

ESTIMATIVA DO LIMIAR ANAERÓBIO A PARTIR DO PONTO DE INFLEXÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA DURANTE TESTE DE ESFORÇO PROGRESSIVO MÁXIMO EM JOVENS NÃO ATLETAS

R. Bartels¹, L. Neumann¹, M.V. Leão-Nunes¹, A. Giannella-Neto¹
e A.R.C Carvalho^{1,2}

¹Programa de Engenharia Biomédica/COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

²Instituto de Biofísica Carlos Chagas Filho, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.

e-mail: rhenan.bartels@gmail.com

Resumo: Durante teste de esforço progressivo máximo (TEPM), a frequência cardíaca (FC) apresenta uma derivada máxima que coincide com o limiar anaeróbio (LA). 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 TEPM e compararmos com a estimativa do LA calculada pelo método de análise dos gases ventilatórios exalados. Participaram deste estudo 15 indivíduos jovens, saudáveis, não atletas, do sexo masculino. Estes voluntários foram submetidos a um TEPM em uma bicicleta sendo as variáveis respiratórias e o eletrocardiograma (ECG) continuamente adquiridos. Para detecção do LA a partir dos gases exalados foi utilizada a técnica V-Slope e para estimar o LA pelo PIFC uma equação sigmoide foi ajustada à curva de FC. Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores de percentual da carga ($0,43 \pm 0,13$ Vs $0,44 \pm 0,05$), FC de reserva ($0,25 \pm 0,08$ 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 limiar LA estimados pelo método V-Slope e pelo PIFC, 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.

Palavras-chave: frequência cardíaca, limiar anaeróbio, exercício

Abstract: During the maximal effort exercise test (MEET) the heart rate (HR) presents a maximal derivative rate which coincides with the anaerobic threshold (AT). 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 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 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

($\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$) and the electrocardiogram were continuously recorded during the MEET. For the detection of AT from the exhaled ventilatory gases the V-Slope technique was performed and to estimate the AT by the HRIP a sigmoidal model was fitted in the HR curve. 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 $\dot{V}O_2$ related to the AT estimated via V-Slope and HRIP, 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.

Keywords: heart rate, anaerobic threshold, exercise.

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 [1]. A transição repouso-exercício é marcada por uma mudança no comportamento autonômico e metabólico [2]. Neste período, ocorre redução da atividade parassimpática e, com o prosseguimento do exercício, ocorre o aumento da atividade simpática, promovendo a elevação da frequência cardíaca (FC) [2].

O exercício progressivo máximo, que pode ser dividido em três momentos (moderado, intenso e severo) e possui dois pontos de transição importantes. O primeiro ponto ou limiar anaeróbio (LA), como é comumente denominado, marca a mudança do metabolismo predominantemente aeróbio para o metabolismo predominantemente anaeróbio. A segunda transição, denominada ponto de compensação respiratório, é marcada pela produção excessiva e pelo acúmulo lactato na corrente sanguínea, podendo levar ao quadro de acidose metabólica e consequente exaustão [3]. A intensidade do exercício em que estas transições ocorrem é de grande importância para treinadores e fisiologistas do exercício tanto para a

prescrição de treinamentos quanto para avaliação de praticantes de exercícios físicos [4].

Apesar de muito difundidas, as técnicas clássicas de estimativa do LA necessitam, ou da coleta de amostras de sangue para mensuração da concentração de lactato ou de equipamentos para medição da composição dos gases exalados durante o exercício. As dificuldades associadas a tais métodos incentivaram diversos trabalhos a desenvolverem métodos alternativos para estimativa do LA [5, 6, 7, 8].

Assim como Conconi *et al* [9], Lima [10] percebeu um ponto de transição da FC durante TEPM que pode estar associado ao LA. Este ponto, que coincide com a máxima taxa de variação da FC, denominado de ponto de inflexão da FC (PIFC), apresentou correlação significativa com o LA estimado pela análise de lactato.

Neste trabalho, propomos a utilização de um modelo não-linear para obtenção do PIFC em função do tempo durante um TEPM e comparar com a estimativa do LA pelo método V-Slope a partir da análise dos gases ventilatórios exalados.

Materiais e métodos

Indivíduos – O presente estudo contou com 15 indivíduos jovens, não atletas e do sexo masculino. Os participantes foram orientados para não realizar exercícios vigorosos ou ingerir bebidas cafeinadas ou alcoólicas 24 horas antes de chegarem ao laboratório. Como critério de inclusão, adotou-se a necessidade de os mesmos serem saudáveis e não estarem sob uso de qualquer tipo de medicação. O presente protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (HUCFF/UFRJ).

Protocolo experimental – Inicialmente os voluntários foram submetidos a medições da massa corporal e estatura. Após a avaliação inicial os indivíduos foram posicionados em uma bicicleta ergométrica micro controlada CG-08 (Inbrasport, Brasil) de frenagem eletromagnética. Após a acomodação e preparação dos equipamentos, os voluntários realizaram um teste progressivo máximo, com potência inicial de 25W e incrementos de 25W a cada minuto até a exaustão voluntária máxima. Durante o teste progressivo máximo o eletrocardiograma (ECG), a partir da derivação DI, e as variáveis respiratórias foram continuamente adquiridos por meio do eletrocardiógrafo MCL07 (Ecafix, Brasil), com uma taxa de aquisição de 1000Hz, e por meio do analisador de gases Inno500 (InnoCor, Dinamarca) em modo *breath-by-breath*, respectivamente.

Deteção do iRR– A deteção dos intervalos RR (iRR) foi feita a partir de um algoritmo [11] que se baseia da em um limiar fixo e na primeira derivada do sinal de ECG filtrado por um filtro *butterworth* de 4º ordem com banda passante entre 5 e 200Hz. Os picos R foram identificados quando a primeira derivada do ECG cruzasse o zero. A partir de então, os iRR foram

calculados com a distância em segundos entre os sucessivos picos R. Logo após a deteção dos iRR pelo algoritmo, foi realizada uma edição manual na qual era possível incluir e excluir picos R.

Determinação do Limiar Ventilatório – A deteção do limiar ventilatório foi realizada por meio do método V-Slope [12], que busca encontrar a quebra de linearidade entre a relação $\dot{V}O_2$ vs $\dot{V}CO_2$. Inicialmente, os sinais de $\dot{V}O_2$ e $\dot{V}CO_2$ foram filtrados por um filtro média móvel composto de janelas de 9 segundos e interpolados com uma frequência de 2Hz por meio de *splines* cúbicas. Após o condicionamento inicial, uma reta foi ajustada sobre os valores de $\dot{V}CO_2$ em função dos valores de $\dot{V}O_2$, em seguida, uma reta foi ajustada nos primeiros 25% deste sinal e outra reta ajustada nos 75% finais. A partir de então, as duas retas menores foram movidas sistematicamente ao longo da curva $\dot{V}O_2$ vs $\dot{V}CO_2$. A cada iteração do algoritmo, a distância entre a reta maior e a interseção das retas menores era armazenada. Por fim, o LV era identificado no ponto que apresentasse maior distância entre as retas. Os valores do percentual da carga máxima, percentual da FC de reserva e $\dot{V}O_2$ referentes ao LV foram denominados LV_W , LV_{FC} e LV_{VO_2} , respectivamente.

Ajuste sigmóide – Após a construção do tacograma a partir do ECG os iRR foram filtrados pelo filtro quociente [13]. Para construção das curvas de FC foram utilizadas as médias dos 30 segundos iniciais de cada estágio. Uma função de regressão entre a FC e o tempo foi utilizada com o algoritmo de Levenberg-Marquadt (Equação 1). Esta função retorna um vetor de coeficientes estimados a partir do ajuste não linear da resposta da FC em função do tempo utilizando o seguinte modelo sigmóide (Figura 1):

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

onde $FC_{(t)}$ são os valores estimados pelo modelo; FC_0 é o valor da FC na assíntota inferior da curva; FC_{Δ} é a amplitude da curva; PIFC é o ponto de inflexão da curva de FC e τ é a constante de tempo.

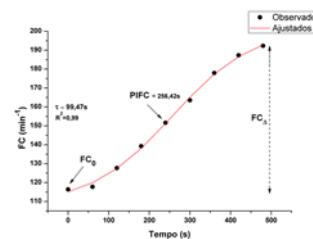


Figura 1: Ajuste não linear do modelo sigmóide sobre a curva da FC durante o teste progressivo máximo de um indivíduo ilustrativo.

Os valores do percentual da carga máxima, percentual da FC de reserva e $\dot{V}O_2$ referentes ao PIFC foram denominados $PIFC_W$, $PIFC_{FC}$ e $PIFC_{VO_2}$, respectivamente.

Análise estatística – Os resultados foram apresentados como mediana \pm intervalo interquartil (IIQ). O teste de Lilliefors mostrou que os dados não apresentam distribuição normal, e, portanto, para comparação dos valores estimados pelo método V-Slope e pelo PIFC foi utilizado teste de Wilcoxon para amostras pareadas. A concordância entre as variáveis estimadas por ambos os métodos foram observados pela análise gráfica de Bland-Altman. Todas as análises estatísticas foram realizadas no ambiente estatístico R (The R Foundation for Statistical Computing, Austria). O nível de significância adotado foi de 5%.

Resultados

A caracterização da amostra segue detalhada na Tabela 1.

Tabela 1: Caracterização da amostra.

Variáveis	Mediana - IIQ
Idade (anos)	25,46 (3,24)
Massa Corporal (kg)	79,12 (9,01)
IMC (kg.m ⁻²)	25,41 (2,71)
Carga _{max} (W)	198,33 (29,07)
$\dot{V}O_{2max}$ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	36,30 (0,35)

A comparação das medianas dos valores do percentual da carga máxima, percentual da FCR e do $\dot{V}O_2$ referentes ao LA estimados pelos métodos V-Slope e PIFC são apresentados na Figura 2 nos painéis A ($p=0,75$), B ($p=0,63$) e C ($p=0,77$), respectivamente. Não houve diferenças significativas.

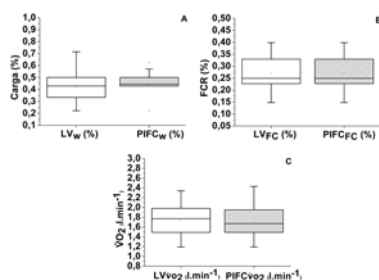


Figura 2: Comparação dos valores do percentual de carga (painel A), percentual da FCR (painel B) e $\dot{V}O_2$ (painel C) referentes ao LA estimados pelo métodos V-Slope e PIFC.

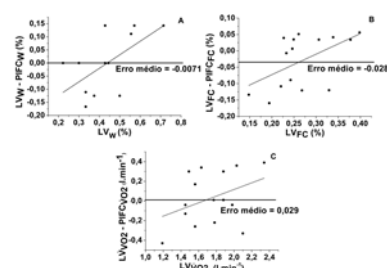


Figura 3: Esta figura apresenta a concordância, a partir da análise gráfica de Bland-Altman, entre o percentual da carga máxima (painel A), percentual da FCR (painel

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.

A Figura 3 apresenta a concordância entre os métodos V-Slope e PIFC utilizados para a estimativas do LA. O viéses encontrados entre as técnicas não foram estatisticamente significativos, sendo $-0,0071$ entre o percentual da carga máxima (painel A), $-0,028$ para o percentual da FCR (painel B) e $0,029$ para o $\dot{V}O_2$ (painel C).

Discussão

O presente estudo buscou avaliar o comportamento da FC durante o TEPM, baseando-se em seu comportamento em “S”, já relatado em estudos anteriores [10], por meio do modelo sigmóide e, a partir do ponto de inflexão da curva de FC, estimar o LA.

A detecção do LA se deu por meio do LV, que por sua vez foi estimado automaticamente pelo método V-Slope. 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 [10] o PIFC foi comparado com o limiar de lactato, ponto em que se inicia o aumento da concentração do lactato na corrente sanguínea, e apesar de existirem estudos que mostrem que o limiar de lactato e o LV são encontrados em intensidades próximas e, portanto, refletem o mesmo fenômeno metabólico durante o TEPM [14], alguns trabalhos apresentam o oposto [15, 16]. Os resultados de Lima [10] sugerem que, apesar de ter correlação com o limiar de lactato, o PIFC o superestimou. Tais resultados não vão de 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 $\dot{V}O_2$ ($1,77$ l.min⁻¹ vs $1,67$ l.min⁻¹), quando medidos pelo V-Slope e pelo PIFC, respectivamente.

A discrepância entre os resultados do presente estudo e o estudo de Lima [10] pode ter ocorrido devido aos diferentes TEPM utilizados. Apesar de ambos os testes terem utilizados bicicleta ergométrica, a carga inicial ($25W$ vs 0 kpm.min⁻¹) e os incrementos em cada estágio ($25W$ vs 90 kpm.min⁻¹) foram diferentes, o que pode influenciar no formato da curva da FC resultante. Uma vez que a curva sigmóide é simétrica com o ponto de inflexão 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.

As técnicas clássicas de detecção do LA, seja por meio da coleta de lactato sanguíneo ou pela mensuração das trocas gasosas, apesar de serem largamente utilizadas, apresentam a limitação de ser invasiva, como 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 da variabilidade da frequência cardíaca (VFC) 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 de estabilização ou redução abaixo de um limiar dos índices de VFC [5, 6, 7, 8].

Karapetian *et al* [7], bem como no presente estudo, encontraram concordância entre o ponto de estabilização de índices de VFC calculados no domínio do tempo (*mean successive difference* e *standart deviation of natural intervals*) com o LV. Em seu trabalho não houve diferença significativa entre os valores de $\dot{V}O_2$ encontrados pelos índices de VFC e a medida clássica do LV ($0,06 \pm 0,12 \text{ l.min}^{-1}$). Tais resultados vão ao encontro com os encontrados no presente estudo, no qual, a diferença média do $\dot{V}O_2$ encontrada pelo método V-Slope e pelo PIFC foi de 0,029 com desvio-padrão de $\pm 0,27 \text{ l.min}^{-1}$. O mesmo foi observado por Lima e Kiss [6], no qual não houve diferença significativa entre as intensidades do TEPM em que ocorreu o LA, sendo o valor da carga, em média, de $681 \pm 123 \text{ kpm.min}^{-1}$ vs $709 \pm 157 \text{ kpm.min}^{-1}$, quando estimados pelo índice de VFC e pelo limiar de lactato, respectivamente.

Por mais que os índices utilizados por Tulppo *et al*, Karapetian *et al* [7] e Lima e Kiss [6] sejam pertencentes ao domínio do tempo, existe a necessidade da aquisição da FC batimento a batimento e o cálculo dos índices de VFC de forma segmentada não é realizada pela maioria dos programas disponíveis para processamento de sinais de VFC. Este problema se estende e se torna mais complexo quando se trata dos métodos que utilizam a análise tempo-frequência [8]. Em contrapartida, no presente estudo, foram usadas médias de 30 segundos iniciais da FC de cada estágio do TEPM. Talvez a utilização de médias faça com que o PIFC seja encontrado em curvas de FC adquiridas por meio de cardiofrequencímetros mais simples 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.

Conclusão

Os resultados do presente estudo 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.

Agradecimentos

A CNPq, a Capes e à FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

[1] 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 electrophysiology. *Circulation*. 1996; 93(5):1043-1065.
- [2] Coote JH. Recovery of the heart rate following intense dynamic exercise. *Experimental Physiology*. 2010; 95(3):431-440.
- [3] Skinner JS e McLellan TH. The transition from anaerobic to anaerobic metabolism. *Research quarterly for exercise and sport*. 1980;51(1):234-248.
- [4] Davis JA, Vodak P, Wilmore JF., *et al*. Anaerobic threshold and maximal aerobic power for three modes of exercise. *Journal of Applied Physiology*. 1976;41(4):544-550.
- [5] Tulppo MP, 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*. 1996;42(1):25-34.
- [6] Lima JRP, Kiss MAPD. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. *Revista Brasileira de Atividade Física e Saúde*. 1999;4(1):29-38.
- [7] Karapetian G, Engels H, Gretebeck R. Use of heart rate variability to estimate LT and VT. *International journal of sports medicine*. 2008;29(8):652-657.
- [8] Cottin F, Leprêtre P, Lopes P. Assessment of ventilatory threshold from heart rate variability in well-trained subjects during cycling. *International Journal of Sports Medicine*. 2006; 27(12):959-967.
- [9] Conconi F, Ferrari M, Ziglio., *et al*. Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *Journal of Applied Physiology*. 1982;52:869-73.
- [10] Lima JRP. Frequência cardíaca em cargas crescentes de trabalho: ajuste sigmóide, ponto de inflexão e limiar de variabilidade da frequência cardíaca [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo;1997.
- [11] Pan J, Tompkins, WJ. A real-time QRS detection algorithm. In *Proceedings of IEEE Transactions on Biomedical Engineering*; 1985 Mar 12; 1985. p.230-235.
- [12] Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ., *et al*. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. 1986;60(6):2020-2027.
- [13] Piskorski J, Guzik P. Filtering Poincaré plots. *Computational Methods in Science and Technology*. 2005; 11(1):39-48.
- [14] Wasserman K. The anaerobic threshold measurement to evaluate exercise performance. *The American Review of Respiratory Disease*. 1984;129(2):S35-40.
- [15] Chicharro J, Perez M, Vaquero A., *et al*. Lactic threshold vs ventilatory threshold during ramp test on a cycle ergometer. *The Journal of Sports Medicine And Physical Fitness*. 1997;37(2):117-212.
- [16] Plato P, McNulty M, Crunk S., *et al*. Predicting lactate threshold using ventilatory threshold. *International Journal of Sports Medicine*. 2008;29(9):732-737.