

Limiar de variabilidade da frequência cardíaca

HEART RATE VARIABILITY THRESHOLD

Jorge Roberto Perrout Lima *Universidade Federal de Juiz de Fora*
Maria Augusta Peduti Dal'Molin Kiss *Universidade de São Paulo - USP*
Universidade Bandeirante de São Paulo

RESUMO

A atividade simpática elevada está relacionada a elevação da concentração de lactato sanguíneo ([La]). Em um teste progressivo por estágios, a variabilidade da frequência cardíaca (VFC), um indicador da atividade parassimpática, declina consistentemente até 40-60% da carga de pico e alcança um platô em valores inferiores a 3 ms - limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC). O objetivo desse trabalho foi validar a identificação do LiVFC por meio de comparação com o limiar de lactato (LiLac). Dezesesseis indivíduos do gênero masculino ($24,4 \pm 3,7$ anos de idade; $55,6 \pm 9,5$ ml.kg⁻¹.min⁻¹ de VO₂max; 1400 ± 125 kpm.min⁻¹ de carga de pico) foram submetidos a testes progressivo por estágios em uma bicicleta ergométrica de frenagem mecânica da marca Monark, com carga inicial de 0 kpm.min⁻¹ e incrementos de 90 kpm.min⁻¹ a cada min, até a exaustão. A VFC foi calculada a cada 10 s pelo cardiofrequencímetro Polar Vantage NV que utiliza a plotagem de Poincaré, o LiVFC foi identificado na primeira carga cuja média dos 6 valores de VFC fosse inferior a 3 ms. A [La] foi medida pelo lactímetro portátil Accusport aos 50 s de cada carga, o LiLac foi identificado na carga de menor razão [La] / carga. A diferença entre as médias de LiVFC (681 ± 123 kpm.min⁻¹) e de LiLac (709 ± 157 kpm.min⁻¹) não foi significativa (Teste de Wilcoxon $p < 0,05$) e a correlação de Pearson ($r = 0,76$) foi significativa. Esses resultados indicam que LiVFC pode ser usado como uma alternativa simples e não-invasiva para estimar o limiar de lactato.

PALAVRAS-CHAVE:

Plotagem de Poincaré, Limiar de lactato, Equilíbrio autonômico

ABSTRACT

Increased sympathetic activity is related to elevation of blood lactate concentration [La]. Heart rate variability (HRV), a parasympathetic activity indicator, in a graded test, declines steadily up to 40-60% of peak power and reaches a plateau at values lower than 3 ms - HRV threshold (HRV-Thr). The objective of this work was to validate HRV-Thr by comparing to lactate threshold (Lac-Thr). Twenty sixteen male subjects (24.4 ± 3.7 years of age; 55.6 ± 9.5 ml.kg⁻¹.min⁻¹ VO₂peak; 1400 ± 125 kpm.min⁻¹ peak power) performed, on a mechanically-braked cycloergometer, a graded test from 0 kpm.min⁻¹, increments of 90 kpm.min⁻¹ each minute, until exhaustion. HRV was calculated each 10 s by Polar Vantage NV heart rate monitor by Poincaré Plot method and HRV-Thr was the first power at which the mean HRV was lower than 3 ms. The [La] was measured by Accusport portable lactimeter and Lac-Thr was the power of lowest [La] / power ratio. Mean HRV-Thr (681 ± 123 kpm.min⁻¹) and Lac-Thr (709 ± 157 kpm.min⁻¹) were not different (Wilcoxon nonparametric test - $p < 0.05$) and Pearson Correlation ($r = 0.76$) was significant. These results indicate that HRV-Thr can be used as a noninvasive alternative method of estimation of anaerobic threshold.

KEYWORDS:

Poincaré plot, Lactate threshold, Autonomic balance

INTRODUÇÃO

A frequência de disparo do nódulo sinoatrial - marcapasso natural do coração - é modulada pela atividade do sistema nervoso autônomo. O aumento da atividade parassimpática diminui a FC, pela liberação de acetilcolina. O aumento da atividade simpática eleva a frequência cardíaca (FC), pela liberação de norepinefrina (BERNE & LEVY, 1992). Em repouso, é predominante a influência do sistema parassimpático. Durante o exercício com cargas crescentes de trabalho, a elevação da FC se deve, nas cargas mais leves, à atenuação da atividade vagal - retirada vagal. A medida que aumenta a carga de trabalho, cresce proporcionalmente a estimulação simpática (MACIEL et al., 1986; GALLO JR et al., 1989; e NEGRÃO et al., 1992).

Para quantificar a retirada vagal e a estimulação simpática na elevação da FC durante o exercício, têm sido utilizados o bloqueio farmacológico, o estudo dos componentes rápido e lento da elevação da FC e, mais recentemente, tem crescido a utilização da medida da variabilidade da frequência cardíaca (VFC).

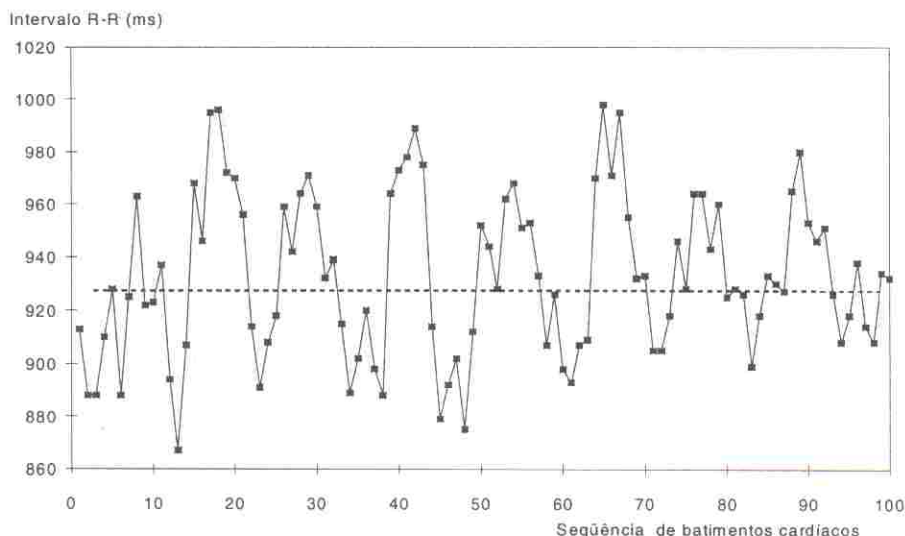
A atividade das fibras simpáticas para o coração aumenta durante a inspiração, enquanto a atividade das fibras vagais aumenta na expiração. A acetilcolina, liberada nos terminais nervosos vagais, é removida tão rapidamente que ocorrem variações rítmicas na FC (FIGURA 1). Inversamente, a norepinefrina, liberada pelos terminais simpáticos, é removida lentamente e por isso não é capaz de provocar oscilações rítmicas da FC. Então, as variações rítmicas da FC são atribuídas, quase que inteiramente, às oscilações da atividade vagal (BERNE & LEVY, 1992). A magnitude da VFC é um indicador do nível da atividade eferente vagal para o coração (EKBERG, 1983; FOUAD et al., 1984).

Uma das metodologias para estudo da VFC é a medida no domínio do tempo (para revisão sobre o tema MALIK & CAMM, 1995). Medida no domínio do tem-

po consiste da análise de registros da FC, dos intervalos R-R ou da diferença entre intervalos R-R adjacentes (KLEIGER et al., 1995). A determinação da VFC pode ser feita por diversos métodos, que envolvem principalmente o cálculo de médias e desvios padrão de todo o conjunto de dados ou de pontos específicos.

Durante o exercício progressivo, os intervalos R-R tendem a diminuir (pela elevação da FC), fazendo com que o cálculo da VFC utilizando o desvio padrão de um conjunto de intervalos R-R seja influenciado pela variação dos intervalos R-R inerente à elevação da FC. A análise da Plotagem de Poincaré é uma metodologia que remove a tendência de redução dos intervalos R-R, que ocorre em testes progressivos, permitindo a identificação da variabilidade instantânea dos intervalos R-R, mesmo sem equilíbrio da FC (TULPPO et al., 1996). A plotagem de Poincaré é a metodologia de medida da VFC empregada pelo cardiofrequencímetro Polar, modelo Vantage NV. Nesse equipamento, para cálculo da VFC, cada intervalo R-R é plotado em gráfico cartesiano em função da intervalo R-R anterior, ajustam-se os pontos a uma reta e calcula-se o "desvio padrão a", que expressa a tendência do conjunto de intervalos R-R analisados e o "desvio padrão b", que expressa a variabilidade instantânea dos intervalos R-R sem influência de tendências (POLAR, 1995). A FIGURA 2 apresenta um exemplo de cálculo de VFC feito pelo programa de análise de FC Polar, para um registro de 20 minutos. O des-

FIGURA 1: Duração de cada intervalo R-R de um conjunto de 100 batimentos cardíacos de um indivíduo.



vio padrão b, em ms, é apresentado no visor do monitor sob a designação de RLX (relaxation time).

Considerando a VFC um indicador da atividade vagal sobre o coração, ALONSO et al. (1997) REZENDE et al. (1996) e TULPPO et al. (1996) observaram que a VFC, em cargas crescentes de trabalho, decresce significativamente nas primeiras cargas até o limiar aeróbio, nesses estudos identificado pelo primeiro limiar ventilatório. A partir do limiar aeróbio, já não há mais redução significativa da VFC.

OBJETIVOS

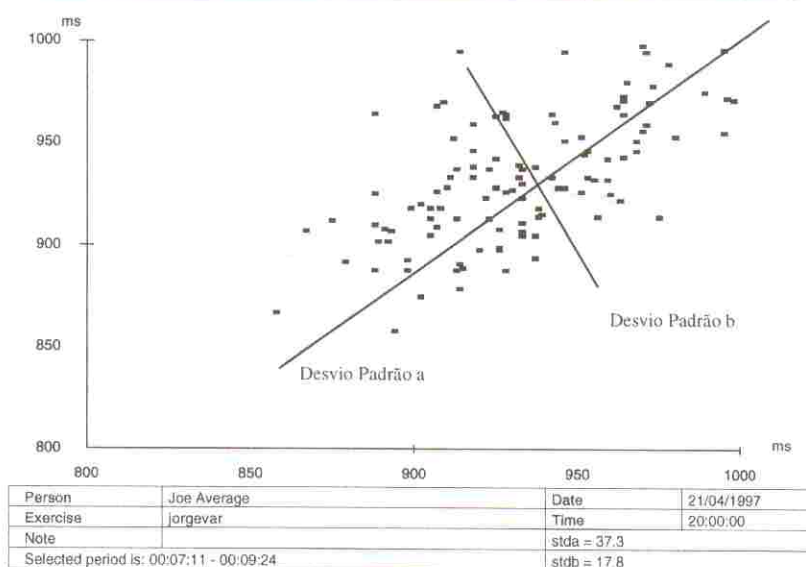
Os objetivos desse estudo foram 1) descrever a curva de VFC em testes progressivos por estágios para observar se é possível identificar, com objetividade, um ponto de mudança no seu padrão de decréscimo, que possa ser denominado limiar de variabilidade da frequência cardíaca; 2) observar a possibilidade de utilização de uma metodologia simplificada, utilizando a medida de VFC feita pelo Polar Vantage, para determinação do possível limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC); e 3) Verificar se o LiVFC, eventualmente encontrado, corresponde ao limiar de lactato (LiLac).

MATERIAL E MÉTODOS

Sujeitos - Participaram do estudo 16 indivíduos do gênero masculino, caracterizados na TABELA 1. Após assinarem o termo de consentimento, os sujeitos se submeteram ao teste progressivo por estágios em cicloergômetro, com cargas de um minuto de duração.

Material - Foi utilizada uma bicicleta ergométrica de frenagem mecânica da marca Monark®, equipada com velocímetro digital da marca Cateye®, que registra também as rotações do pedal. O registro da FC e da VFC, foi feito pelo cardiofrequencímetro Polar Vantage NV®. A concentração de lactato sanguíneo ([La]) foi determinada pelo lactímetro portátil Accusport®,

FIGURA 2: Exemplo de gráfico de dispersão e cálculo de dois indicadores da variabilidade da frequência cardíaca emitido pelo Polar HR Analysis Software, versão 5.00, que analisa os dados registrados pelo cardiofrequencímetro Polar, modelo Vantage NV.



cujas acurácias foram consideradas satisfatórias por GAMBKE et al. (1994) e DAVIS et al. (1996).

Para estudar a validade da medida de FC batimento-a-batimento, feita pelo cardiofrequencímetro Vantage NV da Polar, LIMA et al. (1997) compararam uma série de medidas feitas, simultaneamente, pelo Polar Vantage NV e por eletrocardiograma registrado em tempo real pelo programa AT/CODAS. As medidas foram feitas, continuamente, em um indivíduo do gênero feminino, durante 1 min sentado na bicicleta ergométrica, seguido de três cargas de 50, 100 e 150 W com duração de 1 min cada uma. Não houve diferença entre as médias dos intervalos R-R de 455 ciclos cardíacos registrados desde a FC de 68 bpm, no repouso, até 168 bpm, alcançada na carga de 150 W (AT/CODAS = 526 ± 162 ms; POLAR = 527 ± 162 ms). A análise de regressão da FC apresentou coeficiente de determinação de 0,99 e um erro padrão de estimativa de 0,5 bpm. Os intervalos R-R mostraram um coeficiente de determinação de 0,99 e erro padrão de estimativa 1,6 ms. Os resultados demonstraram a validade das medidas de intervalo R-R e de FC do Polar Vantage NV.

Protocolo dos testes - Ao chegar no laboratório, eram tomadas medidas antropométricas do indivíduo (peso, estatura e dobras cutâneas do abdome, do tórax e da

coxa). As medidas da dobras cutâneas foram utilizadas para estimativa do percentual de gordura pela equação de JACKSON & POLLOCK (1978). Após a antropometria, colocava-se o cardio-freqüencímetro e o indivíduo repousava, deitado, por 10 minutos. Decorridos os 10 minutos, registravam-se FC e a VFC de repouso e encaminhava-se o indivíduo ao teste progressivo por estágios, que seguiu o seguinte protocolo:

a) Acomodação do sujeito na bicicleta, preparação de todo o equipamento de medida; Espera, sentado na bicicleta, até que a FC retornasse a valores próximos aos de repouso;

b) Carga inicial de 60 rpm com 0 kp;

c) Incrementos de 0,25 kp (90 kpm.min⁻¹) a cada minuto;

d) Interrupção do teste com a exaustão do indivíduo ou quando ele não fosse mais capaz de manter pelo menos 55 rpm.

Medições - A FC foi medida batimento-a-batimento e armazenada na memória do cardiofreqüencímetro para, posteriormente, ser transferida para o computador. A cada 10 s era registrada a VFC apresentada pelo cardiofreqüencímetro. Aos 50 s de cada carga era colhida uma gota de sangue arterializado do lóbulo da orelha para determinação da [La].

Construção das curvas - Para a construção das curvas individuais, a média dos últimos cinco intervalos R-R foi utilizada para calcular a FC de cada carga. Para as curvas de VFC, calculava-se a média das 6 medições (uma a cada 10 s) para representar a VFC da carga. Para as curvas de [La], utilizaram-se as medidas feitas aos 50 s de cada carga.

Determinação do limiar de lactato - A [La] era dividida pela carga de trabalho (BERG et al., 1990). O limiar de lactato foi identificado na carga de menor [La] / kpm.min⁻¹.

Tratamento estatístico - Nas comparações do LiLac e do LiVFC, utilizou-se o teste de Wilcoxon e a correlação de Pearson (SIEGEL, 1975).

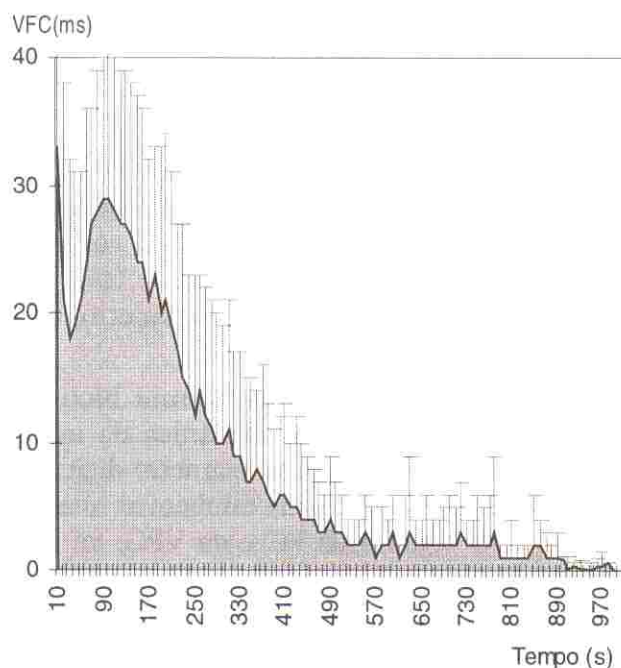
RESULTADOS

A TABELA 1 apresenta algumas características morfológicas e funcionais da amostra estudada. Em todos os indivíduos, a VFC decresceu consistentemente até atingir um platô em valores próximos a 3 ms, esse platô era mantido por algumas cargas, quando a VFC voltava a cair, constituindo um segundo platô, desta vez tendendo a 0 ms. Os valores médios de VFC estão apresentados na FIGURA 3 e na TABELA 2. Observa-se que a VFC diminui ligeiramente no primeiro minuto do teste, volta aos valores

Tabela 1: Características da amostra estudada.

	Média	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão
Idade (anos)	24,4	18,0	31,0	3,7
Estatura (cm)	174,3	163,0	188,0	7,1
Peso (kg)	72,2	55,0	100,8	10,6
Gordura (%)	9,4	3,0	23,0	4,9
FC Repouso (bpm)	57,8	41,0	69,0	6,5
FC de Pico (bpm)	180,0	166,0	195,0	8,9
Carga de Pico (kpm.min ⁻¹)	1399,1	1260,0	1710,0	123,4
VO ₂ de Pico (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	55,6	42,0	78,8	9,5

Figura 3: Média e desvio padrão da variabilidade da freqüência cardíaca, calculada a cada 10 s, durante teste progressivo por estágios, em cicloergômetro, com carga inicial de 0 Kpm.min⁻¹ e incremento de 90 kpm.min⁻¹ a cada minuto.



iniciais no segundo minuto e, a partir daí, decresce, consistentemente, até aproximadamente 540 s de teste. Dos 540 aos 780 s, tende a permanecer estável, depois do que, tende a se extinguir. O desvio padrão é bem elevado, há grande variação individual quanto aos valores iniciais de VFC, mas não quanto ao comportamento da curva.

Como LiVFC, considerou-se a primeira estabilização, ocorrida próxima aos 540 s. Visto que, desse ponto até os 780 s, a VFC atinge valores em torno de 2 ms (TABELA 2), adotou-se, como critério, que o LiVFC corresponderia à primeira carga de trabalho na qual a média das seis medi-

das de VFC fosse inferior a 3 ms.

Os valores médios da [La] e da relação [La] / carga (mM / kpm.min⁻¹) estão na FIGURA 4. A [La] aumentou, durante todo o teste de forma contínua - semelhante a uma parábola. A identificação do limiar aeróbio foi feita através da localização da menor relação [La] / carga. A FIGURA 5 mostra as curvas de VFC, relação [La] / carga e a proximidade entre LiVFC e limiar aeróbio. Nas curvas médias, os dois pontos se localizam próximos à carga de 720 kpm.min⁻¹. Não houve diferença significativa entre os dois limiares (Teste de Wilcoxon p > 0,05) e a correlação de Pearson também foi significativa (r = 0,76).

Tabela 2: Média e desvio padrão da variabilidade da frequência cardíaca nos 10 s finais de cada carga, durante teste progressivo por estágios, em cicloergômetro, com carga inicial de 0 kpm.min⁻¹ e incremento de 90 kpm.min⁻¹ a cada minuto.

(kpm.min ⁻¹)	Tempo (s)	Média (ms)	Desvio Padrão (ms)
0	60	24,0	12,0
90	120	27,0	12,0
180	180	23,0	10,0
270	240	14,0	9,0
360	300	10,0	9,0
450	360	8,0	6,0
540	420	5,0	5,0
630	480	3,0	2,6
720	540	2,3	2,3
810	600	2,6	3,5
900	660	2,3	3,9
990	720	2,5	4,5
1080	780	2,6	5,7
1170	840	0,5	1,2
1260	900	0,8	1,6
1350	960	0,6	1,0
1440	1020	0,0	0,0
1530	1080	0,0	0,0

Figura 4: Concentração de lactato sangüíneo (painel superior) e relação lactato por carga de trabalho (painel inferior), durante teste progressivo por estágios, em cicloergômetro, com carga inicial de 0 kpm.min⁻¹ e incremento de 90 kpm.min⁻¹ a cada minuto (média e desvio padrão).

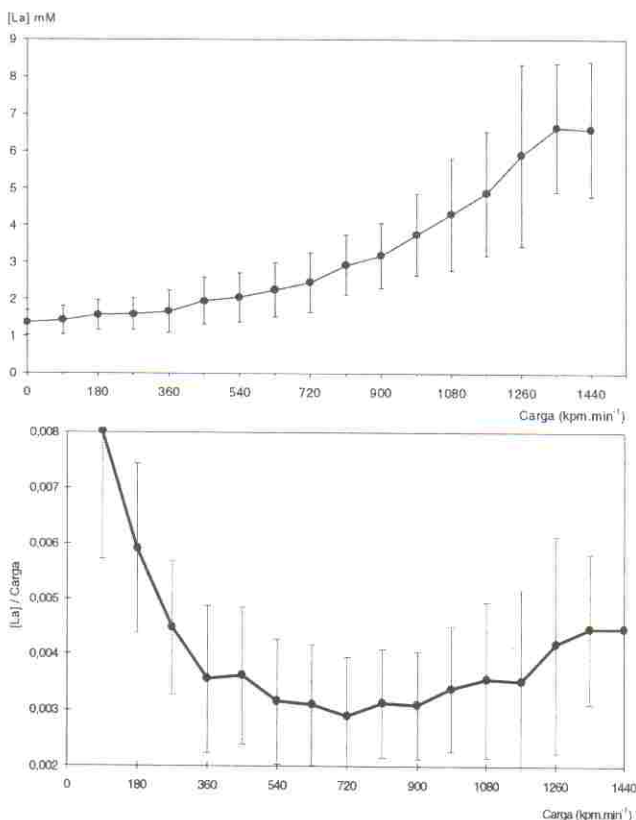
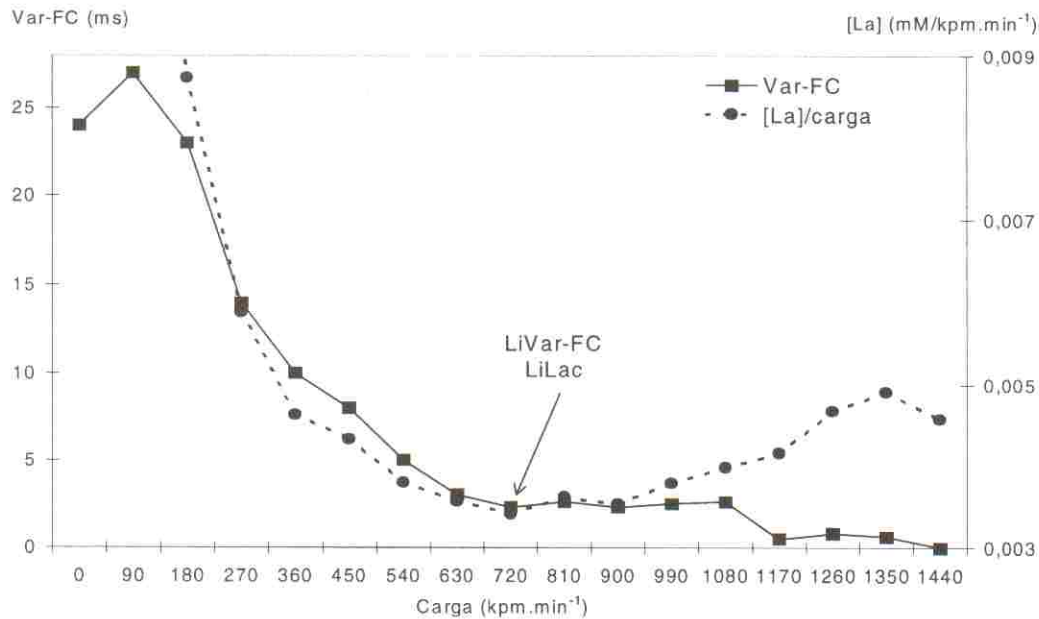


Figura 5: Variabilidade da frequência cardíaca e relação lactato por carga, durante teste progressivo por estágios, em cicloergômetro, com carga inicial de 0 kpm.min⁻¹ e incremento de 90 kpm.min⁻¹ a cada minuto (valores médios).



DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo mostraram que o decréscimo da VFC em teste progressivo por estágios não é linear. A VFC decresce, acentuadamente, nas cargas mais baixas iniciais até, aproximadamente, 50 % da carga de pico, a partir desse ponto, tende a estabilizar-se em valores próximos a 2 ms. REZENDE et al (1996), e ALONSO et al. (1997), utilizando cálculo de VFC e protocolos de teste diferentes e TULPPO et al (1996) utilizando a mesma forma de cálculo de VFC utilizada neste estudo, mas protocolo de teste diferente, encontraram resultados semelhantes. Nesses estudos, observa-se que, na curva de VFC em função da carga de trabalho, a passagem da região de queda acentuada para a estabilidade pode ser identificada com objetividade suficiente para que se possa atribuir a ela a denominação de LiVFC.

Há uma grande amplitude de variação na VFC de repouso, que segundo TULPPO et al (1996) varia em função da idade e do estado de treinamento. Como pode se observar na Tabela 2, ao final da carga "zero" registrou-se VFC média de 24 ms com um desvio padrão de 12 ms, ou seja, aproximadamente dois terços dos indivíduos apresentaram valores de VFC entre 12 e

Tabela 3: Carga de pico, limiar de lactato e limiar da variabilidade da frequência cardíaca de 16 indivíduos, submetidos a teste progressivo por estágios, em cicloergômetro, com carga inicial de 0 Kpm.min⁻¹ e incremento de 90 kpm.min⁻¹ a cada minuto.

Ind	Carga de Pico (kpm.min ⁻¹)	LiLac (kpm.min ⁻¹)	LiVar-FC (kpm.min ⁻¹)
6	1440	990	720
7	1260	720	630
8	1440	630	630
9	1350	900	900
10	1350	720	720
11	1530	630	720
12	1440	630	630
13	1710	720	630
14	1350	1080	990
15	1350	630	540
16	1260	540	540
19	1440	630	720
22	1350	720	540
24	1350	720	720
26	1350	540	630
27	1260	540	630
Mediana	1350	675	630
Média	1389	709	681
DP	114	157	123

36 ms. Neste estudo buscou-se uma forma simplificada e objetiva de identificação do LiVFC, por isso, não se adotou nenhum prodimento estatístico mais elaborado com análise de variância para medidas repetidas ou transformação dos valores brutos de VFC em percentuais da VFC de repouso ou da carga "zero" para identificação do LiVFC. Como procedimento para minimizar a ameaça a objetividade na identificação do LiVFC, a cada 10s foram registrados os valores de VFC apresentados pelo mostrador do cardiofrequencímetro e calculou-se a média dos seis valores para cada carga. O que também justifica a adoção de um método simplificado é o fato de, mesmo que a VFC comece com dispersão de até 12 ms converge para "zero", o LiVFC é identificado em valores abaixo de 3 ms quando a dispersão, em números absolutos está bem reduzida.

Este trabalho apresenta algumas diferenças de abordagem em relação aos trabalhos de REZENDE et al. (1996), ALONSO et al. (1997) e TULPPO et al. (1996). Tais diferenças trazem uma contribuição, sobretudo, metodológica, pois simplificam a identificação do LiVFC. A medida de variabilidade utilizada foi obtida em intervalos menores de forma que responde com mais rapidez e sensibilidade para refletir as mudanças ocorridas durante o teste e é de fácil aquisição, pois pode ser obtida diretamente no mostrador do monitor de frequência cardíaca Polar Vantage NV. A segunda diferença é a utilização de protocolo de teste com carga de duração menor, o que é uma vantagem na aplicação prática da medição da Var-FC.

A adoção da denominação LiVFC para o ponto onde a VFC atinge um primeiro platô, foi utilizada porque acredita-se na sua utilização na avaliação do limiar aeróbio, já que há evidências que ele corresponde ao primeiro limiar estimado por método ventilatório (ALONSO et al., 1997; REZENDE et al., 1996) e ao limiar de lactato, como apresentado neste trabalho. O mecanismo que se propõe para tal associação é que o LiVFC estaria associado à transição entre cargas de trabalho sob predominante influência parassimpática para cargas sob predominante influência simpática. A atividade simpática aumentada aumentaria a glicólise e, conseqüentemente, a produção de lactato (BROOKS e FAHEY, 1984).

Como foi mostrado nas FIGURAS 3 e 5,

que a VFC, após queda consistente até o LiVFC próximo a carga de $720 \text{ kpm} \cdot \text{min}^{-1}$, se estabiliza temporariamente, para, após a carga de $1080 \text{ kpm} \cdot \text{min}^{-1}$, cair novamente, desta vez para valores muito próximos de zero que, mantidos até o final do teste, caracterizam um segundo platô. Pela localização do início desse segundo platô (75–80% da carga de pico), é lícito se especular que esse ponto poderia estar associado ao limiar anaeróbio, normalmente identificado em teste progressivo, pela concentração fixa de 4 mM ou pelo segundo limiar ventilatório. Para essa especulação, poder-se ia, inclusive, formular, a título de exercício mental, um provável mecanismo: sendo a VFC um indicador da atividade parassimpática, no primeiro platô, ainda existiria alguma atividade parassimpática. No segundo platô, a VFC tende à extinção o que poderia ser indicador de uma poderosa e quase exclusiva atividade simpática, que traria, como consequência, uma concentração de catecolaminas quase máxima, com proporcional aumento da concentração de lactato, que impediria o estabelecimento de equilíbrio metabólico e continuação, por períodos prolongados, da atividade desenvolvida nessa intensidade.

Com base no comportamento da acidose láctica, da cinética do VO_2 e do tempo de tolerância ao exercício, GAESSER & POOLE (1996) propõem que o exercício aeróbio pode ser dividido em três domínios: 1) **Exercício Moderado** - não há acidose láctica, o steady-state é atingido entre 3 e 5 minutos e o exercício pode ser mantido por períodos muito longos. O exercício nesse domínio não resulta em melhora da aptidão aeróbia, é utilizado em atividades laborais, competições de muito longa duração e em treinamento de regeneração; 2) **Exercício Intenso** - há acidose láctica compensada, o steady-state é retardado, podendo transcorrer até 15-20 min para que ocorra e o exercício pode ser mantido durante períodos longos. É o domínio mais utilizado em competições de longa duração e em treinamento da capacidade aeróbia; e 3) **Exercício Severo** - há grande acidose láctica não mais tamponável, não é possível atingir steady-state, portanto, o exercício pode ser tolerado apenas por breves períodos de tempo. Esse domínio corresponde às competições com duração até 15-20 min e em treinamentos fracionados.

Os limites ou zonas de transição entre os três domínios do exercício aeróbio são

comumente chamados limiares. A identificação desses limiares é um referencial amplamente utilizado na prescrição de exercício aeróbio, no treinamento esportivo, no condicionamento físico, na reabilitação etc. Entretanto, há ainda controvérsia quanto a terminologia empregada e quanto aos métodos de identificação. Entre os três domínios existe, obviamente, duas zonas de transição, ou dois limiares. O primeiro limiar representaria o limite inferior para treinamento aeróbio e o segundo limiar o limite superior para atividades de longa duração. Treinar abaixo do limite inferior não provoca melhora da aptidão aeróbia e treinar acima do limite superior provoca melhora da potência aeróbia máxima e da capacidade de anaeróbia e não da tolerância ao exercício de longa duração. Apesar da grande divergência quanto à nomenclatura relacionada aos limiares metabólicos, em nossa cultura, é usual identificar o primeiro limiar com limiar aeróbio e o segundo como limiar anaeróbio.

Muitas das controvérsias quanto ao método de identificação dos limiares acontecem porque não se tem uma visão integrada do metabolismo aeróbio. HOLLMANN (1985), em seu trabalho "Historical remarks on the development of the aerobic-anaerobic threshold up to 1966", relata que, entre os anos de 1957 e 1963, juntamente com seus colaboradores, introduziu o termo "ponto de ótima eficiência ventilatória" ao observar que as mudanças na relação ventilação x consumo de oxigênio coincidiam com mudanças na concentração de lactato sangüíneo. Hollmann ressalta que, após a publicação de seu trabalho, a determinação da transição aeróbio-anaeróbio se tornou um procedimento padrão em fisiologia do exercício. Apesar de diferentes, os métodos atualmente utilizados identificam as mesmas zonas de transição, por observação do comportamento da ventilação, ou da concentração de lactato sangüíneo, ou da frequência cardíaca. As observações feitas por Hollmann (1985) levam à conclusão de que parece haver não apenas um "ponto de ótima eficiência ventilatória", mas, talvez um ponto de ótima eficiência de todo o metabolismo oxidativo que pode ser observado pela análise do comportamento de variáveis relacionadas ao metabolismo energético.

Skinner & McLellan (1980) construíram um modelo integrado que explica a transição do metabolismo aeróbio para anaeróbio, em três fases (semelhante à proposta de GAESSER & POOLE, 1996). Os autores entendem como eventos inter-relacionados a disponibilidade e utilização de substratos energéticos, o padrão de recrutamento de fibras musculares, os mecanismos de tamponamento de lactato, a ventilação etc. Seguindo a mesma linha, Wasserman et al. (1994, p.27) afirmam que os limiares de lactato e os limiares ventilatórios não têm apenas uma relação de causa e efeito, mas que

... limiar anaeróbio, limiar de lactato e limiar de acidose láctica são todos partes do mesmo fenômeno. De um ponto vista prático, fazer distinção entre eles, distingue apenas o método de mensuração e não o mecanismo subjacente, metabolismo anaeróbio, comum aos três termos.

Entendendo que as respostas durante o exercício progressivo fazem parte do mesmo fenômeno, é razoável acreditar que a identificação dos limiares metabólicos pode ser feita por diversos métodos. A escolha do método mais apropriado, talvez deva levar em consideração aspectos práticos como disponibilidade de equipamento, especificidade e, principalmente, pela natureza menos invasiva da técnica empregada. De forma que a proliferação de várias técnicas para a identificação de limiares metabólicos não é redundante, mas benéfica, pois oferece ao profissional de educação física e esporte um arsenal diversificado para que possa escolher a metodologia de avaliação mais adequada às suas necessidades.

O LiVFC, caso mostre consistência em sua aplicação, além de proporcionar a alternativa de um teste de fácil aplicação e não-invasivo, pode trazer novos conhecimentos a respeito da regulação autonômica durante o exercício, contribuindo para um entendimento mais integrado do metabolismo aeróbio/anaeróbio.

Concluindo, a curva de VFC apresenta uma ponto de transição denominado LiVFC que pode ser objetivamente identificado, em protocolo progressivo por estágios de um minuto de duração, na carga cuja média da VFC calculada a cada 10 s seja inferior a 3 ms. O LiVFC representa uma alternativa simplificada e não invasiva para identificação do limiar aeróbio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALONSO, D.O.; RONDON, M.U.; FORJAZ, C.L.; REZENDE, L.O.; WAJNGARTEN, M.; NEGRÃO, C.E. Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício físico progressivo máximo. In: REUNIÃO ANUAL DA FEDERAÇÃO DE SOCIEDADES DE BIOLOGIA EXPERIMENTAL, 12., Caxambu, 1997. **Anais**. São Paulo, Federação de Sociedades de Biologia Experimental, 1997. p.89.
- BERG, A.; JAKOB, M.; LEHMANN, H.H.; DICKHUTH, G.; HUBER, J. Actuelle Aspekte der modernen Ergometrie. **Pneumologie**, n.44, p.2-13, 1990.
- BERNE, R.M.; LEVY, M.N. **Cardiovascular physiology**. 6.ed. St Louis, Mosby Year Book, 1992.
- BROOKS, G.A.; FAHEY, T.D. **Exercise physiology: human bioenergetics and its applications**. New York, John Wiley & Sons, 1984.
- DAVIS, L.J.; EMMETT, J.D.; PRITSCHET, B.L.; OWEN, J.D. Validity of a manually calibrated Aerosport Teem 100 gas analysis system. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, v.9, n.5 : p.S208, 1996.
- EKBERG, D.L. Human sinus arrhythmia as an index of vagal cardiac outflow. **Journal of Applied Physiology**, n.54, p.961-6, 1983.
- FOUAD, F.M.; TAZARI, R.C.; FERRARIO, C.M. Assessment of parasympathetic control of heart rate by a noninvasive method. **American Journal of Physiology**, n.246, p.838-42, 1984.
- GAESSER, G.A.; POOLE, D.C. The slow component of oxygen uptake kinetics in humans. **Exercise and Sport Sciences Review**, n.24, p.35-70, 1996
- GALLO Jr, L.; MACIEL, B.C.; MARIN-NETO, J.A.; MARTINS, L.E.. Sympathetic and parasympathetic changes in heart rate control during dynamic exercise induced by endurance training in man. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, n.22, p.631-43, 1989.
- GAMBKE, B.; BERG, A.; FABIAN, K.; FRANCIAUX, M.; LONNES, W.; HABER, R.; HARTMANN, U.; KAMBER, M.; ROSSKOFF, F.; SCHWARZ, L.; STEINACKER, J.M. Multicenter evaluation of new portable system for determining blood lactate. **Medicine and Sciences in Sports and Exercise**, v.26, n.5, p.142, 1994.
- HOLLMANN, W. Historical remarks on the development of the aerobic-anaerobic threshold up to 1966. **International Journal of Sports Medicine**, v.6, n.3, p.109-16, 1985.
- JACKSON, A.L.; POLLOCK, M.L. Generalized equations for predicting body density of men. **British Journal of Nutrition**, v.40, p.497-504, 1978.
- KLEIGER, R.E.; STEIN, K.P.; BOSNER, M.S.; ROTTMAN, J.N. Time-domain measurements of heart variability. In: MALIK, K.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk, Futura, 1995. p.33-46.
- LIMA, J.R.P.; NUNES, N.; BRUM, P.C.; KISS, M.A.P.D. Validade da medida de FC batimento-a-batimento do Polar Vantage NV. In: CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 4.; SIMPÓSIO DE PÓS-GRADUAÇÃO, 2., São Paulo, 1997. **Anais**. São Paulo, EEFUEUSP, 1997. P.37.
- MACIEL, B.C.; GALLO Jr, L.; MARIN-NETO, J.A.; LIMA FILHO, E.C.; MARTINS, L.E. Autonomic nervous control of heart rate during dynamic exercise in normal man. **Clinical Science**, n.71, p.457-60, 1986.
- MALIK, M.; CAMM, A.J. **Heart rate variability**. Armonk, Futura, 1995.
- NEGRÃO, C.E.; MOREIRA, E.D.; BRUM, P.C.; DENADAI, M.L.D.R.; KRIEGER, E.M. Vagal and sympathetic control of heart rate during exercise by sedentary and exercise-trained rats. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, n.25, p.1045-52, 1992.
- POLAR ELECTRO OY. **Polar heart rate monitors user's manual**. Kempele, 1995.
- REZENDE, L.O.; SANTAELA, D.F.; FORJAZ, C.L.; NEGRÃO, C.E. Variabilidade da frequência cardíaca no exercício físico progressivo realizado até a exaustão. In: CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 3.; SIMPÓSIO DE PÓS-GRADUAÇÃO, 1., São Paulo, 1996. **Anais**. São Paulo, EEFUEUSP, 1996. p.86.
- SIEGEL, S. **Estatística não-paramétrica**. São Paulo, McGraw Hill, 1975.

- SKINNER, J.S.; McLELLAN, H. The transition from aerobic to anaerobic metabolism. **Research Quarterly Exercise and Sport**, n.51, p.234-48, 1980.
- TULPPO, M.P.; MÄKIKALLIO, T.H.; TAKALA, T.E.S.; SEPPÄNEN, T.; HUIKURI, H. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics exercise. **American Journal of Physiology**, n.271, p.H244-52, 1996.
- WASSERMAN, K.; HANSEN, J.E.; SUE, D.Y.; WHIPP, B.J.; CASABURI, R. **Principles of exercise testing and interpretation**. Philadelphia, Lea & Fabinger, 1994.

Endereço para Correspondência:

Rua João Weiss, 27 Alto dos Pinheiros
Juiz de Fora MG
CEP 36100-000
e-mail: jperrou@faefid.ufjf.br