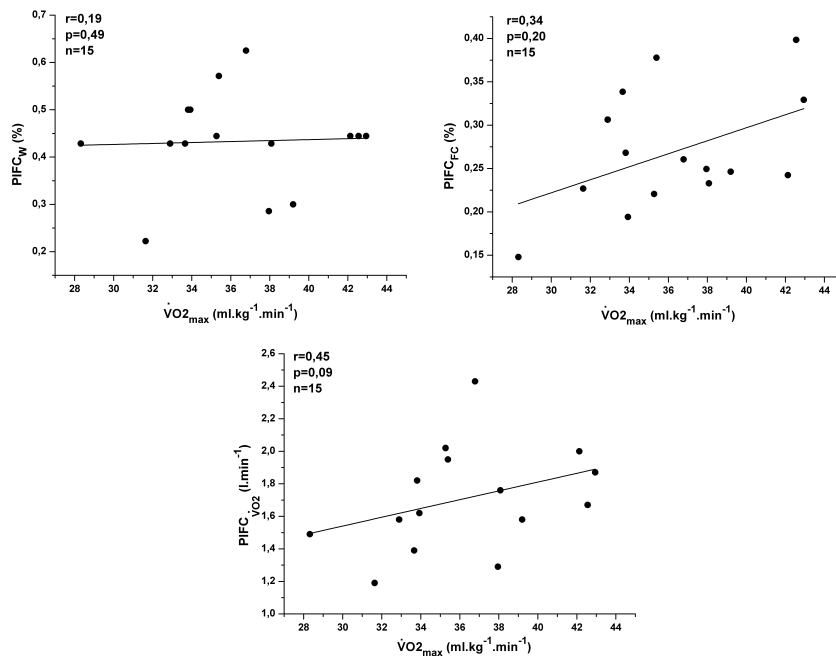


Figura 5.7: Correlação entre o percentual da carga (painel A), percentual da FCR e (painel B) $\dot{V}O_2$ (painel C) de ocorrência do LA estimado pelo PIFC.

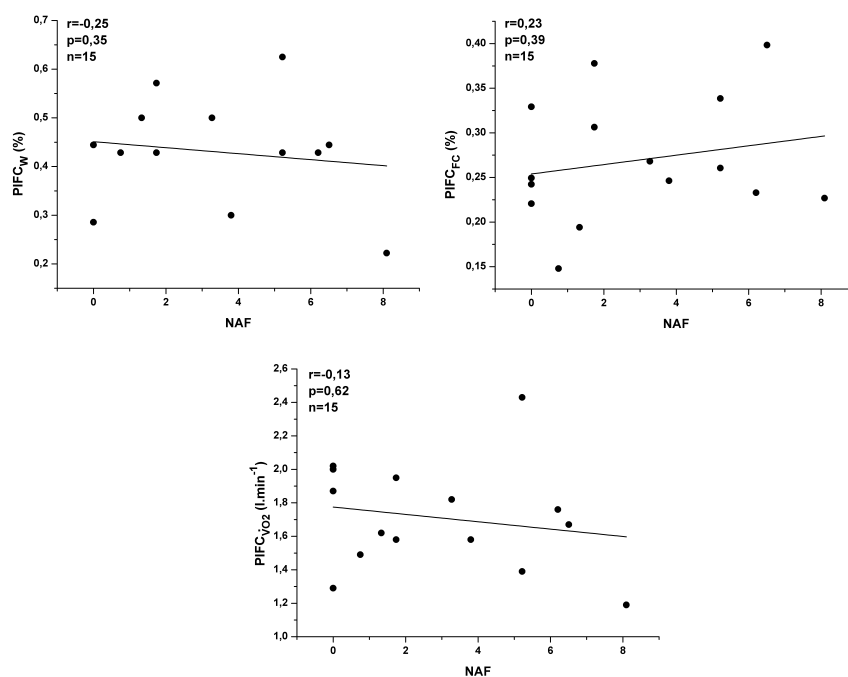


Figura 5.8: Correlação entre o percentual da carga (painel A), percentual da FCR e (painel B) $\dot{V}O_2$ (painel C) de ocorrência do LA estimado pelo PIFC.

Tabela 5.4: Variabilidade da FC explicada pelo modelo sigmoide.

Sujeito	R^2
Sujeito 1	0.99
Sujeito 2	0.98
Sujeito 3	0.99
Sujeito 4	0.99
Sujeito 5	0.99
Sujeito 6	0.98
Sujeito 7	0.98
Sujeito 8	0.98
Sujeito 9	0.99
Sujeito 10	0.98
Sujeito 11	0.98
Sujeito 12	0.98
Sujeito 13	0.99
Sujeito 14	0.99
Sujeito 15	0.99
Mediana	0,98
IIQ	0,01

Capítulo 6

Discussão

O presente estudo buscou avaliar o comportamento da FC durante o TPM, baseando-se em seu comportamento em “S”, já relatado em estudos anteriores, por meio do modelo sigmoidal. Pioneiramente apresentado por LIMA [20] em teste máximo de cargas crescentes, o PIFC da curva da FC, que representa o instante de maior taxa de crescimento da FC, foi utilizado como estimativa do LL.

O TPM empregado no presente estudo teve incrementos de 25W a cada minuto, fato que corroborou para existência de, em média, 8 pontos da curva de FC para que o ajuste não linear fosse feito. Ao contrário de outros testes com intervalo entre os acréscimos de carga maiores, como por exemplo o teste de Bruce [103], que utiliza tanto incrementos de carga e quando realizado na esteira, também apresenta aumento da inclinação, utilizando estágios de três minutos. Estágios maiores refletem em menos pontos na curva, caso seja utilizado um valor central para cada um deles, como foi feito neste estudo. Esta menor resolução de pontos de FC em função do tempo ou carga pode acarretar no comprometimento do ajuste não linear. Desta forma, pode-se dizer que o estudo do comportamento sigmoidal da curva de FC durante os testes de cargas progressivas seja protocolo dependente. Somente testes que aplicam mudanças de carga em intervalos pequenos, iguais ou menores que um minuto, podem levar a FC a apresentar o forma de “S”.

Algumas evidências podem ser usadas para explicar o comportamento curvilíneo da FC durante o TPM. A retirada vagal no início do exercício somada ao aumento da atividade simpática sobre o coração podem ser associada a aceleração presente na porção inicial do TPM. A medida que o teste prossegue, a atividade parassimpática desaparece, restando apenas o *drive* simpático sobre o coração, o que pode acarretar na desaceleração da FC e provocar a inflexão da curva da FC. Em intensidades mais altas, segundo LUCIA *et al.* [21], parece haver a influência do volume e da fração de ejeção do ventrículo esquerdo, principalmente em indivíduos bem treinados, possibilitando a manutenção da FC em intensidades muito altas, gerando um platô em seu comportamento. Outro estudo do mesmo grupo [22] associou, pelo menos em

partes, o platô da FC em intensidades próximas da máxima a liberação de íons de potássio pelos músculos ativos, que reduz a velocidade de ejeção e encurta a fase platô do potencial de ação dos ventrículos. Estes dois estudos também reforçam que a deflexão da FC é mais visível em indivíduos treinados, devido ao remodelamento das estruturas do coração, que permitem maior permanência do TPM, permitindo a aparição do PDFC. Deste modo, é possível especular que a estimativa do LA a partir do PIFC pode sofrer alterações em indivíduos de diferentes níveis de aptidão aeróbia e experiência de treinamento.

6.1 Estimativa do Limiar Ventilatório

A detecção do LA se deu por meio do limiar ventilatório, que por sua vez foi estimado automaticamente pelo método V-Slope [99]. Neste estudo, a estimativa do LA feita a partir das trocas gasosas foi considerada como padrão-ouro e utilizada para comparação com o PIFC. Já no estudo de LIMA [20] o PINF foi comparado com o LL, e apesar de existirem estudos que mostrem que o LL e o LV são encontrados na mesma intensidade e, portanto, refletem o mesmo fenômeno metabólico durante o TPM [104], alguns trabalhos apresentam o oposto. [105] mostram que ambas as técnicas se encontram em intensidade distintas do teste incremental máximo, sendo que o LV pode subestimar o LL quando medidos em ciclistas treinados. [106]. Os resultados de LIMA [20] sugerem que, apesar de ter tido correlação com o LL, o PIFC o superestimou, e que provavelmente a diminuição da taxa de crescimento da FC ocorre devido a elevação da $[La]$ no sangue e devido ao aumento da atividade simpática cardíaca. Tais resultados não vão ao encontro aos do presente estudo, uma vez que não houve diferença significativa na mediana do percentual da carga (0,43 Vs 0,44 , no percentual da FCR (0,25 Vs 0,30) e no $\dot{V}O_2$ (1,77 l.min⁻¹ Vs 1,67 l.min⁻¹).

A discrepância entre os resultados do presente estudo e o estudo de LIMA [20] pode ter ocorrido devido aos diferentes protocolos de TPM utilizados. Como supracitado, o TPM do presente estudo se iniciava com uma carga de 25 W com incrementos de 25 W a cada minuto, além de um período de aquecimento com carga de 5 W que levava a FC a valores mais elevados no início do TPM em relação ao repouso, como pode ser visto na Figura 4.3. Ao passo que no trabalho de LIMA [20], o TPM possuía carga inicial de 0 kpm.min⁻¹ com incrementos de 90 kpm.min⁻¹ a cada minuto (1kpm.min⁻¹ é equivalente a 0,163 W) levando a curva da FC ao longo do TPM possuir, em média, 15 pontos. Uma vez que a curva sigmoideal é simétrica com o PIFC localizado em sua porção central, a alteração do formato da curva de FC, como por exemplo, o truncamento da assíntota superior ou o alongamento da assíntota inferior, pode levar ao deslocamento do PIFC. Outro fator que pode ter

exercido influência nos resultados divergentes foi o teste de aleatoriedade de resíduo utilizado. Em estudos de regressão, tanto linear quanto não linear, a distribuição dos resíduos bem como a aleatoriedade destes é de grande importância, ao passo que no ajuste não linear a distribuição e a aleatoriedade não possuem tanta importância, pois neste caso, apenas o componente sistemático do modelo é utilizado para as análises, enquanto que para a regressão, o componente aleatório do modelo também é utilizado. E no estudo de LIMA [20], os indivíduos cujo ajuste não apresentasse distribuição aleatória, segundo o *Runstest*, não eram considerados para a análise. Dificilmente a resposta da FC em um TPM que é governada por sistemas complexos, como o sistema nervoso autonômico, apresentaria comportamento não sistemático. Além do *Runstest* aplicado sobre os ajustes, LIMA [20] também submeteu os resíduos do ajuste sigmoidal ao teste F. Ele comparou a significância dos resíduos produzidos pelo ajuste de uma reta e os resíduos do ajuste sigmoide. O teste F se baseia na lei da parcimônia, na qual um modelo mais complexo, com maior número de parâmetros, só apresenta vantagem se o erro produzido for significativamente menor que o erro gerado pelo modelo mais simples. Entretanto, o teste F deve ser utilizado apenas em modelos aninhados. Em outras palavras, para o teste F ser usado o modelo mais complexo deve possuir, entre outros, os mesmos parâmetros presentes no modelo simples. No caso dos modelos não serem aninhados, outros testes para comparação de modelos devem ser utilizados em detrimento ao teste F, como por exemplo o Critério de Informação de Akaike [85]. Dessa forma, os resultados de LIMA [20], podem ter sofrido com a análise do resíduo e com a comparação dos modelos. Outra reflexão que deve ser feita é a de qual útil é o ajuste linear sobre a FC durante o TPM. Apenas a informação da inclinação da FC é fornecida, ao custo de um ajuste menos próximo aos pontos da curva em indivíduos que apresentaram, tanto a assíntota inferior quanto a assíntota superior. A reta irá superestimar os valores de FC próximos ao repouso e subestimar os valores de FC próximos ao máximo do TPM. Além disso, a equação sigmoidal apresenta o parâmetro τ , que representa o quão rápido é o crescimento da curva. Deste modo, mesmo que a FC durante o TPM apresente crescimento linear, o ajuste sigmoidal traz uma informação semelhante à inclinação de uma reta.

Outros estudos [24, 107], apesar de não comparem com as técnicas clássicas de estimativas do LA, estudaram o PIFC. Nestes estudos, o PIFC foi detectado logo no início do TPM, sendo uma região inferior as encontradas pelo presente estudo e por LIMA [20]. A divergência nos resultados pode ser explicada pela diferença dos métodos empregados para detecção do PIFC. Diferentemente do presente estudo e do estudo de LIMA [20], os estudos supracitados não utilizaram a equação sigmoidal para encontrar o PIFC. Ao invés disso, utilizaram o critério visual e o menor valor resultante da diferença entre os valores um polinômio de terceiro grau e outro de

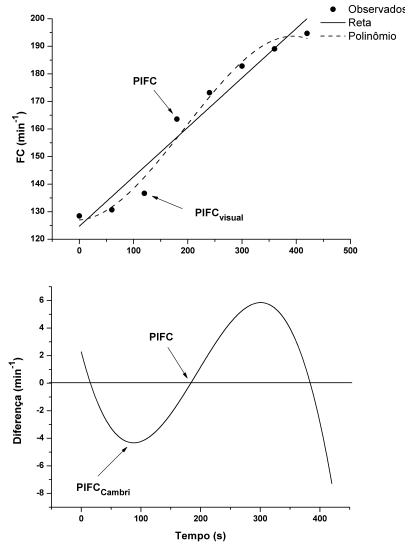


Figura 6.1: Determinação do PIFC a partir da inspeção visual e por meio do meio de CAMBRI *et al.* [23]. As setas indicam o PIFC identificado por cada método.

primeiro grau ajustados a curva da FC [23]. O ponto que estes métodos identificam é o final da assíntota inferior, como mostrado na Figura 6.1, e não o PIFC. Ainda existe alguma confusão acerca do conceito do PIFC da curva da FC. Talvez pelo fato do PDFC ser o ponto em que a FC começa a crescer mais devagar, estes autores tenham associado o início da maior aceleração da FC com o PIFC.

As técnicas clássicas de detecção do LA, seja por meio da coleta do lactato sanguíneo ou pela mensuração das trocas gasosas, apesar de serem largamente utilizadas, apresentam a limitação de ser invasiva, no caso do lactato, e pelo fato de demandarem equipamentos de alto custo, o que impossibilita a avaliação de indivíduos fora do ambiente clínico ou laboratorial. As técnicas não invasivas de detecção do LA por meio do estudo do controle autonômico cardíaco buscam simplificar e diminuir os custos desta avaliação. A maioria dos estudos que se baseiam no controle autonômico cardíaco para estimar o LA utilizam pontos como estabilização ou redução abaixo de um limiar dos índices de VFC. TULPPO *et al.* [1] demonstraram que o ponto em que a diferença entre os sucessivos valores de SD1 atingisse o limiar de 1ms coincidiu com o LA. Utilizando o mesmo índice LIMA e KISS [2], observaram que o LA ocorria próximo a redução do SD1 para valores menos que 3ms. E por fim, KARAPETIAN *et al.* [3] utilizaram o ponto de estabilização de outros dois índices, o MSD e o SDNN, para estimar o LA. A supressão ou estabilização destes índices estão relacionadas com a retirada vagal que ocorre durante o exercício físico. A elevação da FC nos momentos iniciais do exercício se dá pela retirada da atividade vagal sobre o NSA, a medida em que a intensidade do exercício aumenta a atividade vagal diminui, até o ponto de sua completa remoção, próxima de 50-60%

do $\dot{V}O_{2max}$, faixa que também está próxima a intensidade do exercício que ocorre o LA [108]. Os índices SD1 e MSD refletem a atividade parassimpática cardíaca, e portanto, foram utilizados, bem como o SDNN, que reflete a contribuição como um todo do SNA, para estimativa do LA. O mesmo pode ser associado com a FC, a retirada total da atividade vagal somada ao aumento da atividade simpática, que é conhecida por possui maior período de latência em sua ação, leva ao crescimentos mais lento da FC, gerando um ponto de inflexão da curva de crescimento da FC.

KARAPETIAN *et al.* [3], bem como no presente estudo, encontrou boa concordância entre o ponto de estabilização dos índices MSD e SDNN com o LV e o LL. Em seu trabalho, não houve diferença significativa entre os valores de $\dot{V}O_2$ encontrados pelo índices de VFC e as medidas clássicas de LV e LL, a média das diferenças entre os métodos encontradas foram de $0,06 \pm 0,3$ e $0,12 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, respectivamente. Além da falta de significância entre as médias das diferenças, KARAPETIAN *et al.* [3] também encontraram correlação significativa, variando de 0,82 a 0,89, entre o limiar de VFC e o LV e o LL. Tais resultados vão de encontro com os encontrados no presente estudo, no qual, a diferença média do $\dot{V}O_2$ encontrado pelo PIFC e pelo método V-Slope foi de 0,029 com desvio padrão de $\pm 0,27 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$. O mesmo foi observado no estudo de LIMA e KISS [2], no qual não houve diferença significativa entre as intensidades do TPM em que ocorreram os LA, sendo o valor da carga, em média, de $681 \pm 123 \text{ kpm}\cdot\text{min}^{-1}$ para a estimativa feita com a VFC e $709 \pm 157 \text{ kpm}\cdot\text{min}^{-1}$ para a estimativa feita pelo LL. COTTIN *et al.* [4] também encontraram resultados positivos na detecção do LA. Em seu estudo, não houve diferença significativa entre a carga de ocorrência do LV, detectado pelo comportamento dos equivalentes ventilatórios, e a carga em que ocorreu o mínimo global do HF.fHF em função da carga. Em média, os valores da carga foram $219 \pm 45 \text{ W}$ para o LA estimado pelo LV e $220 \pm 48 \text{ W}$ para o LA estimado pela VFC.

Apesar da hipótese das técnicas que utilizam índices de VFC e o PIFC poderem ser associados a retirada plena da atividade vagal, por mais que os índices utilizados por TULPPO *et al.* [1], LIMA e KISS [2] e KARAPETIAN *et al.* [3] sejam pertencentes ao domínio do tempo, existe a necessidade da aquisição da FC batimento a batimento e o cálculo do SD1, MSD e SDNN de forma segmentada, o que não é feito na maioria dos programas que calculam índices de VFC. Este problema se estende e se torna mais complexo quando se trata dos métodos que utilizam a análise tempo-frequência [4]. Para este tipo de análise os iRR, que não são equidistantes, além de ser amostrados batimento a batimento, devem ser interpolados e posteriormente serem submetidos a outras técnicas de pré-processamento, tais como: remoção de tendência e a multiplicação do tacograma por uma função janela. Em contrapartida, apesar da FC ter sido adquirida batimento a batimento, só foram utilizadas as médias dos 30 segundos iniciais de cada estágio do TPM. Talvez a utilização de

médias faça com que o PIFC seja encontrado em curvas de FC adquiridas por meio de cardiofrequencímetros mais simples, que gravam a FC em médias de 5 segundos, ou até mesmo pela coleta da FC a partir da palpação do pulso. Além do mais, a realização do ajuste não linear pode ser feita em diversos programas estatísticos ou planilhas eletrônicas ou até mesmo de forma visual.

6.2 Comparação entre ECG e a placa Polar[®] HRMI

No presente estudo, a FC foi coletada batimento a batimento a partir de um ECG e também a partir da placa Polar[®] HRMI. Apesar de não ter havido diferença significativa entre os índices calculados sobre a FC obtida por ambos os equipamentos, é possível perceber visualmente a discrepância dos valores de FC, como exemplificado na Figura 5.5. Outros estudos [109, 110] buscaram comparar a qualidade do cardiofrequencímetro Polar[®], que provavelmente, possui comportamento similar ao dispositivo utilizado neste estudo. Segundo os resultados dos estudos de VANDERLEI *et al.* [109] e de PIMENTEL *et al.* [110], não houve diferença significativa entre os índices obtidos a partir do cardiofrequencímetro Polar[®] s810i em comparação com o ECG para estudos com VFC durante o repouso e com T4s, teste que gera uma ligeira elevação da FC, respectivamente. Não foram encontrados estudos que compararam a concordância do cardiofrequencímetro Polar[®], nem mesmo da placa Polar[®] HRMI, durante um TPM ou em testes que acarretem em elevação exacerbada da FC. A FC nos estudos que compararam o cardiofrequencímetro com o ECG estava em valores relativamente baixos, e como por ser visto na Figura 5.5 (painel B), quando a FC está baixa, a proximidade dos pontos se torna maior em comparação ao trecho com FC mais elevada (painel C).

A semelhança entre os índices derivados do tacograma gerado pelo ECG e pela placa Polar[®] HRMI pode ser associada a utilização das médias dos valores de FC em cada estágio. Talvez a diferença refletida na FC pelos equipamentos distintos possa ter sido suprimida pelo uso de um valor de tendência central. A proximidade dos resultados encontrados por ambos os equipamentos sugere que o método do ajuste sigmoidal sobre a curva de FC durante o TPM pode ser realizada por equipamentos de menor custo, mais simples de serem utilizados e que podem ser usados em atividades em campo. Vale ressaltar que o tacograma de alguns voluntários apresentaram picos espúrios, oriundos de alguma arritmia ou devido à alguma interferência, que foram removidos pelo filtro quociente. Mesmo que a taxa mediana de ocorrência destes picos indesejados tenha sido baixa (0,25%), a presença destes picos pode influenciar os valores do PIFC, como pode ser observado na Figura 5.6.

Apesar do cardiofrequencímetro Polar® ter sido validado e de ser largamente utilizado em pesquisas com FC e VFC o uso do ECG pode trazer mais informações sobre a atividade elétrica do coração e pode ser indispensável em alguns casos.

6.3 Influência da Aptidão Aeróbia Máxima e do Nível de Atividade Física

Existe na literatura estudos que sugerem associação entre a aptidão aeróbia máxima com o LA [15]. Em outras palavra, indivíduos que apresentam maiores níveis de $\dot{V}O_{2max}$ geralmente apresentam o LA em intensidades mais altas do exercício físico. Estas respostas não só aparecem com altos níveis de $\dot{V}O_{2max}$, apesar de ter uma relação quase direta entre NAF e aptidão aeróbia máxima, existem estudos que procuram dissociar estes dois parâmetros [111]. Estes autores afirmam que alguns sujeitos sedentários apresentam certa predisposição genética, e portanto, possuem alto $\dot{V}O_{2max}$. Em contrapartida, existem sujeitos que, apesar da alta carga de treinamento não apresentam níveis altos de aptidão aeróbia máxima.

No presente estudo, não foi possível observar correlação significativa entre o $\dot{V}O_{2max}$ e os parâmetros oriundos da PIFC. O mesmo ocorreu com o NAF, no qual não foi observada correlação significativa. A falta de correlação observada pode ser atribuída as características da amostra. Nenhum dos sujeitos são praticantes de alto nível de qualquer tipo de modalidade de exercício físico, todos os voluntários deste estudo, caso não sejam sedentários, são praticantes recreacionais de atividades físicas. Segundo o *American College of Sports Medicine* [32], os voluntários do presente estudo estão abaixo do percentil 75 e são associados a classe de baixa aptidão aeróbia máxima quando comparados a seus pares [112]. No entanto, uma amostra que abranja indivíduos com diferentes níveis de aptidão aeróbia que possuem cargas de treinamento distintas possa melhor contribuir na investigação da influência da $\dot{V}O_{2max}$ e do NAF na intensidade de ocorrência do PIFC. Pode-se especular que os indivíduos mais treinados e/ou com maiores $\dot{V}O_{2max}$ apresentem o PIFC em cargas mais altas de trabalho devido ao deslocamento do LA.

6.4 Limitações do Estudo

O presente estudo apresentou algumas limitações, dentre elas está a falta da detecção do LL, a divergência da literatura sobre o fato do LV e o LL representarem o mesmo fenômeno poderia ter sido explorado no presente estudo de forma a comparar o PIFC também com o LL. Além disso, como dito anteriormente, existe uma dependência do PIFC com o protocolo utilizado, talvez a aplicação de diferentes TPM

poderia trazer à tona essa discussão de uma forma mais concreta, como por exemplo um TPM com maior resolução dos estágios, de forma a fazer um crescimento quase que contínuo das cargas.

O recrutamento de sujeitos com níveis mais altos de aptidão aeróbia e/ou sujeitos com mais experiência com treinamento poderia acrescentar nos achados do presente estudo, estendendo-os para diferentes grupos com diferentes níveis de treinamento.

Capítulo 7

Conclusão

O presente estudo teve como objetivo avaliar o comportamento curvilíneo da FC durante o TPM e comparar a intensidade de ocorrência do LA estimado a partir do PIFC e partir do método V-Slope, considerado neste estudo, como padrão ouro. Para tal, foi ajustada uma curva sigmoideal com característica não linear sobre os valores médios da FC de cada estágio do TPM, que possui como um dos parâmetros o PIFC. O PIFC foi comparado com o percentual da carga, percentual da FC e o valores do $\dot{V}O_2$ também estimados pelo V-Slope e não foram observadas diferenças significativas nos índices obtidos por ambos os métodos.

Tais resultados sugerem que o PIFC pode ser utilizado com uma ferramenta não invasiva e de baixo custo para detecção do LA em indivíduos jovens não atletas e saudáveis.

Referências Bibliográficas

- [1] TULPPO, M. P., MAKIKALLIO, T., TAKALA, T., et al. “Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise”, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 271, n. 1, pp. H244–H252, 1996.
- [2] LIMA, J. R. P., KISS, M. A. P. D. “Limiar de variabilidade da frequência cardíaca”, *Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde*, v. 4, n. 1, pp. 29–38, 1999.
- [3] KARAPETIAN, G., ENGELS, H., GRETEBECK, R. “Use of heart rate variability to estimate LT and VT”, *International journal of sports medicine*, v. 29, n. 8, pp. 652–657, 2008.
- [4] COTTIN, F., LEPRÊTRE, P., LOPES, P. “Assessment of ventilatory thresholds from heart rate variability in well-trained subjects during cycling”, *Age (years)*, v. 20, pp. 6–3, 2006.
- [5] CAMM, A., MALIK, M., BIGGER, J., et al. “Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology”, *Circulation*, v. 93, n. 5, pp. 1043–1065, 1996.
- [6] COOTE, J. H. “Recovery of heart rate following intense dynamic exercise”, *Experimental physiology*, v. 95, n. 3, pp. 431–440, 2010.
- [7] PERINI, R., ORIZIO, C., BASELLI, G., et al. “The influence of exercise intensity on the power spectrum of heart rate variability”, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, v. 61, n. 1-2, pp. 143–148, 1990.
- [8] MELANSON, E. L., FREEDSON, P. S. “The effect of endurance training on resting heart rate variability in sedentary adult males”, *European journal of applied physiology*, v. 85, n. 5, pp. 442–449, 2001.

- [9] HAUTALA, A. J., MÄKIKALLIO, T. H., KIVINIEMI, A., et al. “Cardiovascular autonomic function correlates with the response to aerobic training in healthy sedentary subjects”, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 285, n. 4, pp. H1747–H1752, 2003.
- [10] TSUJI, H., LARSON, M. G., VENDITTI, F. J., et al. “Impact of reduced heart rate variability on risk for cardiac events The Framingham Heart Study”, *Circulation*, v. 94, n. 11, pp. 2850–2855, 1996.
- [11] BUCH, A. N., COOTE, J. H., TOWNEND, J. N. “Mortality, cardiac vagal control and physical training—what’s the link?” *Experimental Physiology*, v. 87, n. 4, pp. 423–435, 2002.
- [12] SZTAJZEL, J., OTHERS. “Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system”, *Swiss medical weekly*, v. 134, pp. 514–522, 2004.
- [13] GOLDBERGER, J. J., LE, F. K., LAHIRI, M., et al. “Assessment of parasympathetic reactivation after exercise”, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 290, n. 6, pp. H2446–H2452, 2006.
- [14] ELSENBRUCH, S., WANG, Z., ORR, W. C., et al. “Time-frequency analysis of heart rate variability using short-time Fourier analysis”, *Physiological measurement*, v. 21, n. 2, pp. 229, 2000.
- [15] SKINNER, J. S., MCLELLAN, T. H. “The transition from aerobic to anaerobic metabolism”, *Research quarterly for exercise and sport*, v. 51, n. 1, pp. 234–248, 1980.
- [16] DAVIS, J. A., VODAK, P., WILMORE, J. H., et al. “Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise”, *Journal of Applied Physiology*, v. 41, n. 4, pp. 544–550, 1976.
- [17] MARCUS, J., INGRAM JR, R., MCLEAN, R. “The threshold of anaerobic metabolism in chronic obstructive pulmonary disease. A promising index of evaluation.” *The American review of respiratory disease*, v. 104, n. 4, pp. 490–498, 1971.
- [18] KINDERMANN, W., SIMON, G., KEUL, J. “The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training”, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, v. 42, n. 1, pp. 25–34, 1979.

- [19] CONCONI, F., FERRARI, M., ZIGLIO, P. G., et al. “Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners”, *Journal of Applied Physiology*, v. 52, n. 4, pp. 869–873, 1982.
- [20] LIMA, J. R. P. *Frequência cardíaca em cargas crescentes de trabalho: ajuste sigmóide, ponto de inflexão e limiar de variabilidade da frequência cardíaca*. Tese de Doutorado, Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo., 1997.
- [21] LUCIA, A., CARVAJAL, A., BORAITA, A., et al. “Heart dimensions may influence the occurrence of the heart rate deflection point in highly trained cyclists.” *British journal of sports medicine*, v. 33, n. 6, pp. 387–392, 1999.
- [22] LUCIA, A., HOYOS, J., SANTALLA, A., et al. “Lactic acidosis, potassium, and the heart rate deflection point in professional road cyclists”, *British journal of sports medicine*, v. 36, n. 2, pp. 113–117, 2002.
- [23] CAMBRI, L. T., FOZA, V., NAKAMURA, F. Y., et al. “Frequência cardíaca ea identificação dos pontos de transição metabólica em esteira rolante”, *Revista da Educação Física/UEM*, v. 17, n. 2, pp. 131–137, 2008.
- [24] COUTO, P. G., RODRIGUES, A. P., FERREIRA JÚNIOR, A. J., et al. “Transition points of heart rate in maximum progressive test”, *Motriz: Revista de Educação Física*, v. 19, n. 2, pp. 261–268, 2013.
- [25] AIRES, M. D. M., OUTROS. *Fisiologia*. Guanabara Koogan Rio de Janeiro, 1999.
- [26] YASUMA, F., HAYANO, J.-I. “Respiratory Sinus Arrhythmia Why Does the Heartbeat Synchronize With Respiratory Rhythm?” *Chest Journal*, v. 125, n. 2, pp. 683–690, 2004.
- [27] TZENG, Y., LARSEN, P., GALLETLY, D. “Cardioventilatory coupling in resting human subjects”, *Experimental physiology*, v. 88, n. 6, pp. 775–782, 2003.
- [28] GALLETLY, D., LARSEN, P. “Inspiratory timing during anaesthesia: a model of cardioventilatory coupling”, *British Journal of anaesthesia*, v. 86, n. 6, pp. 777–788, 2001.
- [29] FOX, E. L., BOWERS, R. W., FOSS, M. L., et al. *The physiological basis for exercise and sport*. N. Ed. 5. Brown & Benchmark, 1993.

- [30] DIFRANCESCO, D. “Funny channels in the control of cardiac rhythm and mode of action of selective blockers”, *Pharmacological research*, v. 53, n. 5, pp. 399–406, 2006.
- [31] GUYTON, A. C., HALL, J. E., GUYTON, A. C. *Tratado de fisiologia médica*. Elsevier Brasil, 2012.
- [32] BALADY, G. J., BERRA, K., GOLDING, L., et al. *Diretrizes do ACSM para os Testes de Esforço e sua Prescrição*, v. 239. 2007.
- [33] GOODWIN, G., MCCLOSKEY, D., MITCHELL, J. “Cardiovascular and respiratory responses to changes in central command during isometric exercise at constant muscle tension”, *The Journal of physiology*, v. 226, n. 1, pp. 173–190, 1972.
- [34] MITCHELL, J. H., SCHMIDT, R. F. “Cardiovascular reflex control by afferent fibers from skeletal muscle receptors”, *Comprehensive Physiology*, 1983.
- [35] O’LEARY, D. S. “Autonomic mechanisms of muscle metaboreflex control of heart rate”, *Journal of Applied Physiology*, v. 74, n. 4, pp. 1748–1754, 1993.
- [36] ROWELL, L. B., O’LEARY, D. S. “Reflex control of the circulation during exercise: chemoreflexes and mechanoreflexes”, *Journal of Applied Physiology*, v. 69, n. 2, pp. 407–418, 1990.
- [37] FISHER, J. P., SEIFERT, T., HARTWICH, D., et al. “Autonomic control of heart rate by metabolically sensitive skeletal muscle afferents in humans”, *The Journal of physiology*, v. 588, n. 7, pp. 1117–1127, 2010.
- [38] IELLAMO, F. “Neural mechanisms of cardiovascular regulation during exercise”, *Autonomic Neuroscience*, v. 90, n. 1, pp. 66–75, 2001.
- [39] WILLIAMSON, J. “The relevance of central command for the neural cardiovascular control of exercise”, *Experimental physiology*, v. 95, n. 11, pp. 1043–1048, 2010.
- [40] WILLIAMSON, J., MCCOLL, R., MATHEWS, D., et al. “Brain activation by central command during actual and imagined handgrip under hypnosis”, *Journal of Applied Physiology*, v. 92, n. 3, pp. 1317–1324, 2002.
- [41] KATCH, F. I., MCARDLE, W. *Fisiologia do exercício: energia, nutrição e desempenho humano*. Guanabara Koogan Rio de Janeiro, 1991.

- [42] NÓBREGA, A. C. L., ARAÚJO, C. “Heart rate transient at the onset of active and passive dynamic exercise”, *Medicine and science in sports and exercise*, v. 25, n. 1, pp. 37–41, 1993.
- [43] BULL, R., DAVIES, C., LIND, A., et al. “The human pressor response during and following voluntary and evoked isometric contraction with occluded local blood supply.” *The Journal of Physiology*, v. 411, n. 1, pp. 63–70, 1989.
- [44] AL-ANI, M., ROBINS, K., AL-KHALIDI, A., et al. “Isometric contraction of arm flexor muscles as a method of evaluating cardiac vagal tone in man”, *Clinical Science*, v. 92, n. 2, pp. 175–180, 1997.
- [45] PLUIM, B. M., ZWINDERMAN, A. H., VAN DER LAARSE, A., et al. “The athlete’s heart a meta-analysis of cardiac structure and function”, *Circulation*, v. 101, n. 3, pp. 336–344, 2000.
- [46] ZEHENDER, M., MEINERTZ, T., KEUL, J., et al. “ECG variants and cardiac arrhythmias in athletes: clinical relevance and prognostic importance”, *American heart journal*, v. 119, n. 6, pp. 1378–1391, 1990.
- [47] ALMEIDA, M. B., ARAÚJO, C. G. S. “Effects of aerobic training on heart rate”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 9, n. 2, pp. 113–120, 2003.
- [48] CHACON-MIKAHIL, M., FORTI, V., CATAI, A., et al. “Cardiorespiratory adaptations induced by aerobic training in middle-aged men: the importance of a decrease in sympathetic stimulation for the contribution of dynamic exercise tachycardia”, 1998.
- [49] SCHEUER, J., TIPTON, C. M. “Cardiovascular adaptations to physical training”, *Annual review of physiology*, v. 39, n. 1, pp. 221–251, 1977.
- [50] BARNARD, R. J., CORRE, K., CHO, H. “Effect of training on the resting heart rate of rats”, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, v. 35, n. 4, pp. 285–289, 1976.
- [51] CATAI, A., CHACON-MIKAHIL, M., MARTINELLI, F., et al. “Effects of aerobic exercise training on heart rate variability during wakefulness and sleep and cardiorespiratory responses of young and middle-aged healthy men”, 2002.

- [52] PERSKLY, V., DYER, A. R., LEONAS, J., et al. “Heart rate: a risk factor for cancer?” *American journal of epidemiology*, v. 114, n. 4, pp. 477–487, 1981.
- [53] GREENLAND, P., DAVIGLUS, M. L., DYER, A. R., et al. “Resting heart rate is a risk factor for cardiovascular and noncardiovascular mortality: the Chicago Heart Association Detection Project in Industry”, *American Journal of Epidemiology*, v. 149, n. 9, pp. 853–862, 1999.
- [54] LIMA, E. G., HERKENHOFF, F., VASQUEZ, E. C. “Monitorização ambulatorial da pressão arterial em indivíduos com resposta exagerada dos níveis pressóricos em esforço. Influência do condicionamento físico; Ambulatory blood pressure monitoring in individuals with exaggerated blood pressure response to exercise, influence of exercise training”, *Arq. bras. cardiol*, v. 70, n. 4, pp. 243–9, 1998.
- [55] TULPPO, M. P., MÄKIKALLIO, T. H., SEPPÄNEN, T., et al. “Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness”, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 274, n. 2, pp. H424–H429, 1998.
- [56] LOBSTEIN, D., MOSBACHER, B., ISMAIL, A. “Depression as a powerful discriminator between physically active and sedentary middle-aged men”, *Journal of Psychosomatic Research*, v. 27, n. 1, pp. 69–76, 1983.
- [57] BLUMENTHAL, J. A., EMERY, C. F., MADDEN, D. J., et al. “Cardiovascular and behavioral effects of aerobic exercise training in healthy older men and women”, *Journal of gerontology*, v. 44, n. 5, pp. M147–M157, 1989.
- [58] MYERS, J. “Exercise and cardiovascular health”, *Circulation*, v. 107, n. 1, pp. e2–e5, 2003.
- [59] THOMPSON, P. D., BUCHNER, D., PIÑA, I. L., et al. “Exercise and physical activity in the prevention and treatment of atherosclerotic cardiovascular disease a statement from the Council on Clinical Cardiology (Subcommittee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention) and the Council on Nutrition, Physical Activity, and Metabolism (Subcommittee on Physical Activity)”, *Circulation*, v. 107, n. 24, pp. 3109–3116, 2003.
- [60] FLETCHER, G. F., BALADY, G., BLAIR, S. N., et al. “Statement on Exercise: Benefits and Recommendations for Physical Activity Programs for All Americans A Statement for Health Professionals by the Committee on

Exercise and Cardiac Rehabilitation of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association”, *Circulation*, v. 94, n. 4, pp. 857–862, 1996.

- [61] ARAÚJO, C. G. S. D. “Teste de exercício: terminologia e algumas considerações sobre passado, presente e futuro baseadas em evidências”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 6, n. 3, pp. 77–84, 2000.
- [62] NEGRÃO, C. E., BARRETTO, A. C. P. *Cardiologia do exercício: do atleta ao cardiopata*. Editora Manole, 2005.
- [63] BRUCE, R. “Evaluation of functional capacity and exercise tolerance of cardiac patients.” *Modern concepts of cardiovascular disease*, v. 25, n. 4, pp. 321, 1956.
- [64] ELLESTAD, M. H., ALLEN, W., WAN, M. C., et al. “Maximal treadmill stress testing for cardiovascular evaluation”, *Circulation*, v. 39, n. 4, pp. 517–522, 1969.
- [65] MARITZ, J., MORRISON, J., PETER, J., et al. “A practical method of estimating an individual’s maximal oxygen intake”, *Ergonomics*, v. 4, n. 2, pp. 97–122, 1961.
- [66] ÅSTRAND, P. O., RYHMING, I. “A Nomogram for Calculation of Aerobic Capacity (Physical Fitness) From Pulse Rate During Submaximal Work”, *Journal of Applied Physiology*, v. 7, n. 2, pp. 218–221, 1954. Disponível em: <<http://jap.physiology.org/content/7/2/218>>.
- [67] GAESSER, G. A., POOLE, D. C. “The slow component of oxygen uptake kinetics in humans”, *Exercise and sport sciences reviews*, v. 24, n. 1, pp. 35–70, 1996.
- [68] WHIPP, B. “Dynamics of pulmonary gas exchange.” *Circulation*, v. 76, n. 6 Pt 2, pp. VI18–28, 1987.
- [69] WASSERMAN, K., MCILROY, M. “Detecting the threshold of anaerobic metabolism.” *American Journal of Cardiology*, v. 14, pp. 844–852, 1964.
- [70] BEAVER, W. L., WASSERMAN, K., WHIPP, B. J., et al. “Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation”, *J Appl Physiol*, v. 59, n. 6, pp. 1936–1940, 1985.
- [71] BILLAT, V., RENOUX, J. C., PINOTEAU, J., et al. “Reproducibility of running time to exhaustion at $\dot{V}O_2 \sim 2 \text{ m}^3 \text{ a}^{-1}$ in subelite runners”, *Medicine and science in sports and exercise*, v. 26, n. 2, pp. 254–257, 1994.

- [72] SANTOS, E. L., GIANNELLA-NETO, A. “Comparison of computerized methods for detecting the ventilatory thresholds”, *European journal of applied physiology*, v. 93, n. 3, pp. 315–324, 2004.
- [73] TURNER, M. J., HOWLEY, E. T., TANAKA, H., et al. “Effect of graded epinephrine infusion on blood lactate response to exercise”, *Journal of Applied Physiology*, v. 79, n. 4, pp. 1206–1211, 1995.
- [74] BERNTSON, G. G. “Heart rate variability: origins, methods, and interpretive caveats”, *Psychophysiology*, v. 34, n. 6, pp. 623–648, 1997.
- [75] BRENNAN, M., PALANISWAMI, M., KAMEN, P. “Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators”, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 283, n. 5, pp. H1873–H1886, 2002.
- [76] ACHARYA, R., LIM, C., JOSEPH, P. “Heart rate variability analysis using correlation dimension and detrended fluctuation analysis”, *ITBM-RBM*, v. 23, n. 6, pp. 333–339, 2002.
- [77] TAYLOR, C. “Studies in exercise physiology”, *American Journal of Physiology*, v. 135, pp. 27–42, 1941.
- [78] WAHLUND, H. G. *Determination of the physical working capacity: a physiological and clinical study with special reference to standardization of cardio-pulmonary functional tests*. Zetterlund & Thelanders boktr., 1948.
- [79] WYNDHAM, C. “Submaximal tests for estimating maximum oxygen intake.” *Canadian medical association journal*, v. 96, n. 12, pp. 736, 1967.
- [80] RIBEIRO, J., FIELDING, R., HUGHES, V., et al. “Heart rate break point may coincide with the anaerobic and not the aerobic threshold”, *International journal of sports medicine*, v. 6, n. 04, pp. 220–224, 1985.
- [81] CELLINI, M., VITIELLO, P., NAGLIATI, A., et al. “Noninvasive determination of the anaerobic threshold in swimming”, *Int J Sports Med*, v. 7, n. 6, pp. 347–351, 1986.
- [82] DROGHETTI, P., BORSETTO, C., CASONI, I., et al. “Noninvasive determination of the anaerobic threshold in canoeing, cross-country skiing, cycling, roller, and iceskating, rowing, and walking”, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, v. 53, n. 4, pp. 299–303, 1985.

- [83] ALLEN, W. K., SEALS, D. R., HURLEY, B., et al. “Lactate threshold and distance-running performance in young and older endurance athletes”, *J Appl Physiol*, v. 58, n. 4, pp. 1281–1284, 1985.
- [84] NOCEDAL, J., WRIGHT, S. J. *Numerical Optimization 2nd*. Springer, 2006.
- [85] MOTULSKY, H., OTHERS. *Fitting Models to Biological Data Using Linear and Nonlinear Regression: A Practical Guide to Curve Fitting*. Oxford University Press, 2004.
- [86] MADSEN, K., NIELSEN, H. B., TINGLEFF, O. *Methods for non-linear least squares problems*. 1999.
- [87] LEVENBERG, K. “A method for the solution of certain problems in least squares”, *Quarterly of applied mathematics*, v. 2, pp. 164–168, 1944.
- [88] MARQUARDT, D. W. “An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters”, *Journal of the Society for Industrial & Applied Mathematics*, v. 11, n. 2, pp. 431–441, 1963.
- [89] BAECKE, J., BUREMA, J., FRIJTERS, J. “A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies.” *The American journal of clinical nutrition*, v. 36, n. 5, pp. 936–942, 1982.
- [90] FLORINDO, A. A., LATORRE, M. D. R. D. D., OTHERS. “Validation and reliability of the Baecke questionnaire for the evaluation of habitual physical activity in adult men”, *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 9, n. 3, pp. 129–135, 2003.
- [91] JACKSON, A. S., POLLOCK, M. L. “Practical assessment of body-composition”, *Physician and Sportsmedicine*, v. 13, n. 5, pp. 76, 1985.
- [92] BORG, G. A. V. “Psychophysical bases of perceived exertion”, *Med sci sports exerc*, v. 14, n. 5, pp. 377–381, 1982.
- [93] SIRI, W. E. “Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods”, *Techniques for measuring body composition*, v. 61, pp. 223–44, 1961.
- [94] AINSWORTH, B. E., HASKELL, W. L., LEON, A. S., et al. “Compendium of physical activities: classification of energy costs of human physical activities”, *Medicine and science in sports and exercise*, v. 25, n. 1, pp. 71–80, 1993.

- [95] MASTROCOLLA, L. E., BRITO, A., BRITO, F., et al. “Consenso nacional de ergometria”, *Arq Bras Cardiol*, v. 65, n. 2, pp. 189–211, 1995.
- [96] PINO, A., KAGAMI, L., JANDRE, F., et al. “DAS-Um programa de aquisição e processamento de sinais para engenharia pulmonar”. In: *III CLAEB: Anais do 3º Congresso Latino Americano de Engenharia Biomédica*, pp. 765–8, 2004.
- [97] FONTANA, P., BOUTELLIER, U., TOIGO, M. “Reliability of measurements with InnocorTM during exercise”, *International journal of sports medicine*, v. 30, n. 10, pp. 747, 2009.
- [98] KEW, H.-P., JEONG, D.-U. “Variable Threshold Method for ECG R-peak Detection”, *Journal of medical systems*, v. 35, n. 5, pp. 1085–1094, 2011.
- [99] BEAVER, W. L., WASSERMAN, K., WHIPP, B. J., et al. “A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange”, *J Appl Physiol*, v. 60, n. 6, pp. 2020–2027, 1986.
- [100] PISKORSKI, J., GUZIK, P. “Filtering poincare plots”, *Computational methods in science and technology*, v. 11, n. 1, pp. 39–48, 2005.
- [101] LILLIEFORS, H. W. “On the Kolmogorov-Smirnov test for normality with mean and variance unknown”, *Journal of the American Statistical Association*, v. 62, n. 318, pp. 399–402, 1967.
- [102] MARTIN BLAND, J., ALTMAN, D. G. “Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement”, *The lancet*, v. 327, n. 8476, pp. 307–310, 1986.
- [103] BRUCE, R., BLACKMON, J., JONES, J., et al. “Exercising testing in adult normal subjects and cardiac patients”, *Pediatrics*, v. 32, n. 4, pp. 742–756, 1963.
- [104] WASSERMAN, K. “The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance.” *The American review of respiratory disease*, v. 129, n. 2 Pt 2, pp. S35–40, 1984.
- [105] CHICHARRO, J., PEREZ, M., VAQUERO, A., et al. “Lactic threshold vs ventilatory threshold during a ramp test on a cycle ergometer.” *The Journal of sports medicine and physical fitness*, v. 37, n. 2, pp. 117–121, 1997.
- [106] PLATO, P., MCNULTY, M., CRUNK, S., et al. “Predicting lactate threshold using ventilatory threshold”, *International journal of sports medicine*, v. 29, n. 09, pp. 732–737, 2008.

- [107] DE OLIVEIRA PIRES, F., DO CARMO, Í. M. L., ARROYO, F. N., et al. “Característica sigmóide da FC durante teste progressivo e aplicação de diferentes métodos de identificação dos limiares de FC”, *Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte*, v. 7, n. 1, 2008.
- [108] CHWALBINSKA-MONETA, J., ROBERGS, R. A., COSTILL, D. L., et al. “Threshold for muscle lactate accumulation during progressive exercise”, *Journal of Applied Physiology*, v. 66, n. 6, pp. 2710–2716, 1989.
- [109] VANDERLEI, L., SILVA, R., PASTRE, C., et al. “Comparison of the Polar S810i monitor and the ECG for the analysis of heart rate variability in the time and frequency domains”, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v. 41, n. 10, pp. 854–859, 2008.
- [110] PIMENTEL, A. S., DA SILVA ALVES, E., DE OLIVEIRA ALVIM, R., et al. “Polar S810 como Recurso Alternativo ao Eletrocardiograma no Teste de Exercício de 4 Segundos”, *Arq Bras Cardiol*, v. 94, n. 5, pp. 580–584, 2010.
- [111] BUCHHEIT, M., GINDRE, C. “Cardiac parasympathetic regulation: respective associations with cardiorespiratory fitness and training load”, *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, v. 291, n. 1, pp. H451–H458, 2006.
- [112] HEYWARD, V. H. *Advanced fitness assessment & exercise prescription*, v. 5. Human kinetics Champaign, eIL IL, 1998.