

Limiar ventilatório e variabilidade da frequência cardíaca em adolescentes

Antônio Fernando Brunetto¹, Bruno Moreira Silva¹, Bruno Tesini Roseguini¹, Daniel Müller Hirai¹ e Dartagnan Pinto Guedes²

RESUMO

As análises da concentração sanguínea de lactato e das trocas gasosas respiratórias são métodos tradicionalmente empregados para identificar a transição de produção de energia pelo metabolismo muscular. No entanto, mais recentemente, vem sendo sugerido método alternativo mediante análise da variabilidade da frequência cardíaca. Pretendeu-se, com o presente estudo, estabelecer comparações entre o limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC) e o primeiro limiar ventilatório (LV_1), em uma amostra de adolescentes. Para tanto, foram submetidos a teste de esforço físico de carga máxima em esteira ergométrica 41 sujeitos (22 rapazes e 19 moças) com idades entre 15 e 18 anos. O LV_1 foi identificado mediante o equivalente ventilatório de oxigênio envolvendo recursos de ergoespirometria. A variabilidade da frequência cardíaca foi analisada por intermédio dos intervalos R-R, através da plotagem de Poincaré, que oferece informações quanto ao desvio-padrão da variabilidade instantânea batimento-a-batimento (SD1), ao desvio-padrão a longo prazo de intervalos R-R contínuos (SD2) e à razão SD1/SD2. O LiVFC foi identificado pelo SD1 de acordo com três critérios: (1) diferenças entre o SD1 de dois estágios consecutivos menor que 1ms; (2) SD1 menor que 3ms; e (3) ocorrência de ambos os critérios em conjunto. Mediante análise dos resultados verificou-se que os intervalos R-R e SD2 diminuíram progressivamente a cada intervalo de 10% do $\dot{V}O_{2pico}$ até o final do teste de esforço físico ($0,05 < p < 0,01$). O SD1 diminuiu significativamente desde 20% até 50% do $\dot{V}O_{2pico}$. A partir de 60% até o $\dot{V}O_{2pico}$ o SD1 não apresentou diferenças significativas. A razão SD1/SD2 aumentou a partir de 60%. O LV_1 ocorreu a $54,4 \pm 8,8\%$ do $\dot{V}O_{2pico}$ enquanto o LiVFC, a $52,4 \pm 12,5\%$, $57,0 \pm 14,1\%$ e $57,8 \pm 13,8\%$ do $\dot{V}O_{2pico}$ para os critérios 1, 2 e 3, respectivamente. Não foram observadas diferenças estatísticas entre o LV_1 e os três critérios utilizados para identificação do LiVFC. Observaram-se coeficientes de correlação momento-produto significativos entre o LiVFC identificado mediante os três critérios considerados e o LV_1 , quando foram utilizados os valores absolutos de $\dot{V}O_2$. Porém, não foram encontradas correlações estatísticas significativas entre o LiVFC e a identificação do LV_1 expresso em proporção do $\dot{V}O_{2pico}$. Em assim sendo, concluiu-se que parece ser precipitado tentar empregar o LiVFC como método alternativo na identificação do LV_1 de adolescentes.

Palavras-chave: Variabilidade da frequência cardíaca. Plotagem de Poincaré. Limiar ventilatório. Limiar anaeróbio.

Palabras-clave: Variabilidad de la frecuencia cardíaca. Plotagem de Poincaré. Umbral ventilatorio. Umbral anaeróbico.

RESUMEN

Umbral ventilatorio y variabilidad de la frecuencia cardíaca en los adolescentes

El análisis de la concentración sanguínea de lactato y de los cambios gaseosos respiratorios son métodos tradicionalmente empleados para identificar la transición de la producción de energía por el metabolismo muscular. No en tanto, mas recientemente viene siendo sugerido como método alternativo mediante el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Se pretende con el presente estudio establecer comparaciones entre el umbral de variabilidad de la frecuencia cardíaca (LiVFC) y el primero umbral ventilatorio (LV_1) en una muestra de adolescentes. Para tanto, fueron sometidos a un test de esfuerzo físico de carga máxima en cinta ergométrica 41 sujetos (22 varones e 19 chicas) con edades entre 15 y 18 años. El LV_1 fue identificado mediante el equivalente ventilatorio de oxígeno envolviendo recursos de ergoespirometria. La variabilidad de la frecuencia cardíaca fue analizada por intermedio de los intervalos R-R, a través de la fórmula de Poincaré que ofrece informaciones en cuanto al desvío-padrón de la variabilidad instantánea pulso a pulso (SD1), al desvío-padrón a largo plazo de intervalos R-R contínuos (SD2) y a razón SD1/SD2. El LiVFC fue identificado por el SD1 de acuerdo con tres criterios: (1) diferencias entre el SD1 de dos estadios consecutivos menor que 1 ms; (2) SD1 menor que 3 ms; y (3) la ocurrencia de ambos de los criterios en conjunto. Mediante análisis de los resultados se verificó que los intervalos R-R y SD2 disminuirán progresivamente a cada intervalo de 10% del $\dot{V}O_{2pico}$ hasta el final del test de esfuerzo físico ($0,05 < p < 0,01$). El SD1 disminuyó significativamente desde 20% hasta 50% del $\dot{V}O_{2pico}$. A partir de 60% hasta el $\dot{V}O_{2pico}$ el SD1 no presentó diferencias significativas. La razón SD1/SD2 aumentó a partir de 60%. El LV_1 ocurrió a $54,4 \pm 8,8\%$ del $\dot{V}O_{2pico}$ en cuanto el LiVFC a $52,4 \pm 12,5\%$, $57,0 \pm 14,1\%$ y $57,8 \pm 13,8\%$ del $\dot{V}O_{2pico}$ para los criterios 1, 2 e 3, respectivamente. No fueron observadas diferencias estadísticas entre el LV_1 e los tres criterios utilizados para identificación del LiVFC. Se observaron coeficientes de correlación momento-produto significativos entre el LiVFC identificado mediante los tres criterios considerados y el LV_1 , cuando foram utilizados los valores absolutos de $\dot{V}O_2$. Por ello, no fueron encontradas correlaciones estadísticas significativas entre el LiVFC y la identificación del LV_1 expresso en proporción del $\dot{V}O_{2pico}$. Siendo así que se concluye que parecería ser precipitado intentar emplear el LiVFC como método alternativo en la identificación del LV_1 de los adolescentes.

1. Departamento de Fisioterapia – Universidade Estadual de Londrina, Laboratório de Pesquisa em Fisioterapia Pulmonar – Divisão de Fisiologia do Exercício Aplicada à Reabilitação.

2. Departamento de Educação Física – Universidade Estadual de Londrina.

Recebido em 7/9/04. 2ª versão recebida em 11/12/04. Aceito em 26/12/04.

Endereço para correspondência: Antônio Fernando Brunetto, Rua Vasco da Gama, 128 – Aeroporto – 86036-010 – Londrina, PR, Brasil. Tel.: (43) 3337-2906. E-mail: brunetto@uel.br.

aeróbia de energia⁽¹⁻³⁾. A determinação da intensidade de esforço físico em que ocorre a transição aeróbia-anaeróbia no metabolismo muscular tem grande importância no campo da fisiologia do exercício, sendo amplamente utilizada para a avaliação da aptidão física direcionada aos trabalhos prolongados, a prescrição de intensidades dos exercícios aeróbios e a monitoração de modificações em indicadores aeróbios induzidos por programas de treinamento^(4,5).

Os métodos tradicionalmente empregados para identificar esta transição no metabolismo muscular são as análises da concentração sanguínea de lactato e das trocas gasosas respiratórias⁽⁶⁻⁸⁾, que permitem identificar o limiar de lactato (LL) e o primeiro limiar ventilatório (LV_1), respectivamente. No entanto, recentemente, outros métodos não-invasivos e mais acessíveis têm sido propostos para identificar a intensidade de esforço físico em que ocorre a transição aeróbia-anaeróbia⁽⁹⁻¹²⁾. Entre os métodos alternativos disponibilizados encontra-se a análise da variabilidade da frequência cardíaca (VFC)⁽¹³⁻¹⁹⁾.

A análise da VFC permite quantificar a modulação do sistema nervoso autônomo na frequência de disparo do nodo sinoatrial⁽²⁰⁾. Estudos utilizando a VFC em esforços físicos incrementais têm procurado demonstrar que a modulação parassimpática tende a diminuir progressivamente até sua completa retirada em aproximadamente 50 a 60% do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ ⁽²¹⁻²⁴⁾. Experimentos desenvolvidos por Tulppo *et al.*^(16,17) e por Yamamoto *et al.*^(13,14) sugerem que a intensidade de esforço correspondente ao término da retirada vagal e ao início da participação mais significativa da modulação simpática coincide com LV_1 . No estudo de Lima e Kiss⁽¹⁹⁾, o LL foi comparado com a intensidade de esforço físico em que encerrou a retirada vagal, denominada pelo autor de limiar de variabilidade da frequência cardíaca (LiVFC). Verificou-se coincidência entre o LL e o LiVFC, oferecendo indícios da ocorrência de uma possível relação causal entre os eventos autonômicos e metabólicos.

Informações associadas à VFC em diferentes condições e patologias geralmente têm sido observadas utilizando métodos matemáticos lineares^(20,25). Entretanto, estudos que procuraram envolver os métodos de análises lineares em exercício físico encontraram resultados inconsistentes⁽²⁶⁻²⁸⁾. A plotagem de Poincaré, método não-linear, oferece informações úteis com relação à modulação autonômica cardíaca durante a realização de esforços físicos que não são facilmente detectadas por análises lineares^(29,30) e, por meio da utilização desta análise, constatou-se que pode ser possível identificar o LV_1 .

O objetivo do presente estudo foi identificar o LiVFC, mediante análise quantitativa da plotagem de Poincaré, e compará-lo com a ocorrência do LV_1 em uma amostra de adolescentes saudáveis de ambos os sexos. A hipótese do presente estudo é de que as respostas autonômicas cardíacas durante o esforço físico incremental estão associadas às respostas metabólicas e ventilatórias que ocorrem na transição da produção de energia pelo metabolismo muscular. Sendo assim, a análise da VFC pode ser um método alternativo para identificar esta transição.

MÉTODOS

Sujeitos

Foram estudados 41 adolescentes (22 rapazes e 19 moças) com idades entre 14 e 18 anos. Os sujeitos foram recrutados aleatoriamente em escolas públicas locais. Todos os sujeitos eram saudáveis, normotensos e no momento das avaliações não estavam em tratamento medicamentoso. Os adolescentes e seus pais e/ou responsáveis foram previamente informados quanto aos procedimentos experimentais empregados e apresentaram, por escrito, consentimento para participação. Os protocolos de intervenção foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina e acompanham normas da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde sobre pesquisa envolvendo seres humanos.

Teste de esforço físico máximo

Os sujeitos foram orientados a não ingerir bebidas à base de cafeína por quatro horas antes do teste de esforço físico máximo (TEF), a consumir refeição leve duas horas antes e a evitar esforços físicos vigorosos no dia anterior. Os testes foram realizados entre as 15:00 e 18:00h em laboratório com temperatura ambiente mantida próximo de 20 e 23°C.

O TEF foi realizado em esteira ergométrica (*Inbrasport/Millennium*). Os adolescentes permaneceram um minuto em repouso na esteira em posição ortostática. Em seguida, foi iniciado o teste de esforço físico utilizando-se o protocolo de Bruce modificado. Este protocolo promove incremento progressivo da carga de trabalho a cada três minutos. Todos os sujeitos atingiram estágio no qual precisaram correr. Incentivo verbal foi empregado na tentativa de obter um esforço físico próximo do máximo. O teste foi interrompido mediante exaustão voluntária.

Em repouso e durante o TEF foram continuamente registrados o volume minuto ($\dot{V}E$), o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) e a produção de dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$) pela análise de trocas gasosas pulmonares (analisador metabólico VQ2000 – *Aerosport Inc.*). A partir dessas informações, foram estabelecidas a razão de troca respiratória ($R = \dot{V}CO_2/\dot{V}O_2$), o equivalente ventilatório de oxigênio ($VE/\dot{V}O_2$) e o equivalente ventilatório de dióxido de carbono ($VE/\dot{V}CO_2$). As variáveis ventilatórias foram coletadas a cada minuto. O equipamento para análise de trocas gasosas foi calibrado previamente ao início de cada TEF. A calibração foi realizada com amostras de gás ambiente (20,9% de O_2 e 0,04% de CO_2) e com amostras obtidas a partir de um cilindro com concentração conhecida de O_2 (17%) e de CO_2 (5%). Além disso, o fluxo de gases do aparelho foi calibrado utilizando uma seringa de três litros, conforme padronização do fabricante.

O $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ foi estabelecido como o consumo de oxigênio mais elevado alcançado durante o TEF. O LV_1 foi identificado na intensidade de esforço físico em que o $VE/\dot{V}O_2$ atingiu seu valor mínimo antes de apresentar aumentos progressivos, sem que ocorressem aumentos concomitantes do $VE/\dot{V}CO_2$ ⁽³¹⁾. Quando a resposta de $VE/\dot{V}O_2$ não fornecia de forma inequívoca o LV_1 , foi utilizado o método *V-Slope* para confirmação⁽⁹⁾. O LV_1 foi determinado independentemente por três diferentes avaliadores. Os resultados foram comparados e, quando ocorreram discrepâncias maiores que 5%, os gráficos foram reavaliados⁽³²⁾. O valor médio apresentado pelos três avaliadores foi assumido como o LV_1 .

Coleta da frequência cardíaca batimento-a-batimento (intervalos R-R)

Os intervalos R-R foram continuamente registrados por um freqüencímetro cardíaco (*Polar Electro Oy* – modelo S810) em repouso e durante o TEF. Os dados foram coletados com frequência de amostragem de 1.000Hz. Os registros dos intervalos R-R foram editados manualmente através de inspeção visual na tentativa de evitar que artefatos contaminassem a análise. Na seqüência, os registros foram automaticamente filtrados pelo software "*Polar Precision Performance*" (versão 3.02.007). Qualquer intervalo R-R com diferença superior a 20% do intervalo anterior foi automaticamente filtrado⁽¹³⁾. Todos os registros apresentaram menos de 1,5% de erro aleatório.

A análise da VFC foi realizada mediante análise quantitativa da plotagem de Poincaré. Esta consiste na plotagem de cada intervalo R-R em função do intervalo anterior. A análise de Poincaré oferece informações quanto: (1) ao desvio-padrão da variabilidade instantânea batimento-a-batimento ($SD1$), caracterizado como marcador da modulação parassimpática^(16,29); (2) ao desvio-padrão a longo prazo de intervalos R-R contínuos ($SD2$), caracterizado como marcador da modulação parassimpática e simpática^(16,29,30); e (3) à razão $SD1/SD2$, que durante esforço físico incremental pode ser usada como um indicador do aumento da modulação simpática⁽¹⁶⁾.

Os intervalos R-R foram agrupados em seqüências de um minuto para análise da VFC. O primeiro minuto de esforço físico foi excluído da análise devido ao brusco aumento da frequência cardíaca e redução transitória da VFC, atribuídos à súbita retirada vagal⁽³³⁾. O LiVFC foi determinado por intermédio de três critérios separadamente: (1) de acordo com Tulppo *et al.*⁽¹⁷⁾, o término da retirada vagal ocorre no primeiro estágio em que a diferença entre o SD1 de dois estágios consecutivos é menor que 1ms; (2) segundo Lima e Kiss⁽¹⁹⁾, o LiVFC é determinado quando o SD1 atinge valor menor que 3ms; e (3) combinação dos dois critérios anteriores. Pelo critério (3), o LiVFC ocorria quando ambos os critérios, (2) e (3), eram atendidos.

Tratamento estatístico

Para o estudo da modulação autonômica os valores a cada minuto das variáveis $\dot{V}O_2$, intervalos R-R, SD1, SD2 e SD1/SD2 foram interpolados a 0,08Hz (*software "Microcal Origin" 6.0*), na tentativa de relatar as informações associadas à VFC de acordo com o $\dot{V}O_2$ relativo das intensidades de esforço correspondentes a 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 e 100% do $\dot{V}O_{2pico}$.

As análises estatísticas foram realizadas utilizando-se de um *software* comercial (*Statistica 5.5*). A distribuição paramétrica dos dados foi verificada pelo teste de Shapiro Wilk. O LV_1 e o LiVFC identificado mediante os três critérios foram comparados por intermédio de recursos da análise de variância *One-Way* para medidas repetidas. O coeficiente de correlação momento-produto de

Pearson foi empregado para análise das associações estatísticas entre os limiares. Como a VFC em diferentes intensidades de esforço físico relatada em proporção do $\dot{V}O_{2pico}$ apresentou distribuição não-paramétrica, os valores de SD1, SD2 e SD1/SD2 foram submetidos à transformação logarítmica. A modulação autonômica durante o esforço físico relatada em proporção do $\dot{V}O_{2pico}$ também foi analisada mediante a análise de variância *One-Way* para medidas repetidas. Quando as análises de variâncias identificaram diferenças significativas, empregou-se o teste de comparações múltiplas *post hoc* de Newmann Keuls.

RESULTADOS

As características antropométricas e funcionais dos sujeitos envolvidos no estudo estão apresentadas na tabela 1.

TABELA 1
Valores médios \pm desvios-padrão das características antropométricas e funcionais dos adolescentes avaliados

Idade (anos):	15,3 \pm 0,8
Peso corporal (kg):	59,6 \pm 9,9
Estatura (cm):	166,7 \pm 8,8
Índice de massa corporal (kg/m ²):	21,4 \pm 2,6
Frequência cardíaca de repouso (bpm):	91,0 \pm 16,2
Frequência cardíaca de pico (bpm):	191,6 \pm 9,4
$\dot{V}O_{2pico}$ (ml/kg/min):	40,9 \pm 7,9
Tempo de teste (min):	14,2 \pm 2,8

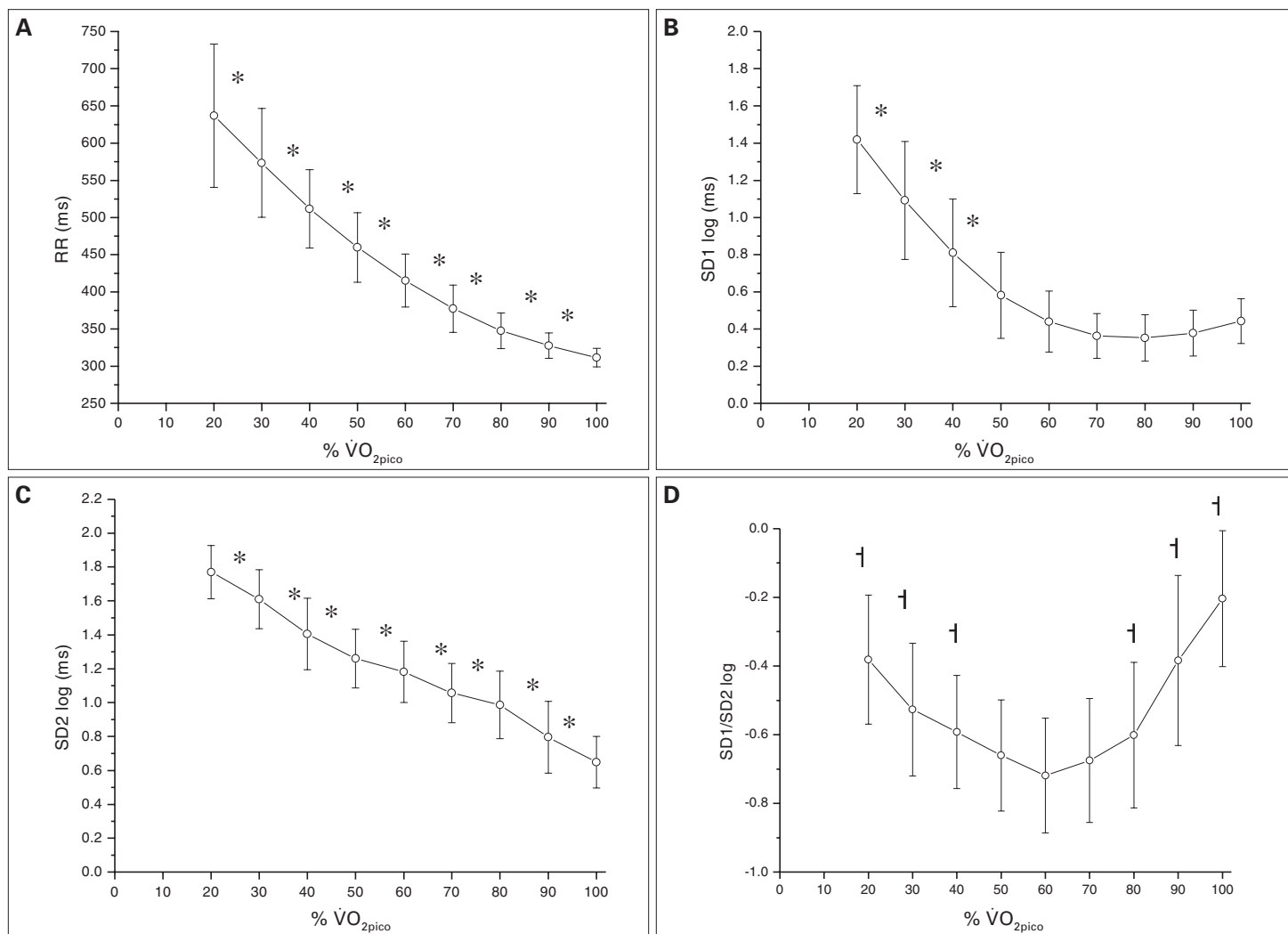


Fig. 1 – Comportamento das variáveis associadas à VFC durante a realização de esforço físico relatado em proporção do $\dot{V}O_{2pico}$. **A)** Intervalos R-R; **B)** desvio-padrão da variabilidade instantânea batimento-a-batimento (SD1); **C)** desvio-padrão a longo prazo de intervalos R-R contínuos (SD2); **D)** razão SD1/SD2. * diferença significativa entre intensidades consecutivas ($0,05 < p < 0,01$), † diferença significativa em relação ao valor correspondente a 60% do $\dot{V}O_{2pico}$ ($0,05 < p < 0,01$).

A figura 1 mostra o comportamento observado nos intervalos R-R e nos índices SD1, SD2 e SD1/SD2 da análise de Poincaré relatados em proporções do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$. Os intervalos R-R e o índice SD2 diminuíram progressivamente desde 20% até o $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ ($0,05 < p < 0,01$ entre intensidades consecutivas). O índice SD1 diminuiu progressivamente, apresentando diferenças significativas entre intensidades consecutivas desde 20% até 50% do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ ($p < 0,01$). A partir de 60% até o $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ não ocorreram diferenças significativas entre intensidades consecutivas. A razão SD1/SD2 atingiu o menor valor em 60% do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$. A partir desta intensidade, iniciou um aumento progressivo.

Um exemplo representativo quanto à identificação do LV_1 e dos LiVFC de um dos rapazes envolvidos no estudo encontra-se na figura 2. O LV_1 ocorreu no momento em que o $\dot{V}O_2$ alcançou 25,0 ml/kg/min. O LiVFC de acordo com os três critérios considerados, os quais foram convergentes nesse indivíduo, ocorreu em $\dot{V}O_2$ idêntico ao $\dot{V}O_2$ do LV_1 .

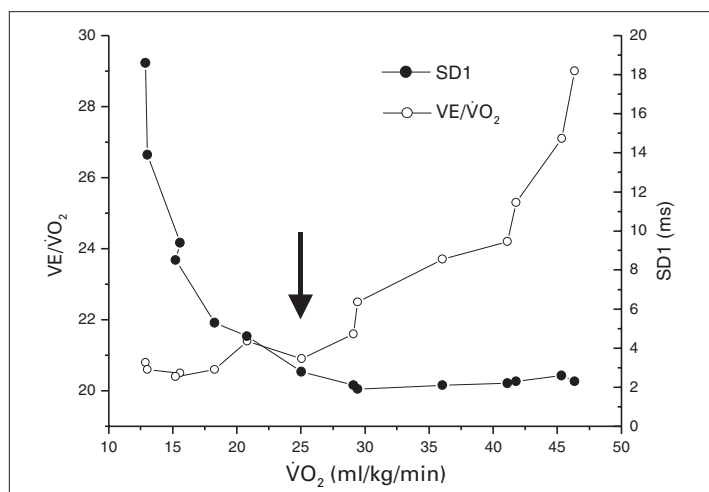


Fig. 2 – Exemplo representativo da identificação do LV_1 e do LiVFC. Os limiares ocorreram na mesma intensidade de esforço físico. A seta indica o valor de $\dot{V}O_2$ em que foram identificados os limiares.

Os limiares dos adolescentes avaliados estão apresentados na tabela 2 em valores de $\dot{V}O_2$ (ml/kg/min) e em proporção ao $\dot{V}O_{2\text{pico}}$.

TABELA 2
Valores médios \pm desvios-padrão do limiar ventilatório (LV_1) e dos limiares de VFC (LiVFC) relatados em valores absolutos do $\dot{V}O_2$ (ml/kg/min) e em proporção do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ (% $\dot{V}O_{2\text{pico}}$)

	$\dot{V}O_2$ (ml/kg/min)	% $\dot{V}O_{2\text{pico}}$
LV_1	22,0 \pm 4,1	54,4 \pm 8,8
LiVFC (Critério de Tulppo <i>et al.</i>)	21,0 \pm 5,6*†	52,4 \pm 12,5*†
LiVFC (Critério de Lima e Kiss)	22,6 \pm 5,3	57,0 \pm 14,1
LiVFC (Ambos os critérios)	22,9 \pm 5,3	57,8 \pm 13,8

* Diferença significativa entre LiVFC (Tulppo *et al.*) e LiVFC (Lima e Kiss) ($0,05 < p < 0,01$).

† Diferença significativa entre LiVFC (Tulppo *et al.*) e LiVFC (Ambos os critérios) ($0,05 < p < 0,01$).

Em geral, o critério proposto por Tulppo *et al.*⁽¹⁶⁾ forneceu menores valores, seguido do critério sugerido por Lima e Kiss⁽¹⁹⁾ e, na seqüência, pela conjunção de ambos os critérios. Não ocorreram diferenças significativas entre o LV_1 e os três critérios para identificar o LiVFC. Identificaram-se coeficientes de correlação significativos ($0,05 < p < 0,01$) entre o LV_1 e os três critérios para identificar o LiVFC, quando expressos em valores absolutos do $\dot{V}O_2$ (tabela 3). Os coeficientes de correlação entre o LV_1 e os três critérios para identificar o LiVFC não foram significativos quando os valores foram expressos em relação ao $\dot{V}O_{2\text{pico}}$.

TABELA 3
Coeficientes de correlações momento-produto entre o LV_1 e os LiVFC em valores absolutos do $\dot{V}O_2$ (ml/kg/min) e em valores expressos em relação ao $\dot{V}O_{2\text{pico}}$

	LV_1	LiVFC (Critério de Tulppo <i>et al.</i>)	LiVFC (Critério de Lima e Kiss)	LiVFC (Ambos os critérios)
LV_1	–	0,28	0,28	0,23
LiVFC (Critério de Tulppo <i>et al.</i>)	0,46*	–	0,80*	0,98*
LiVFC (Critério de Lima e Kiss)	0,43*	0,82*	–	0,98*
LiVFC (Ambos os critérios)	0,42*	0,87*	0,97*	–

Triângulo superior direito coeficientes de correlação equivalentes aos valores expresso em relação ao $\dot{V}O_{2\text{pico}}$.

Triângulo inferior esquerdo coeficientes de correlação equivalentes aos valores de $\dot{V}O_2$ expresso em unidade absoluta (ml/kg/min).

* Coeficientes de correlação significativos estatisticamente ($0,05 < p < 0,01$).

DISCUSSÃO

O presente estudo mostra que a análise quantitativa da plotagem de Poincaré pode tornar-se útil para análise da modulação autonômica durante testes de esforços físicos incrementais. O índice SD1 diminuiu progressivamente até determinada intensidade de esforço físico, apresentando, na seqüência, tendência à estabilização. Esta intensidade de esforço físico associou-se estatisticamente com a intensidade em que ocorreu o LV_1 expresso em valores absolutos de $\dot{V}O_2$. Porém, ao estabelecer o LV_1 mediante proporções do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$, não foram identificados coeficientes de correlação significativos em linguagem estatística.

Tradicionalmente a VFC tem sido analisada pela densidade de potência espectral^(20,25), que é uma análise matemática linear. Entretanto, uma das condições imposta para sua realização é a estacionariedade do sinal registrado^(20,25). Quando os mecanismos responsáveis pela variação dos intervalos R-R durante o período de registro permanecem inalterados, como é o caso em situação de repouso, a estacionariedade pode ser obtida. Contudo, na eventualidade desses mecanismos não se apresentarem estáveis, como, por exemplo, durante esforços físicos incrementais, os resultados da análise espectral geralmente tornam-se inconsistentes^(26,27). Braun *et al.*⁽³⁴⁾ argumentam que os intervalos R-R variam de maneira bastante complexa e aparentemente errática, exibindo padrões sugestivos de processos não-lineares. Nesse sentido, propõem que, devido aos componentes não-lineares, as séries temporais de intervalos R-R não podem ser adequadamente analisadas mediante métodos lineares como a análise espectral.

Recentemente tem sido mostrado que vários métodos não-lineares direcionados à análise da VFC em esforço físico fornecem resultados consistentes quanto à modulação autonômica^(15,21,23,24). Um destes métodos é a análise quantitativa da plotagem de Poincaré^(16,17,19,22,29,30). Tulppo *et al.*⁽¹⁶⁾ estudaram os efeitos do bloqueio parassimpático sobre os índices SD1, SD2 e SD1/SD2 estabelecidos a partir da análise de Poincaré em repouso e durante a realização de esforço físico. Doses incrementais de atropina induziram a redução progressiva do SD1, atingindo valores próximos de 0ms após o completo bloqueio. Durante a realização de esforço físico o SD1 permaneceu estável. O SD2 diminuiu durante a administração de atropina, porém continuou diminuindo durante a realização de esforço físico após o completo bloqueio parassimpático⁽¹⁶⁾. Em outro estudo a administração de moxonidina (bloqueador simpático com ação central) também induziu a redução no SD2⁽³⁰⁾. Estes resultados sugerem que o SD1 reflete a modulação parassimpática e o SD2 reflete tanto a modulação vagal quanto a simpática. Além disso, após completo bloqueio vagal, a razão SD1/SD2 aumentou durante o esforço físico apenas após intensidades superiores a 60% do $\dot{V}O_2$ máximo⁽¹⁶⁾, o que sugere que SD1/SD2 é um indicador do aumento da modulação simpática.

O presente estudo mostrou que o SD1 diminuiu progressivamente do repouso até aproximadamente 55% do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$. Este resultado está de acordo com outros achados que atribuem o aumento da frequência cardíaca até o LV_1 , principalmente à retirada vagal^(13,14,16,17,19). A partir desta intensidade o SD1 manteve-se reduzido; no entanto, na seqüência, não apresentou um segundo platô como foi observado no estudo de Lima e Kiss⁽¹⁹⁾; pelo contrário, apresentou leve tendência em direção a valores mais elevados. O SD2 diminuiu progressivamente de maneira linear até o final do esforço físico. Esta diminuição do SD2 até aproximadamente 60% do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$ parece ter ocorrido principalmente devido à retirada vagal^(16,17,22). Em intensidades mais elevadas, o decréscimo observado talvez possa ter ocorrido devido ao aumento progressivo da modulação simpática^(15,35). O índice SD1/SD2 inicialmente diminuiu pela redução mais rápida do SD1 em relação ao SD2. A partir de aproximadamente 60% do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$, quando o SD1 permaneceu estável e o SD2 continuou diminuindo, a razão SD1/SD2 começou a aumentar, provavelmente também devido ao aumento da modulação simpática^(16,30).

A relação entre o LV_1 e a VFC foi inicialmente sugerida por Yamamoto *et al.*⁽¹³⁾. Utilizando a análise de Poincaré, Tulppo *et al.*⁽¹⁶⁾ mostraram que a modulação vagal não está presente acima do LV_1 . Tulppo *et al.*⁽¹⁷⁾ sugerem que o término da retirada vagal ocorre quando a diferença entre o SD1 de dois estágios consecutivos atinge valor menor que 1ms. Por outro lado, Lima e Kiss⁽¹⁹⁾ advogam que o decréscimo progressivo do SD1 encerra quando o SD1 atinge valores menores que 3ms, propondo, desse modo, este ponto como identificador do LiVFC. Esses mesmos autores correlacionaram o LiVFC com o LL, apresentando valor de $r = 0,76$.

Os resultados encontrados no presente estudo mostram que o LiVFC estabelecido mediante os critérios propostos por Tulppo *et al.*⁽¹⁷⁾ e por Lima e Kiss⁽¹⁹⁾, empregados separadamente ou em conjunto, apresentaram correlações significativas com o LV_1 quando foram utilizados os valores absolutos de $\dot{V}O_2$. Porém, não foram encontradas correlações estatísticas significativas entre o LiVFC e a identificação do LV_1 expresso em proporção do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$. Em assim sendo, parece ser bastante precipitado tentar empregar o LiVFC como método alternativo na identificação do LV_1 .

Apesar da quantidade de estudos sobre o LV_1 e o LL, controvérsias sobre os mecanismos fisiológicos responsáveis pela ocorrência dos limiares ainda persistem. Wasserman *et al.*⁽³⁾ consideram que o LV_1 ocorre em resposta ao aumento da concentração plasmática de H^+ e CO_2 , em seqüência do aumento da produção de lactato. Rowell *et al.*⁽³⁶⁾ discutem outros mecanismos causais para a ocorrência do LV_1 , como o aumento da concentração plasmática de K^+ , a elevação da temperatura corporal, o quimiorreflexo muscular mediado por fibras aferentes III e IV, o aumento da concentração plasmática de catecolaminas, entre outros. Independente da causa, o LV_1 ocorre, em tese, ligeiramente após o LL⁽³⁾, pois é uma resposta aos metabólitos produzidos pelo metabolismo muscular.

Existe consenso na literatura de que o aumento na produção de lactato durante o exercício ocorre devido à desproporção entre a velocidade da glicólise e a taxa de oxidação mitocondrial⁽⁴⁾. Mazzeo e Marshall⁽³⁵⁾ encontraram alta correlação entre o LL e o aumento da concentração plasmática de catecolaminas. Considerando que as catecolaminas estimulam a glicólise e a glicogenólise⁽³⁷⁾, os autores sugerem que o aumento da atividade simpática é um mecanismo primário gerador da aceleração da glicólise, aumentando dessa forma o lactato sanguíneo durante um teste de esforço incremental. No entanto, estudos que compararam o LL em esforço incremental com e sem o uso de bloqueadores β -adrenérgicos mostraram que o LL ocorre independente da influência das catecolaminas^(38,39), não confirmando a relação causal entre o aumento da atividade simpática e o LL.

Neste estudo foram identificados indivíduos que apresentaram LiVFC depois do LV_1 , assim como indivíduos que mostraram a res-

posta oposta. Esses resultados corroboram os achados de estudos que revelam que as relações entre catecolaminas, lactato sanguíneo e ventilação não são sempre constantes para predizer uma relação direta de causa e efeito^(5,38,39). Porém, existe consenso na literatura de que as respostas fazem parte do mesmo fenômeno^(4,5).

Considerando que as respostas para manutenção da homeostase durante o esforço físico fazem parte do mesmo fenômeno, justifica-se a identificação da transição metabólica por diversos métodos. A escolha do método mais adequado talvez deva levar em consideração aspectos práticos como disponibilidade de equipamento, especificidade, reprodutibilidade, acurácia e se a técnica é invasiva.

A análise da VFC para determinar o LiVFC, além de ser um método não-invasivo e acessível, tem a vantagem de fornecer informações importantes sobre a regulação autonômica durante o esforço físico. Informações disponibilizadas na literatura sugerem que condições relacionadas à maior atividade parassimpática estão associadas à maior estabilidade elétrica do coração^(40,41). Ainda, a atividade simpática elevada aumenta a vulnerabilidade cardíaca e o risco de ocorrerem eventos cardiovasculares^(42,43). Em assim sendo, o LiVFC parece representar a transição entre intensidades de esforço físico, com maior probabilidade de ocorrerem eventos cardiovasculares.

Uma das limitações do presente estudo foi o protocolo de teste de esforço físico empregado. O teste foi realizado em esteira ergométrica utilizando protocolo comum em avaliações clínicas. Contudo, informações disponibilizadas na literatura sugerem que este não é o protocolo ideal para a identificação de limiares⁽⁵⁾. Apesar desse fator limitante, foram encontrados coeficientes de correlação significativos entre o LV_1 e os LiVFC.

CONCLUSÕES

Mediante os resultados encontrados no presente estudo, verificou-se que a análise quantitativa da plotagem de Poincaré parece ter sido sensível o suficiente para avaliar a modulação autonômica em esforços físicos incrementais, por meio de protocolo de esteira ergométrica empregado em avaliações clínicas de rotina. Contudo, informações reunidas no estudo sugerem que a possível identificação do LV_1 por intermédio do LiVFC não é aconselhável, considerando a baixa correlação estatística encontrada entre a VFC e a estimativa do LV_1 expresso em proporção do $\dot{V}O_{2\text{pico}}$. Mais estudos tornam-se necessários na tentativa de aprimorar os critérios identificadores associados ao LiVFC e para comparar a acurácia da análise de Poincaré com outros métodos não-lineares na identificação da transição do metabolismo muscular.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS

1. Kindermann W, Simon G, Keul J. The significance of the aerobic-anaerobic transition for the determination of work load intensities during endurance training. *Eur J Appl Physiol* 1979;42:25-35.
2. Hollmann W. 42 years ago – development of the concepts of ventilatory and lactate threshold. *Sports Med* 2001;31:315-20.
3. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Casaburi R, Whipp BJ. Principles of exercise testing and interpretation. 3rd rev. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1999.
4. Ribeiro JP. Limiares metabólicos e ventilatórios durante o exercício. Aspectos fisiológicos e metodológicos. *Arq Bras Cardiol* 1995;64:171-81.
5. Yasbek PJ, Tuda CR, Sabbag LMS, Zarzana AL, Battistella LR. Ergoespiometria: tipos de equipamentos, aspectos metodológicos e variáveis úteis. *Rev Soc Cardiol Estado de São Paulo* 2001;3:682-94.
6. Svedahl K, MacIntosh BR. Anaerobic threshold: the concept and methods of measurement. *Can J Appl Physiol* 2003;28:299-323.

7. Mahon AD, Cheatham CC. Ventilatory threshold in children: a review. *Pediatric Exerc Sci* 1996;8:251-8.
8. Pfitzinger P, Freedson P. Blood lactate responses to exercise in children: part 2. Lactate threshold. *Pediatric Exerc Sci* 1997;9:299-307.
9. Vachon JA, Basset DRJ, Clarke S. Validity of the heart rate deflection point as a predictor of lactate threshold during running. *J Appl Physiol* 1999;87:452-9.
10. Jones AM, Doust JH. Assessment of the lactate threshold and ventilatory thresholds by breathing frequency in runners. *J Sports Sci* 1998;16:667-75.
11. Lúcia A, Vaquero AF, Pérez M, Sánchez O, Sánchez V, Gómez M, Chicharro JL. Electromyographic response to exercise in cardiac transplant patients. *Chest* 1997;111:1571-6.
12. Jammes Y, Caquellard F, Badier M. Correlation between surface electromyogram, oxygen uptake and blood lactate concentration during dynamic leg exercises. *Resp Physiol* 1998;112:167-74.
13. Yamamoto Y, Hugdson RL, Peterson J. Autonomic control of heart rate during exercise studied by heart rate variability spectral analysis. *J Appl Physiol* 1991;71:1136-42.
14. Yamamoto Y, Hugson RL, Nakamura Y. Autonomic nervous system responses to exercise in relation to ventilatory threshold. *Chest* 1992;101:206S-10S.
15. Nakamura Y, Yamamoto Y, Muraoka I. Autonomic control of heart rate during physical exercise and fractal dimension of heart rate variability. *J Appl Physiol* 1993;74:875-81.
16. Tulppo MP, Mäkikallio TH, Takala TES, Seppänen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *Am J Physiol* 1996;271:H244-H52.
17. Tulppo MP, Mäkikallio TH, Seppänen T, Laukkanen RT, Huikuri HV. Vagal modulation of heart rate during exercise: effects of age and physical fitness. *Am J Physiol* 1998;274:H424-H29.
18. Alonso DO, Forjaz CLM, Rezende LO, Braga AMFW, Barreto ACP, Negrão CE, Rondon MUPB. Comportamento da frequência cardíaca e da sua variabilidade durante as diferentes fases do exercício progressivo máximo. *Arq Bras Cardiol* 1998;71:787-92.
19. Lima JRP, Kiss MAP. Limiar de variabilidade da frequência cardíaca. *Rev Bras Ativ Fis Saúde* 1999;9:29-38.
20. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation* 1996;93:1043-65.
21. Anosov O, Patzak A, Kononovich Y, Persson PB. High-frequency oscillations of the heart rate during ramp load reflect the human anaerobic threshold. *Eur J Appl Physiol* 2000;83:388-94.
22. Tulppo MP, Mäkikallio TH, Laukkanen RT, Huikuri HV. Differences in autonomic modulation of heart rate during arm and leg exercise. *Clin Physiol* 1999;19:294-9.
23. Cottin F, Médigue C, Leprêtre PM, Papelier Y, Koralsztein JP, Billat V. Heart rate variability during exercise performed below and above ventilatory threshold. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36:594-600.
24. Hautala AJ, Mäkikallio TH, Seppänen T, Huikuri HV, Tulppo MP. Short-term correlation properties of R-R interval dynamics at different exercise intensity levels. *Clin Physiol Funct Imaging* 2003;23:215-23.
25. Öri Z, Monir G, Weiss J, Sayhouni X, Singer DH. Heart rate variability. Frequency domain analysis. *Cardiol Clin* 1992;10:499-533.
26. Casadei B, Cochrane S, Johnston J, Conway J, Sleight P. Pitfalls in the interpretation of spectral analysis of the heart rate variability during exercise in humans. *Acta Physiol Scand* 1995;153:125-31.
27. Perini R, Veicsteinas A. Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *Eur J Appl Physiol* 2003;90:317-25.
28. Camerena RG, Sosa SC, Ramos RR, Gonzalez MJG, Bañuelos VM, Leehan JA. Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1719-28.
29. Mourrot L, Bouhaddi M, Perrey S, Rouillon JD, Regnard J. Quantitative Poincaré plot analysis of heart rate variability: effect of endurance training. *Eur J Appl Physiol* 2004;91:79-87.
30. De Vito G, Galloway SDR, Nimmo MA, Mass P, McMurray JJV. Effects of central sympathetic inhibition on heart rate variability during steady-state exercise in healthy humans. *Clin Physiol Funct Imaging* 2003;23:215-23.
31. Ribeiro JP, Yang J, Adams RP, Kuka B, Knuttgen HG. Effect of different incremental exercise protocols on the determination of lactate and ventilatory threshold. *Braz J Med Biol Res* 1986;19:109-17.
32. Gaskill SE, Ruby BC, Walker AJ, Sanchez AO, Serfass RC, Leon AS. Validity and reliability of combining three methods to determine ventilatory threshold. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:1841-8.
33. Maciel BC, Gallo Jr L, Neto JAM, Filho ECL, Martins LEB. Autonomic nervous control of the heart rate during dynamic exercise in normal man. *Clin Sci* 1986;71:457-60.
34. Braun C, Kowalik P, Freking A, Haderer D, Kniffi KD, Messmann M. Demonstration of non-linear components in heart rate variability of healthy persons. *Am J Physiol* 1998;275:H1577-H84.
35. Mazzeo RS, Marshall P. Influence of plasma catecholamines on the lactate threshold during graded exercise. *J Appl Physiol* 1989;67:1319-22.
36. Rowell LB, Sheriff DD, Wyss CR, Scher AM. The nature of the exercise stimulus. *Acta Physiol Scand* 1986;128:7-14.
37. Richter EA, Ruderman NB, Gavras H, Belur ER, Galbo H. Muscle glycogenolysis during exercise: dual control by epinephrine and contractions. *Am J Physiol* 1982;242:E25-E32.
38. Petersen ES, Whipp BJ, Davis JA, Huntsman DJ, Brown HV, Wasserman K. Effects of β -adrenergic blockade on ventilation and gas exchange during exercise in humans. *J Appl Physiol* 1983;54:1306-13.
39. Hambrecht RP, Niebauer J, Fiehn E, Marburger CT, Muth T, Offner B, Kübler W, Schuler GC. Effect of an acute β -adrenergic blockade on the relationship between ventilatory and plasma lactate threshold. *Int J Sports Med* 1995;16:219-24.
40. Vanoli E, Ferrari GM, Stramba-Badiale M, Hull Jr SS, Foreman RD, Schwartz PJ. Vagal stimulation and prevention of sudden death in conscious dogs with a healed myocardial infarction. *Circ Res* 1991;68:1471-81.
41. Billman GE, Hoskins RS. Time-series analysis of heart rate variability during submaximal exercise. Evidence for reduced cardiac vagal tone in animals susceptible to ventricular fibrillation. *Circulation* 1989;80:146-57.
42. Woo MA, Stevenson WG, Mose DK, Middlekauff HR. Complex heart rate variability and serum norepinephrine levels in patients with advanced heart failure. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:565-9.
43. Tsuji H, Larson MG, Venditti FJ, Manders ES, Evans JC, Feldman CL, Levy D. Impact of reduced heart rate variability on risk for cardiac events. *Circulation* 1996;94:2850-5.